

La perspective d'une étude dynamique des artères des membres inférieurs en IRM grâce à la séquence ECTRICKS

M Nicolas, V Laurent, S Tissier, L Cannard, JC Leclerc, S Béot et D Régent

Abstract

Dynamic evaluation of lower limb arteries using the ECTRICKS MRI technique

J Radiol 2005;86:49-59

Purpose. This article presents a new MR angiography technique, Elliptic Centric Time Resolved Imaging on Contrast KineticS (ECTRICKS), which allows dynamic evaluation of the lower limb arteries opacification when venous return prevents adequate diagnostic evaluation of calf arteries.

Patient and methods. Comparative examination of the calf arteries in 59 patients using a standard MRA technique and the ECTRICKS technique.

Results. A total of 33 examinations could be compared. Additional arteries could be evaluated in 10% of our patient population using the ECTRICKS technique, and in 20% for our diabetic population. Arterial evaluation was better with the ECTRICKS technique in patients with diabetes and venous insufficiency.

Conclusion. ECTRICKS is a good complementary sequence for evaluating the calf arteries in patients with diabetes or early venous return.

Key words: Magnetic resonance, vascular studies. Arteriosclerosis.

Résumé

Objectif. Cette étude présente une nouvelle technique d'angioIRM, Elliptic Centric Time Resolved Imaging on Contrast KineticS, qui permet l'étude dynamique de l'opacification des artères des membres inférieurs quand le retour veineux masque les artères jambières et gêne le diagnostic.

Patient et méthode. Examen comparatif des artères jambières chez 59 patients avec l'angio-IRM standard et avec ECTRICKS.

Résultats. Trente trois examens ont permis une étude comparative. Dix pour cents d'artères supplémentaires étaient analysables en ECTRICKS, 20 % pour la population diabétique. Les artères étaient mieux analysables en ECTRICKS dans la population diabétique et en cas d'insuffisance veineuse.

Conclusion. ECTRICKS est une séquence complémentaire pour l'étude des artères des membres inférieurs en cas de retour veineux gênant dans la population diabétique ou en cas de retour veineux jambier précoce.

Mots-clés : Angio-IRM. ECTRICKS. Elliptique centrique. Time-resolved. Retour veineux. Artérite.

L'angioIRM complète depuis quelques années l'arbre décisionnel des examens complémentaires dans l'exploration de l'artérite des membres inférieurs ; d'abord basée sur deux techniques, l'une dite « en contraste de phase » et l'autre dite « en temps de vol » (1-7), cet examen présentait un inconvénient majeur, sa durée (1 h 30). L'amélioration des imageurs, des logiciels de traitement d'images et l'évolution du nombre d'appareil ont permis le développement des séquences d'étude volumique tridimensionnelle en écho de gradient rapide, avec injection d'un agent de contraste intra-vasculaire (8-11), et une meilleure disponibilité pour réaliser des bilans de première intention.

Les études comparatives entre l'artériographie conventionnelle et l'angio-IRM ont déjà montré l'excellente sensibilité de

l'IRM dans l'exploration de l'artérite (10, 11).

Des difficultés d'interprétation des réseaux artériels distaux subsistent parfois en cas de retour veineux, superficiel mais surtout profond, malgré les moyens techniques mis en œuvre pour l'éviter.

Le challenge était donc de trouver une séquence IRM capable de permettre une meilleure étude des artères distales. Une nouvelle technique, la séquence (EC) TRICKS ou Time-Resolved Imaging on Contrasts KineticS (GE Medical System, Milwaukee, Wisconsin), a pour but de minimiser le risque de pollution veineuse, en acquérant très rapidement et plusieurs fois les données du contraste et en utilisant un masque plus efficace pour effacer le fond de l'image inutile à l'interprétation (12-25), ce type de séquence permettant la création d'images sériées ou vues hémodynamiques.

Nous avons évalué cette technique chez 59 patients consécutifs, comparant l'angio-IRM standardisée de notre service et cette nouvelle séquence sur le palier jambier.

Patients et méthodes

Cinquante neuf examens consécutifs ont été pratiqués chez les patients adressés pour bilan ou suivi évolutif d'une artérite des membres inférieurs (angioIRM standard suivie par une séquence ECTRICKS au palier jambier). Aucun caractère d'exclusion de patient n'était retenu. Ces patients avaient entre 42 et 81 ans, avec un âge moyen de 66 ans. On dénombrait 11 femmes pour 48 hommes.

Tous les examens ont été réalisés sur un imageur 1.5 Tesla (General Electric Medical System, Milwaukee, Wisconsin), muni d'hyper gradients magnétiques, d'une avancée de table automatique et utilisation d'un injecteur automatique double chambre. Les antennes d'émission et de réception utilisées étaient une antenne volumique (« corps ») et une antenne en réseau phasé à quatre éléments (phased array coils) (« abdomen »).

Le patient avec une voie d'abord veineuse ante cubitale était allongé en décubitus, pied en premier dans l'imageur (« feet

first »), les membres inférieurs légèrement surélevés pour positionner les crêtes tibiales dans le même plan que les creux inguinaux, maintenues immobiles par des sangles.

L'acquisition se déroule en trois paliers selon la méthode de suivi de bolus avec avancée automatique de la table d'examen, chaque palier possédant des paramètres d'acquisition propres et indépendants des autres pour s'adapter aux conditions anatomiques (diamètre des vaisseaux), et optimiser les paramètres. L'acquisition débute par celle des masques des différents paliers (séries volumiques sans injection). Pour le palier aorto-iliaque, la séquence est réalisée en apnée avec l'antenne « corps » (ou body), le champ de vue (FOV) nécessaire est de 46 cm, le nombre d'excitation est de 0,75, l'épaisseur de coupe est de 4,4 mm, le nombre de coupe égal à 36, la bande passante est de 42 kHz, l'angle de bascule de 30° et la matrice : 320 x 160, le temps d'écho ou TE est minimum, les systèmes d'interpolation utilisent le ZIP 512 et le ZIP 4, la rapidité d'acquisition est augmentée par l'utilisation des hyper-gradients.

L'injection était automatique, en mode bi-phasique de 40 ml de Dotarem® (Guerbet, France) : 10 ml à 2 ml/s puis 30 ml à 0,4 ml/s puis rincé avec 40 ml de sérum physiologique, ou de 0,2 cc/kg de Multihance® : 1/3 dose à 0,8 ml/s puis 2/3 de dose à 0,4 ml/s et 20 ml de sérum à 0,4 ml/s (Temps d'acquisition : 19 secondes).

Pour le palier fémoro-poplitée, les paramètres étaient identiques avec un codage de l'espace K en mode elliptique centrée, sans nouvelle injection (suivi de bolus) (Temps d'acquisition : 16 secondes).

Pour le palier jambier, on privilégiait cette fois la résolution spatiale en augmentant la matrice et en diminuant l'épaisseur de coupe. Le contraste était recueilli dès le début de l'acquisition de ce dernier palier pour minimiser le retour veineux grâce à l'échantillonnage elliptique centrée grâce à l'antenne « corps », l'épaisseur de coupe diminuée à 2,8 mm avec un nombre de coupes de 32, la bande passante baissée à 31 kHz et la matrice augmentée à 512 x 384. Le nombre d'excitation restait à 0,75, et on utilise l'interpolation ZIP 2. Les hyper-gradients n'étaient pas utilisés pour une meilleure définition des contours vasculaires (Temps d'acquisition : 70 secondes).

Les trois paliers étaient chevauchés (8 cm environ) pour permettre une couverture satisfaisante lors de la modélisation du réseau artériel complet sur une seule image, (« pasting »).

La séquence ECTRICKS était pratiquée à l'étage jambier avec l'antenne « abdomen » en réseau phasé et un mode d'échantillonnage elliptique centrée. Le temps de répétition ou TR était réduit au minimum soit 8,5 millisecondes. Le temps d'écho ou TE restait minimal (environ 1,68 ms) et la bande passante à 31 kHz. L'épaisseur de coupe est réduite par rapport à la séquence standard à 2,4 mm (contre 2,8 mm) mais le nombre de coupes est inchangé égal à 32. L'angle de bascule optimal était de 45° et le champ de vue de 48 x 33 cm pour une matrice image de 512 x 224. On réinjectait 15 ml de Dotarem® (Guerbet, France) (ou 5 ml de Multihance®) à 0,5 ml/s rincé au sérum physiologique. L'injection n'était débutée que 30 secondes après le lancement de l'acquisition pour permettre l'acquisition en début de séquence des données utiles au masque qui sert à la soustraction automatique (Temps acquisition : 4 minutes et 10 secondes). Ce protocole génère 56 images par vue, à partir desquelles seront construites chaque image MIP.

Pour favoriser la résolution temporelle, on peut diminuer la matrice et augmenter l'épaisseur de coupe, protocole à plus basse résolution spatiale mais à plus haute résolution temporelle. Avec une matrice de 512 x 192 contre 512 x 224 et une épaisseur de coupe de 4 mm contre 2,4 mm, le temps d'acquisition peut être abaissé à 2 minutes et 24 secondes, au détriment de la résolution spatiale.

La relecture des examens était assurée par deux radiologues, l'un senior et l'autre interne en fin de formation et à distance de leur réalisation. Elle s'effectuait sur console de traitement, lecture à l'aveugle de l'angio-IRM classique sur le palier jambier, de la séquence ECTRICKS puis les deux en lecture consensuelle. Les examens étaient tous gravés sur CDROM pour en faciliter l'exploitation : l'analyse s'effectuait sur les images MIP (Maximale Intensity Projection) et volumique, corrélées avec les coupes natives ou les reformations.

Le lecteur déterminait si l'artère était non visible car occluse ou probablement présente mais non analysable en raison d'artéfacts tels que retour veineux gênant, mouvement du patient, défaut de mas-

que, anomalie de la séquence..., ou encore analysable. Dans ce dernier cas, il fallait apprécier de manière subjective si l'artère était de calibre normal (ou sténosée de moins de 30 %, choix arbitraire) ou sténosée (sténose supérieure à 30 %) : on classait également comme sténosées les artères de calibre régulier mais diffusément grêles. En cas de sténose, on précisait juste sa localisation proximale, moyenne, distale ou diffuse. On appréciait également sur les deux types de séquence l'existence ou non d'un retour veineux et ses conséquences sur l'analyse des artères. On le qualifiait d'absent, présent mais non gênant ou alors gênant et empêchant le diagnostic. Enfin on relevait la présence d'artéfact de soustraction ou de mouvement du patient. Le recueil des données a été réalisé grâce au logiciel EPI 6. L'étude statistique a été développée grâce au logiciel SAS system, pour le calcul des fréquences, des différents indices de concordance Kappa, et des seuils de signification « p » (test de Mac Némar avec seuil d'erreur alpha à 5 %).

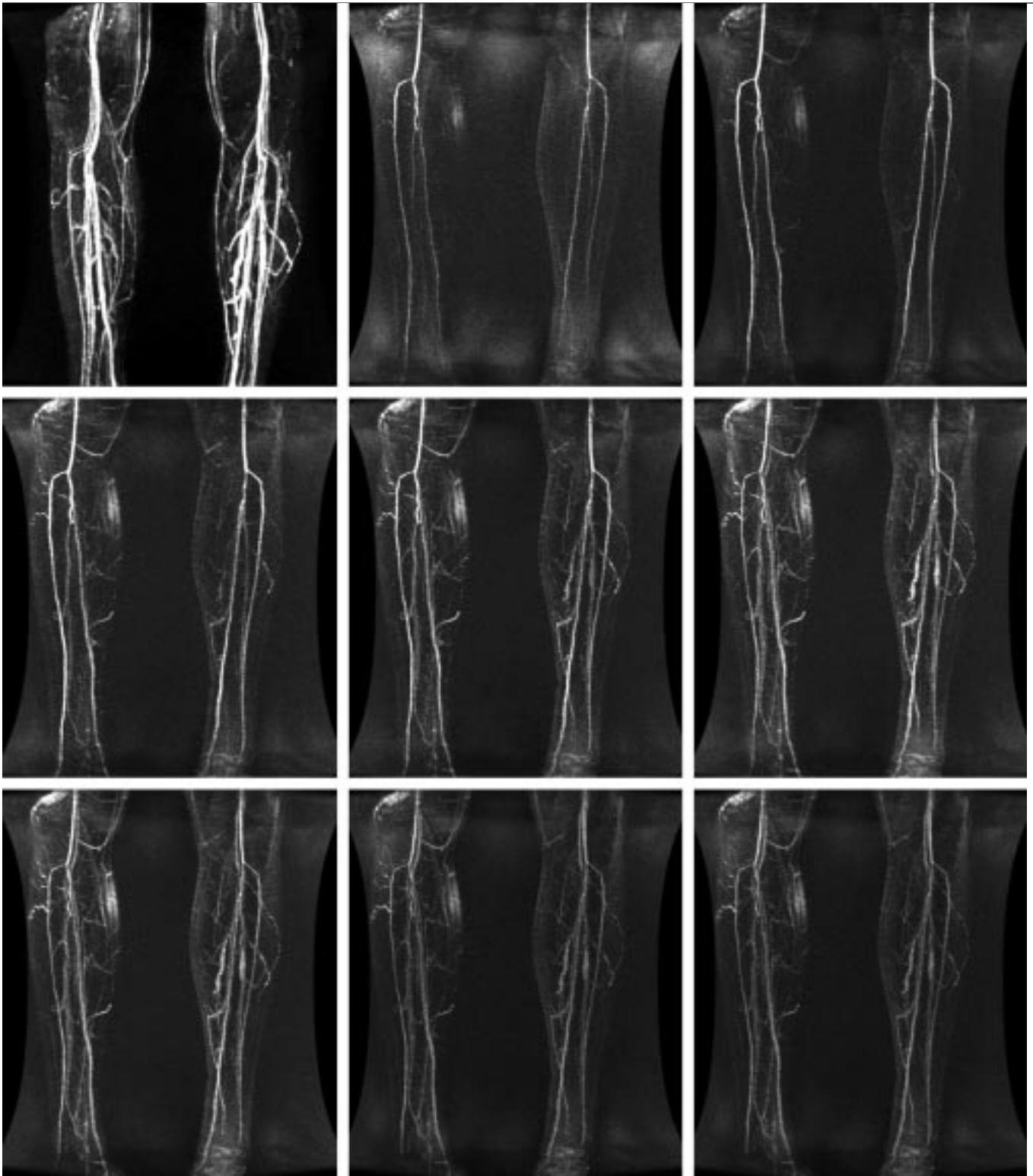
Résultats

Seuls 33 dossiers comportaient la séquence ECTRICKS, et ont été finalement étudiés (les autres correspondaient à des échecs de lancement, des erreurs de reconstruction ou l'absence d'archivage des séquences permettant un examen comparatif). Soixante et une jambes (5 amputées) ont été analysées, soit 305 segments artériels (5 segments par jambe : artère poplitée, tronc tibio-péronier, artères tibiale antérieure, tibiale postérieure et péronière).

La plupart des patients présentaient une claudication, mais une seule fois une ischémie aiguë. Dans 19 % des cas, on relevait une insuffisance veineuse et dans 28 % des cas une plaie (dont deux tiers des cas sont corrélés à l'existence d'un diabète), 56 % étaient tabagiques et 42 % diabétiques.

On constate que le nombre global d'artères analysables est plus important en lecture consensuelle (ARM et TRICKS) (83 % contre 73 %, moyenne des 2 lecteurs) qu'avec l'angio-IRM seule. Le nombre de segments non analysable en TRICKS est plus important qu'en ARM standard (31 % contre 19 %).

La lecture consensuelle permet d'augmenter le nombre d'artères analysables à



a	b	c
d	e	f
g	h	i

Fig. 1 : Observation 1.

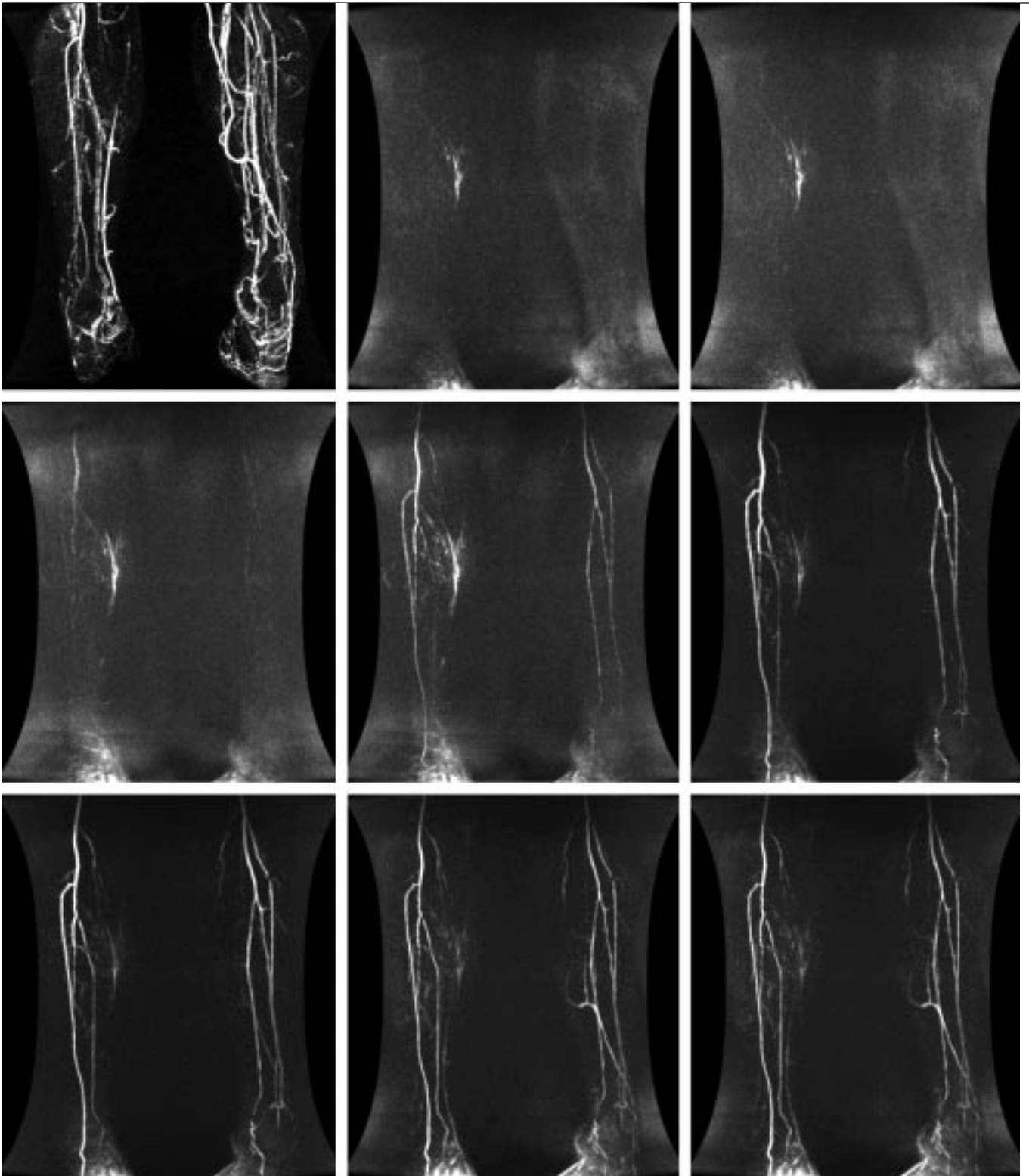
a Palier jambier natif : retour veineux gênant l'analyse des artères jambières.

b-i Palier jambier en ETRICKS : visualisation angiographique des artères. Plus de contamination veineuse.

Fig. 1: Case 1.

a Calf level: venous opacification interferes with arterial evaluation.

b-i Calf level using ETRICKS: angiographic projection. Absence of venous opacification.



a	b	c
d	e	f
g	h	i

Fig. 2 : Observation 2.

a Palier jambier natif : retour veineux gênant.

b-i Palier jambier en ETRICKS : meilleure analyse des artères jambières.

Fig. 2: Case 2.

a Calf level: venous opacification.

b-i Calf level using ETRICKS. Improved evaluation of the arteries.

Tableau I

Fréquence (en pourcentage) des artères analysables en fonction de la technique, du lecteur et de l'étape étudié.

Table I

Analysable arteries frequency according to technic, reader and study step (percentage).

Mode de lecture		Lecteur 1			Lecteur 2		
		Standard	Tricks	Consensuelle	Standard	Tricks	Consensuelle
Artère poplitée	droite	63	57	78	66	54	75
	gauche	84	63	90	75	57	81
Tronc tibiopéronier	droite	66	51	75	63	51	72
	gauche	78	66	84	75	57	81
Artère tibiale antérieure	droite	69	57	75	72	54	75
	gauche	75	60	84	78	51	75
Artère tibiale postérieure	droite	42	42	60	36	30	42
	gauche	60	60	81	45	39	45
Artère péronière	droite	57	60	72	51	51	57
	gauche	75	66	84	63	66	78

Tableau II

Fréquence des artères supplémentaires analysables, d'une technique par rapport à l'autre, et en fonction du lecteur.

Table II

Percentage of additional arteries adequately visualized between techniques by observer.

	Lecteur 1	Lecteur 2
Artères non analysables en ARM standard mais analysables en TRICKS	12 %	9 %
Artères non analysables en TRICKS mais analysables en ARM standard	21 %	21 %

tous les étages, de chaque côté et chez les deux lecteurs. Le gain selon l'artère ou selon le lecteur varie entre 0 et 21 %, soit 10 % en moyenne. Les gains les plus notables sont situés surtout chez le lecteur 1 « junior » (6 à 21 % contre 0 à 15 % chez le lecteur 2) (tableaux I et II).

Chez les sujets présentant une plaie (au nombre de six), 38 segments artériels sont analysables en étude combinée contre 36 en ARM classique seule. Dans 2 cas, l'examen ETRICKS est meilleur que la séquence classique, dans 2 autres il permet un diagnostic identique, et dans les 2 derniers il est in- interprétable (mouvement du patient) (tableau III).

Chez les sujets diabétiques (au nombre de quinze), 109 segments sont analysables en étude combinée contre 97 en ARM classique seule. Dans 4 dossiers, la séquence ETRICKS assure un meilleur diagnostic, dans 2 autres les séries sont identiques en qualité, dans 3 autres ETRICKS est

prise en défaut, et est inutilisable dans les 6 derniers (tableau IV).

Chez les sujets insuffisants veineux (au nombre de onze), 80 segments sont analysables en étude combinée contre 62 en ARM classique seule. Dans 5 cas, ETRICKS assure un diagnostic de meilleure qualité, dans 2 autres la réponse est identique ; dans un autre l'ARM est meilleure, et enfin dans les 3 derniers la séquence n'est pas exploitable (tableau V).

L'analyse du retour veineux montre sa présence dans 25 % des cas sur l'une des phases en ETRICKS (24 à 31 % pour le lecteur 1 et 12 à 23 % pour le second en fonction des segments) contre 78 % en ARM (67 à 84 % pour le lecteur 1, et 60 à 87 % pour le lecteur 2), dont 9 % seulement sont gênants pour l'interprétation contre 40 % en ARM.

Le retour veineux gênant l'interprétation est lui de 23 à 53 % pour le lecteur 1 en fonction du segment, et de 26 à 60 % pour

le lecteur 2. Ces chiffres sont ramenés entre 3 et 26 % et entre 0 et 16 % en méthode ETRICKS (tableaux VI, VII, fig. 1 et 2). Les coefficients de concordance intra observateur inter technique (kappa) s'échelonnent de 0,01 à 0,49 entre la lecture conventionnelle et la lecture TRICKS pour le lecteur 1 contre 0,27 à 0,64 pour le lecteur 2. Ces coefficients s'échelonnent de 0,37 à 0,78 entre la lecture conventionnelle et la lecture consensuelle pour le lecteur 1 contre 0,51 à 0,82 pour le lecteur 2, et de 0,51 à 0,82 entre la lecture conventionnelle et la lecture TRICKS pour le lecteur 1 contre 0,46 à 0,76 pour le lecteur 2.

Les coefficients de concordance inter observateur intra technique (kappa) coefficients s'échelonnent de 0,53 à 0,93 entre les deux lecteurs pour l'ARM, de 0,59 à 0,94 entre les deux lecteurs pour le TRICKS, de 0,53 à 0,83 entre les deux lecteurs pour la lecture consensuelle (ARM + ETRICKS).

Discussion

La variété des tests non invasifs explorant la pathologie artérielle permet aujourd'hui d'apprécier sa gravité et de guider la thérapeutique médicale ou chirurgicale (27, 28). Des efforts ont été accomplis pour rendre ce bilan le moins traumatique. L'IRM s'est ainsi développée, passant des techniques en temps de vol (TOF) et en contraste de phase (1-7), au technique volumique avec injection intraveineuse de produit de contraste (16, 18, 23, 30-39). En effet les deux premières techniques présentaient de nombreuses limites comme une résolution spatiale peu élevée, une saturation du signal (6), une perte de signal après les sténoses (7, 40), et surtout des temps d'examen prohibitifs surtout s'il était question d'explorer les membres inférieurs en entier (temps avoisinant 1 h 30) (1, 39, 41).

Depuis 1993 et les premières angio-IRM injectées, l'adéquation entre le début de l'injection et le début de l'acquisition s'est révélée être la solution pour un examen réussi (16-18, 23, 31-39, 42-43). L'injection manuelle du produit de contraste mais aussi la progression manuelle de la table d'examen ont été remplacés par l'injecteur et l'avancée de table automatisés (30, 44) permettant une nette réduction du temps d'examen et une amélioration significative de la résolution spatiale et de la qualité globale des examens.

Tableau III

Fréquence diagnostique (en pourcentage) chez les patients présentant une plaie en fonction de la séquence IRM.

Table III

Percentage of diagnostic examinations in patients with skin wound for both MRA techniques.

NOMBRE DE SEGMENTS	ARM (seul)	ECTRICKS (seul)	ARM ET ECTRICKS
OCCLUS	8	0	8
NON ANALYSABLES	13	16	11
ANALYSABLES :	36	10	38
– NORMAUX	2	3	3
– PATHOLOGIQUES	34	7	35

Tableau IV

Fréquence diagnostique (en pourcentage) chez les patients diabétiques en fonction de la séquence IRM.

Table IV

Percentage of diagnostic examinations in patients with diabetes for both MRA techniques.

NOMBRE DE SEGMENTS	ARM (seul)	ECTRICKS (seul)	ARM ET ECTRICKS
OCCLUS	8	8	8
NON ANALYSABLES	31	7	19
ANALYSABLES :	97	65	109
– NORMAUX	16	15	21
– PATHOLOGIQUES	81	50	88

Tableau V

Fréquence diagnostique (en pourcentage) chez les patients insuffisants veineux en fonction de la séquence IRM.

Table V

Percentage of diagnostic examinations in patients with venous insufficiency for both MRA techniques.

NOMBRE DE SEGMENTS	ARM (seul)	ECTRICKS (seul)	ARM ET ECTRICKS
OCCLUS	5	7	8
NON ANALYSABLES	28	11	7
ANALYSABLES :	62	52	80
– NORMAUX	8	13	15
– PATHOLOGIQUES	54	39	65

Depuis 1995, l'Université du Wisconsin aux USA rapporte une nouvelle séquence, le TRICKS, Time Resolved Imaging on Contrast Kinetics, permettant d'échantillonner de manière particulière et dirigée les données brutes (12-25), recueillant en priorité les données codant pour le contraste de l'image, centre de l'espace K. L'utilisation de cette séquence modifiée par l'utilisation du mode elliptique et centré permet encore de l'améliorer.

L'analyse de cette séquence dans notre étude est réduite à 33 dossiers, mais la population étudiée reste homogène sans biais de recrutement manifeste, et les facteurs de risque cardiovasculaire bien représentés.

Un gain de 10 % dans l'analysabilité des artères du niveau jambier par rapport à la séquence IRM commune est noté après une lecture consensuelle de l'ARM et la séquence ECTRICKS.

Le nombre d'artères analysables en ECTRICKS seul était systématiquement plus faible qu'en IRM conventionnelle, pour les deux lecteurs et à chaque niveau : le surcroît diagnostique attendu n'est pas mis en évidence dans cette étude en raison des nombreuses artères (environ 21 %) non analysables en ECTRICKS en raison des artefacts de mouvement du patient (durée 4 minutes 10 contre 19 s en technique classique). On a noté aussi la présence d'artefacts de flux (injection trop rapide au début de notre série). Ces résultats sous-estiment probablement la capacité de cette technique. Cependant on relève qu'ECTRICKS permet de mieux analyser entre 9 et 12 % de segments artériels classés non interprétables en première lecture avec les images d'angio-IRM conventionnelle.

Les fréquences d'analysabilité obtenues par les deux lecteurs (*tableau II*) sont différentes ; les variabilités diagnostiques inter techniques (ARM versus TRICKS) sont plus marquées chez le radiologue junior, à tous les niveaux : analysabilité, appréciation de la qualité du retour veineux ou des sténoses. La lecture consensuelle rapproche les diagnostics et les index de concordance inter lecteurs et intra technique (lecture consensuelle) sont bons (kappa de 0,53 à 0,83 selon l'étage artériel étudié avec un index moyen de 0,69). Un gain diagnostique est mis en évidence pour les deux lecteurs grâce à la séquence ECTRICKS. Le lecteur moins expérimenté est plus sensible à cette aide (variation plus grande de la fréquence d'analysabilité entre l'ARM et la lecture consensuelle, 5 à 20 % chez le lecteur 1, 8 à 15 % chez le lecteur 2).

L'étude des sous groupes de population montre également un gain diagnostique grâce à ECTRICKS : 4 % pour la population présentant une plaie, 9 % pour la population insuffisante veineuse, 19 % pour la population diabétique. Il est en fait difficile de dissocier ces trois sous-groupes car ces trois entités pathologiques sont souvent liées. Ces trois pathologies sont responsables de l'ouverture de shunts artério-veineux et d'une opacification précoce des veines. La fréquence plus élevée des pathologies occlusives fémoro-poplitées et jambières chez le diabétique (27) nécessite une technique performante pour approcher la réalité circulatoire locale, ce d'autant que les lésions sont souvent étagées (28). On ne peut se contenter de résultats imparfaits sur une séquence

Tableau VI

Fréquence du retour veineux, en fonction de l'étage, de la technique et du lecteur (pourcentage).

Table VI

Presence (percentage) of venous opacification by level, MRA technique and observer.

Mode de lecture		Lecteur 1		Lecteur 2	
		Standard	Tricks	Standard	Tricks
Artère poplitée	droite	80	24	64	12
	gauche	84	30	77	12
Tronc tibiopéronier	droite	67	25	60	20
	gauche	74	27	77	15
Artère tibiale antérieure	droite	74	27	60	12
	gauche	74	27	74	15
Artère tibiale postérieure	droite	77	31	70	12
	gauche	80	27	84	15
Artère péronière	droite	83	18	77	20
	gauche	84	20	87	23

Tableau VII

Fréquence du retour veineux gênant le diagnostic en fonction de l'étage, de la technique et du lecteur.

Table VII

Presence (percentage) of venous opacification interfering with interpretation by level, MRA technique and observer.

Mode de lecture		Lecteur 1		Lecteur 2	
		Standard	Tricks	Standard	Tricks
Artère poplitée	droite	40	4	36	7
	gauche	32	3	43	3
Tronc tibiopéronier	droite	26	12	40	11
	gauche	23	7	40	7
Artère tibiale antérieure	droite	30	4	26	0
	gauche	36	11	30	3
Artère tibiale postérieure	droite	53	26	60	8
	gauche	53	19	56	7
Artère péronière	droite	48	8	53	16
	gauche	46	7	56	14

p = 0,01 à 0,41 pour lecteur 1 et p = 0,002 à 0,01 pour le lecteur 2

conventionnelle polluée par des veines. La technique d'artériographie est aussi imparfaite dans l'analyse des artères distales lorsque des sténoses d'amont sont présentes et étagées (10 à 20 % des artères jambières non détectées en raison de flux lents). L'intérêt de la séquence ETRICKS, avec ces vues successives dans le temps d'un même volume, est d'apprécier l'opacification progressive des artères puis des veines au cours du même examen. La dimension hémodynamique de cette étude permet aussi une meilleure analyse des flux asymétriques.

L'élément clé de la séquence ETRICKS est sa capacité à réaliser un examen hémodynamique plus proche de la réalité phy-

siologique du patient. Le gain incontestable est la chute du taux de retour veineux sur les examens ETRICKS (25 % contre 78 % voire 84 % en fonction de l'étage étudié en séquence standard). Ce bénéfice est encore plus marqué si on isole les retours veineux gênants : 6,5 % et 7 % en ETRICKS contre 30 et 39 % en séquence conventionnelle (respectivement pour les lecteurs 1 et 2).

Son inconvénient majeur reste sa durée qui potentialise les artefacts de mouvement dûs au patient. Ce risque est cependant réduit par l'acquisition du masque en début de séquence (même plan de Fourier) et non pas dans une autre séquence comme en technique de soustraction classique. Les

artefacts de flux sont limités par une injection de produit régulière et assez lente. Une injection trop rapide entraîne des modulations trop importantes dans l'espace K et donc une dégradation de l'image. Une étude de l'impact des vitesses d'injection en séquence TRICKS (0,5-1,5 et 3 ml/s) a démontré un accroissement des artefacts de troncature avec la vitesse d'injection (18). Il faut privilégier la durée plutôt que la vitesse d'injection.

L'index de concordance était bon entre la lecture de l'ARM classique et la lecture consensuelle ; le diagnostic final reste donc proche de celui de l'ARM seul. Ceci tient au fait que la séquence classique est déjà un bon examen, et qu'elle reste essentiellement limitée en cas de retour veineux. L'index de concordance est seulement modéré à bon entre la séquence ETRICKS et la lecture consensuelle en raison des segments artériels non analysables pour artefacts de mouvement ou de flux en ETRICKS.

Petite révolution de l'imagerie par résonance magnétique, ETRICKS apporte une nouvelle vision de l'imagerie artérielle en IRM. En se rapprochant des conditions circulatoires physiologiques par la multiplication des images d'un même champ de vue au cours du temps, on récupère l'avantage perdu de l'artériographie, celui de pouvoir suivre l'opacification vasculaire. L'avantage supplémentaire est de pouvoir analyser les flux lents non perçus en artériographie, et de mieux voir les vaisseaux distaux surtout en cas de sténoses étagées (4-6, 41). Ceci permet de réaliser un bilan préopératoire plus précis, chirurgie versus traitement médical. Développée (en 1995) pour s'affranchir du retour veineux jugulaire à l'étage cervical, l'acquisition en time-resolved est développée pour les membres inférieurs. Son application nécessite un imageur puissant d'au moins 1,5 Tesla, avec des hyper gradients, un système d'échantillonnage de l'espace K variable (surtout elliptique centrée), une injection automatisée du produit de contraste et des logiciels d'interpolation temporelle et spatiale. Les logiciels de post-traitement doivent également être performants. Cette innovation nécessite une installation récente capable de traiter les nombreuses données inhérentes à cette technique.

L'innovation de notre protocole, par rapport à ceux déjà décrits dans la littérature mondiale (29), est d'utiliser un codage

elliptique et centrique. Ce mode d'échantillonnage a déjà fait ces preuves depuis 1997 (31), où il assurait une suppression satisfaisante des retours veineux par rapport à la lecture séquentielle. La segmentation de l'espace K en 4 régions elliptiques concentriques permet l'échantillonnage isolé de la zone centrale. Au contraire de la méthode centrique pure qui recueille l'intégralité des lignes centrales, cette méthode permet de recueillir seulement la zone centrale des basses fréquences codant pour le contraste. Un rafraîchissement adapté du recueil de cette zone centrale permet de l'acquérir plusieurs fois, en fait une fois sur deux.

On peut interpoler à tout temps de l'examen les données codant pour le contraste, permettant ainsi par la reconstruction des vues successives (suivi de la variation du signal artériel). Cette méthode permet d'obtenir un bon rehaussement vasculaire sans retour veineux gênant malgré une durée d'examen excédant le temps circulatoire d'une phase artério-veineuse (14). L'administration du produit de contraste, privilégiant plus la durée que la vitesse, après le lancement de la séquence rend la technique « opérateur indépendant » pour la synchronisation entre l'acquisition et l'injection, au contraire de l'angio-IRM classique où elle reste une contrainte. Cette technique permet de rendre analysable en IRM toute artère sans se soucier du contexte clinique. Elle offre une nouvelle perspective diagnostique dans ces contextes où l'angio-IRM n'était parfois pas suffisante pour faire le bilan en raison des superpositions veineuses.

Cette nouvelle approche IRM, dite non invasive, n'expose pas aux radiations ionisantes de l'artériographie sur table numérisée. Elle ne nécessite pas de cathétérisme artériel sanglant avec les risques de complications immédiates comme les hématomas ou plus tardives comme les faux anévrismes. De plus les produits de contraste utilisés en IRM ne sont pas néphrotoxiques ou très peu (45-47). C'est le plus grand intérêt pour cette population le plus souvent âgée, hypertendue ou diabétique et par conséquent mauvaise réceptrice aux produits iodés.

La réalisation de l'examen en ambulatoire simplifie encore sa réalisation, et il n'est pas nécessaire d'arrêter les traitements antiagrégants ou anticoagulants en cours. Étudiée au troisième palier, la séquence ECTRICKS est applicable également aux autres.

Quelques inconvénients sont toutefois remarquables : cette technique n'apporte pas de renseignement quantitatif sur les flux ni d'analyse quantitative précise sur les sténoses, comme la technique conventionnelle. L'utilisation d'une antenne en réseau phasé au palier jambier réduit le champ de vue exploitable par rapport à l'antenne corps utilisée dans l'examen conventionnel, limitant l'exploration artérielle péri malléolaire. La quantité de données brutes générées par cette séquence est importante : 56 images par phase, 8 phases ; ce qui pose un problème de gestion et augmente le temps de reconstruction global (interpolation).

Cette nouvelle séquence fait l'objet de plusieurs études parmi lesquelles il est bien difficile de trouver un protocole standard. Selon les équipes, l'espace K est divisé en 3 ou 4 segments, dans le sens d'encodage de phase ou de lecture. Le mode d'échantillonnage est centrique, elliptique ou les deux. La soustraction fait appel à différents types de masque acquis avant ou après l'injection ou à différents outils mathématiques personnalisés. On décrit encore des examens hybrides entre la technique TRICKS et la séquence conventionnelle. Voici toutefois résumés les points qui mériteraient développement et attention dans le futur.

À l'étage abdominal, une nouvelle technique permettrait de diminuer le temps d'acquisition et donc de rapprocher l'acquisition du troisième palier avec le pic de rehaussement artériel. Cette technique dénommée ASSET ou Array Spatial Sensitivity Encoding Technique (SENSE[®], GE Medical System, Milwaukee, Wisconsin) a pour but de diminuer le temps d'acquisition en conservant la résolution de l'image ou alors d'augmenter la résolution spatiale en conservant le temps d'acquisition. Elle est particulièrement intéressante dans les séquences tri dimensionnelle nécessitant une apnée où le temps d'acquisition peut être divisé par deux. Son principe consiste en l'utilisation d'un champ de vue rectangulaire (moins de ligne codée dans l'espace K), et d'un système de dépliement de l'image (pour palier le repliement induit par le champ rectangulaire). Son association à une bande passante plus large permettra de réduire encore le TR et la durée du premier palier.

Mazaheri et al. proposent une variation de l'acquisition des données, du mode de soustraction et de la formation de l'image (53). La division de l'espace K est semblable à la notre, utilisant aussi un mode d'échantillonnage elliptique centrique. La première partie de l'acquisition se fait en ECTRICKS mais n'échantillonne que les régions A, B et C (zones centrales concentriques de l'espace K) et débute avec l'injection (pas d'acquisition de masque initial) : l'acquisition de cette première partie s'effectue pendant la phase dynamique de rehaussement artériel. Ensuite tout l'espace K, incluant la région D codant pour les hautes fréquences, est acquis : cette acquisition s'effectue pendant la zone de plateau du rehaussement vasculaire (intensité identique dans les artères et les veines).

Ordre d'acquisition des données

Phase dynamique plateau de rehaussement
ABACABACABAC... ABCDDDDDDDD
(durée 3 minutes 50 secondes)

▲
Injection

Pour obtenir l'image finale en haute résolution, la meilleure vue de la série ECTRICKS est combinée aux données hautes fréquences de l'image obtenue en deuxième partie d'examen. Pour soustraire les données du rehaussement veineux, les basses fréquences sont exclues de l'image obtenue en deuxième partie d'examen en utilisant un filtre de pondération des fréquences de l'espace K dont la référence est une région artérielle. La suppression des tissus est effectuée mathématiquement : l'intensité du signal de chaque voxel est mesurée sur la première vue ECTRICKS (en général celle où le signal artériel est la moitié du signal artériel le plus élevé) et sur celle où l'intensité artérielle est la plus importante. Grâce au facteur d'accroissement du signal on déduit les voxels codant pour les artères, les autres sont supprimés. Des essais sur des cochons à l'étage carotidien démontrent, malgré une correspondance intéressante du début de l'acquisition et de l'injection, qu'il existe une perte de la vue dynamique de contraste. Le gain du rapport signal sur bruit est aussi limité.

Madore et Pelc proposent une alternative à l'imagerie TRICKS avec codage centrique de l'espace K en modifiant le post-traitement : ils estiment en effet que l'encodage partiel de l'espace K notamment des hautes fréquences induit

des artefacts des parois vasculaires. Ils utilisent donc un hybride de l'outil mathématique de reconstruction de l'image utile en TRICKS en incorporant dans leur formule de reconstruction des données « statiques » avant injection du produit de contraste, celles-ci étant issues du masque. Cela permettrait d'améliorer le contraste des parois des vaisseaux et d'éviter les artefacts de parois (48).

Vigen et al. proposent la combinaison du 3D TRICKS conventionnel avec une projection angulaire de l'échantillonnage de l'espace K (division de l'espace en 3 zones centriques dans le sens d'encodage de coupes KZ, et non plus dans le plan KY/KX) : cette combinaison permettrait d'obtenir une meilleure résolution ou une meilleure couverture dans le sens d'encodage de coupe, ou une meilleure résolution dans deux directions avec une résolution temporelle plus faible (jusqu'à 2,5 secondes contre une moyenne de 15 secondes en TRICKS). Elle assure une meilleure séparation des artères et des veines et devient intéressante pour l'imagerie nécessitant des apnées. La projection angulaire génère cependant des artefacts (bruit de fond ou brouillard), acceptable dans leur petite expérience *in vivo*, et la résolution est limitée par le rapport signal sur bruit (12). L'amélioration de la résolution temporelle passera par une diminution si possible du TR pour se rapprocher des conditions circulatoires et obtenir plus de vues au total et surtout plus de phases artérielles pures. Il faut diminuer le nombre de lignes de la matrice dans le sens d'encodage de phase (FOV rectangulaire) mais au détriment de la résolution spatiale (44).

L'utilisation d'une antenne réceptrice efficace dédiée aux membres inférieurs permettrait d'augmenter la résolution spatiale (49).

Chez les diabétiques, les limites de l'exploration Doppler en cas de médiocalcose marquée (diagnostic excessif d'occlusion) ouvrent la voie à la séquence ETRICKS, capable de démasquer les artères à flux lent grâce à son échantillonnage réitéré de la zone centrale codant pour le contraste au cours du temps. Il existe une corrélation entre le retour veineux précoce et l'état trophique cutané : une plaie entraînera une pollution veineuse superficielle locale, sa présence pourrait d'emblée faire porter l'indication de cette séquence.

Les insuffisances veineuses marquées, surtout quand elles sont profondes, entraînent une « pollution » de l'image et la distinction entre artère et veine devient parfois difficile.

On peut donc déduire les principales applications de cette nouvelle séquence :

en pathologie (diabétique, insuffisant veineux, une plaie jambière) quand l'angio-IRM n'a pas réussi à faire le diagnostic en raison d'un retour veineux gênant ; applications d'ordre technique (échec de la séquence classique sur un palier, mouvement du patient entre le masque et la séquence injectée rendant ininterprétable le troisième palier) ; applications dynamiques (étude d'une formation anévrysmale du membre inférieur, d'un shunt artério-veineux, du réseau pédieux si nécessaire, en complément de l'investigation classique)

Conclusion

La séquence ETRICKS démontre ainsi son grand intérêt pour la prise en charge de l'artérite en IRM, en complément de la séquence classique en suivi de bolus. Sa durée nécessite une indication contrôlée et rigoureuse, ajustable en fonction des résultats de la séquence angiographique réalisée à partir du protocole conventionnel et en fonction de la pathologie suspectée (variation de la matrice et de l'épaisseur de coupe pour favoriser la résolution spatiale ou temporelle).

Elle nécessite une coopération du patient : l'immobilité est le seul garant de sa réussite en dehors des paramètres techniques propres à l'imageur. Cette nécessité pourrait être sa véritable limite. L'existence d'une séquence en « basse résolution » permet de gagner en résolution temporelle, au détriment de la résolution spatiale (adaptation à la pathologie, shunt, anévrysmes...). La technique en haute résolution sera préférée pour le bilan de l'artérite commune.

Le but n'est pas de remplacer les séquences classiques bien plus rapides (environ une minute contre 4 minutes et 10 secondes pour notre séquence ETRICKS), mais d'être une alternative, voire une véritable bouée de sauvetage, quand une réponse précise ne peut être fournie par l'examen conventionnel ou quand l'examen Doppler est limité en raison d'une médiocalcose sévère.

Des adaptations techniques sont encore envisageables pour améliorer la séquence classique, la résolution temporelle, et diminuer le temps d'examen, notamment sur le premier palier. Des améliorations dans le post-traitement pourront également permettre d'accélérer le temps de traitement du dossier.

L'angio-IRM s'intègre aujourd'hui dans la nouvelle prise en charge du patient artériel. Il est associé à l'examen écho Doppler dans les bilans de débrouillage. Tous les deux gouvernent l'attitude thérapeutique. Sa fiabilité et sa sensibilité sont majorées par cette nouvelle technique ETRICKS. Le développement actuel de l'angio-scanner des membres inférieurs sur les nouveaux imageurs tomodynamométriques permet une analyse plus précise des parois vasculaires (anévrisme thrombosé, calcifications pariétales...). Son indication sera posée selon les résultats IRM si un traitement chirurgical de revascularisation est nécessaire. Des fusions d'images IRM/scanner sans injection permettraient un bilan exhaustif de l'artérite, des études sont en cours.

Références

1. Cambria RP, Kaufman JA, L'Italien GJ et al. Magnetic resonance angiography in the management of lower extremity arterial occlusive disease: a prospective study. *Journal of vascular surgery* 1997;25:380-89.
2. Rofsky NM, Purdy DE, Johnson G et al. Suppression of venous signal in time of flight MR angiography of the lower extremities after administration of gadopentetate dimeglumine. *Radiology* 1997;202:177-82.
3. Leyendecker JR, Johnson SP, Diffin DC, Elsass K, Bifano SL. Time of flight MR arteriography of below-knee arteries with maximum-intensity-projection reconstruction: is interpretation of the axial source images helpful? *AJR Am J Roentgenol* 1997;169:1145-9.
4. Baum RA, Rutter CM, Sunshine JH et al. Multicenter trial to evaluate vascular magnetic resonance angiography of the lower extremity. *JAMA* 1995;274:875-80.
5. Carpenter JP, Baum RA, Holland GA, Barker CF. Peripheral vascular surgery with magnetic resonance angiography as the sole preoperative imaging modality. *Journal of vascular surgery* 1994;20:861-71.
6. Schnall MD, Holland GA, Baum RA, Cope C, Schiebler ML, Carpenter JP. MR

- angiography of the peripheral vasculature. *Radiographics* 1993;13:920-30.
7. Hertz SM, Baum RA, Owen RS, Holland GA, Logan DR, Carpenter JP. Comparison of magnetic resonance angiography and contrast arteriography in peripheral arterial stenoses. *American Journal of Surgery* 1993;166:112-3.
 8. Saloner D. Determinants of image appearance in contrast-enhanced magnetic resonance angiography. *Investigative Radiology* 1998;33:488-95.
 9. Prince MR. Contrast-enhanced MR angiography. *MRI clinics of North America* 1998;6:257-67.
 10. Pellerin M, Coquille F, Hubert M, Lagrange C, Piquois A, Scherrer A. Étude comparative entre l'artériographie des membres inférieurs (AMI) et l'angiographie par résonance magnétique (ARM) dans le diagnostic d'artériopathie distale des membres inférieurs. *J Radiol* 2001;82:237-43.
 11. Brillet PY, Tassart M, Bazot M, Le Blanche AF, Allaire E, Boudghene F. Évaluation du réseau jambier dans l'ischémie critique des membres inférieurs: comparaison entre l'artériographie et l'angiographie par résonance magnétique (ARM). *Journal des maladies vasculaires* 2001;26:31-8.
 12. Vigen KK, Peters DC, Grist TM, Block WF, Mistretta CA. Undersampled projection-reconstruction imaging for time-resolved contrast-enhanced imaging. *Magn Res Med* 2000;43:170-6.
 13. Strecker R, Scheffler K, Klich J et al. Fast functional MRA using time-resolved projection MR angiography with correlation analysis. *Magn Res Med* 2000;43:303-09.
 14. Huston III J, Fain SB, Riederer SJ, Wilman AH, Bernstein MA, Busse RF. Carotid arteries: maximizing arterial to venous contrast in fluoroscopically triggered contrast-enhanced MR angiography with elliptic centric view ordering. *Radiology* 1999;211:265-73.
 15. Carroll TJ, Korosec FR, Petermann GM, Grist TM, Turski PA. Carotid bifurcation: Evaluation of time-resolved three dimensional contrast-enhanced MR angiography. *Radiology* 2001;220:525-32.
 16. Turski PA, Korosec FR, Carroll TJ, Willig DS, Grist TM, Mistretta CA. Contrast-enhanced magnetic resonance angiography of the carotid bifurcation using the time-resolved imaging of contrast kinetics (TRICKS) technique. *Topics in magnetic resonance imaging* 2001;12:175-81.
 17. Hany TF, Carroll TJ, Omary RA et al. Aorta and runoff vessels: single injection MR angiography with automated table movement compared with multi-injection time-resolved MR angiography — initial results. *Radiology* 2001;221:266-72.
 18. Carroll TJ, Korosec FR, Swan JS, Hany TF, Grist TM, Mistretta TA. The effect of injection rate on time-resolved contrast-enhanced peripheral MRA. *J Magn Reson Imag* 2001;14:401-10.
 19. Naganawa S, Koshikawa T, Fukatsu H et al. Contrast-enhanced MR angiography of the carotid artery using 3D time-resolved imaging of contrast kinetics: comparison with real time fluoroscopic triggered 3D-elliptical centric view ordering. *Radiation Medicine* 2001;19:185-92.
 20. VanHoe L, DeJaegere T, Bosmans H et al. Breath-hold contrast-enhanced three-dimensional MR angiography of the abdomen: time-resolved imaging versus single-phase imaging. *Radiology* 2000;214:149-56.
 21. Carroll TJ, Korosec FR, Swan S, Grist M, Frayne R, Mistretta CA. Method for rapidly determining and reconstructing the peak arterial frame from a time-resolved CE-MRA exam. *Magnetic Resonance in Medicine* 2000;44:817-20.
 22. VanHoe L, DeJaegere T, Bosmans H, Bogaert J, Oyen R, Marchal G. Time-resolved MR angiography of the upper abdomen: initial clinical experience. *Eur Radiol* 1999;9:418-21.
 23. Korosec FR, Frayne R, Grist TM, Mistretta CA. Time-resolved contrast-enhanced 3D MR angiography. *Magn Reson Med* 1996;36:345-51.
 24. Mistretta CA, Grist TM, Korosec FR et al. 3D time-resolved contrast-enhanced MR DSA: advantages and tradeoffs. *Magn Reson Med* 1998;40:571-81.
 25. Zhou Y. User instruction of time resolved MRA with elliptic centric view ordering. General Electric Company 2001.
 26. Mezrich R. A perspective on K space. *Radiology* 1995;195:297-315.
 27. Cormier JM, Cormier F, Fichelle JM, Arzelle JM, Trevidic P. Artériopathie diabétique des membres inférieurs. *Chirurgie* 1996;121:133-6.
 28. Benhamou AC, Dadon M, Emmerich J et al. Artériopathie des membres inférieurs chez le diabétique. *Diabetes & Metabolism* 1997;23:541-48.
 29. Mistretta CA, Grist TM. X-ray digital subtraction angiography to magnetic resonance-digital subtraction angiography using three-dimensional TRICKS. *Investigative Radiology* 1998;33:496-505.
 30. Leiner T, Ho KY, Nelemans P, De Haan MW, van Engelshoven J. Three dimensional contrast-enhanced moving-bed infusion-tracking (Mobi-track) peripheral MR angiography with flexible choice of imaging parameters for each field of View. *J Magn Reson Imag* 2000;11:368-77.
 31. Wilman AH, Riederer SJ, King BF, Debbins JP, Rossman PJ, Ehman RL. Fluoroscopically triggered contrast-enhanced three-dimensional MR angiography with elliptical centric view order: application to the renal arteries. *Radiology* 1997;205:137-46.
 32. Koelemay MJ, Lijmeer JG, Stoker J, Legemate DA, Bossuyt PM. Magnetic resonance angiography for the evaluation of lower extremity arterial disease. A meta-analysis. *JAMA* 285:1338-45.
 33. Joarder R, Gedroyc WM. Magnetic resonance angiography: the state of the art. *Eur Radiol* 2001;11:446-53.
 34. Li W, Zhang M, Sher S, Edelman RR. MR angiography of the vascular tree from the aorta to the foot: combining two-dimensional time-of-flight and three-dimensional contrast-enhanced imaging. *J Magn Reson Imag* 2000;12:884-9.
 35. Nelemans PJ, Leiner T, de Wet HCW, van Engelshoven JMA. Peripheral arterial disease: Meta-analysis of the diagnostic performance of MR angiography. *Radiology* 2000;217:105-14.
 36. Lefèvre F, Gaucher H, Debelle L et al. Angio-IRM des membres inférieurs par suivi d'embols sans soustraction: note technique. *J Radiol* 1999;80:397-400.
 37. Watanabe Y, Dohke M, Okumura A et al. Dynamic subtraction MR angiography: first pass imaging of the main arteries of the lower body. *AJR Am J Roentgenol* 1998;170:357-60.
 38. Lee HM, Wang Y, Sostman HD et al. Distal lower extremity arteries: evaluation with two-dimensional MR digital subtraction angiography. *Radiology* 1998;207:505-12.
 39. Ho KY, Leiner T, de Haan MW et al. Peripheral vascular tree stenoses: evaluation with moving-bed infusion-tracking MR angiography. *Radiology* 1998;206:683-92.
 40. Quinn SF, Sheley RC, Semonsen KG, Leonardo VJ, Kojima K, Szumowski J. Aortic and lower-extremity arterial disease: evaluation with MR angiography versus conventional angiography. *Radiology* 1998;206:693-701.
 41. Carpenter JP, Golden MA, Barker CF, Holland GA, Baum R. The fate of bypass grafts to angiographically occult runoff vessels detected by magnetic resonance angiography. *Journal of vascular surgery* 1996;23:483-9.
 42. Reid SK, Pagan-Marin HR, Menzoian JO, Woodson J, Yucel EK. Contrast-enhanced moving-table MR angiography: prospective comparison to catheter arteriography for treatment planning in peripheral arterial occlusive disease. *J Vasc Interv Radiol* 2001;12:45-53.
 43. Fain SB, Riederer SJ, Bernstein MA, Huston III J. Theoretical limits of spatial

- resolution in elliptical-centric contrast-enhanced 3D- MRA; *Magn Res Med* 1999;42:1106-16.
44. Hennig J, Scheffler K, Laubenberger J, Strecker R. Time-resolved projection angiography after bolus injection of contrast agent. *Magn Reson med* 1997;37:341-5.
 45. Shellock FG, Kanal E. Safety of magnetic resonance imaging contrast agents. *J Magn Reson Imag* 1999;10:477-84.
 46. Prince MR, Arnoldus C, Frisoli JK. Nephrotoxicity of high dose gadolinium compared with iodinated contrast. *JMRI* 1996;1:162-6.
 47. Murphy KJ, Brunberg JA, Cohan RH. Adverse reactions to gadolinium contrast media: a review of 36 cases. *AJR Am J Roentgenol* 1996;167:847-9.
 48. Madore B, Pelc NJ. New approach to 3D time-resolved angiography. *Magn Reson Med* 2002;47:1022-5.
 49. Goyen M, Ruehm SG, Barkhausen J et al. Improved multistation peripheral MR angiography with a dedicated vascular coil. *JMRI* 2001;13:475-80.
 50. Yoo KS, Watts R, Winchester PA, Zabih R, Wang Y, Prince MR. Post processing techniques for time resolved contrast enhanced MR angiography. *Radiology* 2002;222:564-68.
 51. Ho KY, de Haan MW, Kessels AG, Kitslaar PJ, van Engelshoven JM. Peripheral vascular tree stenoses: detection with subtracted and nonsubtracted MR angiography. *Radiology* 1998;206:673-81.
 52. 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. *JMRI* 1996;6:642-51.
 53. Mazaheri Y, Carroll TJ, Du J, Block WF et al. Combined time-resolved and high spatial resolution 3D MRA using an extended adaptive acquisition. *JMRI* 2002;15:291-301.
 54. Prince MR, Chabra SG, Watts R et al. Contrast material travel times in patients undergoing peripheral MR angiography. *Radiology* 2002;224:55-61.