Protocoles abrégés en IRM mammaire : où en sommes-nous ?

Mammary MRI short protocols: where do we stand?

Audrey Milon^{1,2}, Saskia Vandeperre¹, Julie Poujol¹, Édith Kermarrec, MD¹,
Edwige Pottier¹, Cendos Abdel-Wahab¹, Asma Bekhouche^{1,2}, Isabelle
Thomassin-Naggara^{1, 2}*

1- service de radiologie, AP-HP, hôpital Tenon, 4 rue de la Chine, 75020 Paris, France

2 -Sorbonne universités, université Pierre-et-Marie-Curie Paris 6, ISCD, IUC, 75005 Paris, France

* **Auteur correspondant** : Audrey Milon ; e-mail: audrey.milon.am@gmail.com

Résumé

Les protocoles courts (*fast* et abrégés) en IRM mammaire présentent une sensibilité équivalente aux protocoles actuels. Néanmoins, les protocoles tronqués, dits *fast*, tendent à présenter une spécificité inférieure aux protocoles actuels du fait de l'absence d'étude de la cinétique de rehaussement. La spécificité peut être améliorée par l'étude de la cinétique du rehaussement lésionnel précoce grâce à l'ajout d'une séquence dynamique *ultrafast*. Ainsi dans les quelques études publiées précédemment, un protocole abrégé, combinant un protocole *fast* et une séquence dynamique *ultrafast* permet d'atteindre des performances diagnostiques similaires, voire supérieures, à celles d'un protocole actuel tout en raccourcissant significativement le temps d'examen.

Mots clés

IRM mammaire abrégée ; Protocole *fast* ; Séquence *ultrafast*

Abstract

'Abbreviated' and 'fast' protocols have a similar sensitivity as current full protocols in breast MRI. Truncated 'fast' protocols tend to have a lower specificity than full protocols because of the loss of enhancement lesion study. Specificity can be improved by studying the kinetics of early lesion enhancement permitted through addition of an 'ultrafast' dynamic sequence. In a few published studies, abbreviated protocols - combining fast protocol and ultrafast sequence - achieve diagnostic performance similar to better than that of full protocols, while significantly shortening the acquisition time.

Keywords

Abbreviated breast MRI ; Fast protocol ; Ultrafast sequence

1. Introduction

L'IRM mammaire est un examen de dépistage et diagnostic présentant des performances élevées ; ses indications actuelles en France sont présentées en **Annexe 1**. Ses principales limites sont sa spécificité moyenne et variable ainsi que sa durée d'acquisition longue. Depuis 2010, de nouveaux protocoles tronqués, dit *fast*, ont été

étudiés, et permettent de raccourcir le temps d'examen tout en conservant une sensibilité identique. Néanmoins ces protocoles ne permettent pas l'analyse de la cinétique de rehaussement des lésions et tendent à perdre en spécificité.

Pour tenter d'augmenter la spécificité, certains auteurs ont proposé l'ajout à un protocole *fast* d'une séquence dynamique pour échantillonnage du rehaussement lésionnel précoce permettant ainsi de conserver l'étude de la cinétique de rehaussement et conserver voire accroître la spécificité tout en réduisant le temps d'examen.

2. Protocole actuel d'une IRM mammaire

L'IRM mammaire doit être réalisée si possible lors de la deuxième semaine du cycle menstruel (j8-j15) afin de limiter le rehaussement matriciel de fond lié à l'imprégnation œstrogénique. En cas de réalisation en dehors de la deuxième semaine du cycle, une reprogrammation systématique n'est pas nécessaire. Elle se fera au cas par cas en cas de rehaussement glandulaire masquant gênant l'interprétation. Le protocole de référence actuel consiste en l'acquisition de séquences morphologiques T1 et T2 puis de séquences T1 avant et après injection de contraste, permettant l'étude du rehaussement dynamique des lésions mammaire (**Figure 1**) [1].

2.1. Séquence T1

La séquence morphologique T1 sans et avec saturation du signal de la graisse permet d'étude de la répartition architecturale de la glande, le diagnostic de certaines anomalies bénignes contenant de la graisse (ganglions intramammaires, hamartomes, cytotéatonecrose), une bonne visualisation des clips. La séquence T1 avec saturation de graisse permet la visualisation d'un contenu galactophorique spontanément hyper intense (liquide épais ou hémattique) et sert de masque à la réalisation des séquences soustraites après injection de produit de contraste.

2.2. Séquence T2

Pour la séquence T2, il est nécessaire de réaliser au moins une séquence sans saturation du signal de la graisse, dans un objectif de caractérisation lésionnelle. En effet, la séquence morphologique T2 constitue une aide diagnostique à la caractérisation lésionnelle pour reclasser certaines lésions typiquement bénignes et ainsi s'affranchir ainsi d'un suivi inutile, coûteux et anxiogène [2-4]. Les lésions bénignes suivantes présentent classiquement un signal T2 supérieur ou égal à celui de la graisse : les kystes

simples, les ectasies galactophoriques, les lésions bénignes de contenu mucineux (fibroadénome myxoïde), les structures ganglionnaires intramammaires bénignes, les lipomes, la cytotéatonécrose. Cependant, il faut garder à l'esprit que certaines lésions malignes, peu fréquentes, présentent un signal T2 supérieur ou égal à celui de la graisse : les lésions mucineuses malignes (carcinome mucineux), les lésions présentant une forte cellularité (carcinome médullaire, lymphome).

Les séquences T2 sans saturation du signal de la graisse sont supérieures aux séquences T2 avec saturation du signal de la graisse pour la caractérisation lésionnelle pour deux raisons principales : l'absence de saturation du signal de la graisse pour caractérisation des lésions graisseuses telle la cytotéatonécrose, et la possibilité d'étudier l'environnement de la lésion (hile graisseux d'un ganglion, étude des contours d'une lésion) [5]. Néanmoins, une acquisition T2 avec saturation du signal de la graisse peut être optionnellement ajoutée, dans l'objectif d'augmenter la détection des lésions (augmentation de la sensibilité de l'examen), notamment en cas contre-indication à l'injection de gadolinium.

2.3. Séquences T1 avec injection de produit de contraste

Les séquences T1 injectées permettent l'étude de la morphologie et des caractéristiques visuelles du rehaussement (homogène, hétérogène, etc.).

Elles permettent l'étude de la cinétique de rehaussement d'une lésion en plaçant une région d'intérêt (*region of interest*, ROI) dans la lésion étudiée ; permettant l'élaboration d'une courbe illustrant la variation de l'intensité de signal (en absolu ou en pourcentage) en fonction du temps (en secondes). Plusieurs séquences T1 acquises après injection de produit de contraste (au moins 6 minutes après injection) sont recommandées pour l'élaboration de ces courbes. Les consoles de post-traitement rendent possible l'élaboration de cartes paramétriques illustrant par une échelle de couleurs une caractéristique semi-quantitative (*positive enhancement integral*, *maximal slope of increase*, etc.) de rehaussement issu de l'intensité de prise de contraste en fonction des différentes phases d'acquisition au sein de chaque voxel. Ces cartes paramétriques, grâce à leur cartographie couleur, permettent de mieux repérer l'échantillon de la lésion présentant le rehaussement le plus suspect pour placer la ou les régions d'intérêt de la manière la plus adaptée.

L'objectif de la réalisation de ces courbes de rehaussement est d'aider à la classification des lésions de morphologie bénigne et ainsi déterminer celles qui nécessitent une

analyse histologique (lésions de classe 4 selon le Breast Imaging-Reporting And Data System [BI-RADS]) et celles pour lesquelles il est possible de surseoir à la biopsie (BI-RADS 3).

La répétition de ces séquences T1 injectées (en nombre variable selon les équipes, en général comprises entre trois et cinq) n'a comme seul objectif de réaliser des courbes de rehaussement. Elles présentent une faible résolution temporelle (de l'ordre de 60 à 80 secondes par séquence) et donc très chronophages (**Figure 2**).

La durée d'un protocole long est actuellement comprise entre 25 et 40 minutes selon les recommandations européennes de l'European Society of Breast Cancer Specialist (EUSOMA).

2.4. Séquences complémentaires

D'autres séquences complémentaires optionnelles telle qu'une séquence de diffusion peuvent être réalisées. Certaines séquences telles que les séquences « silicone » ou de « galacto-IRM » seront réalisées en fonction du contexte clinique.

3. Intérêt des courbes de rehaussement dans le protocole classique

L'intensité du rehaussement est déterminée selon le pourcentage d'intensité de signal de la lésion dans les deux premières minutes après l'injection de produit de contraste :

- intense : plus de 100 % ;
- modéré : de 50 à 100 % ;
- faible : moins de 50 %.

Ces courbes dynamiques sont déterminées comme :

- de type 1 pour les courbes présentant un rehaussement progressif sans plateau ;
- de type de 2 pour les courbes présentant un rehaussement avec plateau ;
- de type 3 pour les courbes présentant un rehaussement intense (plus de 100% d'intensité de signal) puis un lavage (diminution de plus de 10% d'intensité de signal) au temps tardif (**Figure 3**).

Il n'existe pas de recommandation dans le lexique BI-RADS concernant le classement des lésions de morphologie bénigne en fonction de leur type de courbe de rehaussement.

La conduite à tenir la plus fréquemment retenue en ce qui concerne les masses et les foci est résumée dans le **tableau 1**.

Les rehaussements non-masse correspondent aux prises de contraste ne répondant pas aux critères de rehaussement masse ni aux critères de focus : n'occupant pas un volume dans les trois plans de l'espace et de fait typiquement non visibles sur les séquences morphologiques ET mesurant plus de 5 mm. Un rehaussement non-masse se décrit par sa distribution spatiale et ses caractéristiques internes de rehaussement. Il n'existe pas de recommandation concernant l'influence de l'étude de la cinétique de rehaussement sur le classement BI-RADS des rehaussements non-masse.

4. Performances diagnostiques de l'IRM mammaire et limites

Plusieurs études ont démontré les performances diagnostiques élevées de l'IRM dans le cadre du dépistage, qui sont supérieures à celles de la mammographie associée à la tomosynthèse et/ou à l'échographie [6]. Un examen de dépistage se définit d'abord par une sensibilité et valeur prédictive négative hautes ; la sensibilité de l'IRM, variable selon les études, a été démontrée comme supérieure à 95 % d'après les résultats d'une méta-analyse réalisée en 2008 [7].

Berg et al. ont démontré que l'IRM permettait de dépister 14,7 cancers additionnels pour 1000 bilans sénologiques de dépistage (par mammographie et échographie) normaux dans une population de femme à haut risque [8].

Des performances diagnostiques similaires ont été observées dans d'autres études chez des patientes à haut risque familial [9]. La quasi absence de cancer d'intervalle chez les patientes ayant bénéficié d'une IRM additionnelle annuelle (sur une population à risque intermédiaire ou à haut risque de cancer du sein) suggère que la grande majorité des cancers d'intervalle lors du suivi pour dépistage des patientes ne bénéficiant pas d'IRM seraient probablement préexistants, non détectables par les autres modalités de dépistage (mammographie et échographie).

4.1. Caractère fonctionnel de l'IRM mammaire et application pour le diagnostic des carcinomes canaux in situ et des lésions frontières

Tout comme les thérapeutiques actuelles, l'imagerie en oncologie tend à s'orienter vers l'étude des caractéristiques fonctionnelles de la tumeur.

Contrairement à la mammographie, l'IRM injectée dynamique permet l'étude de caractéristiques tumorales corrélées avec l'indice de prolifération et le potentiel métastatique [10-14].

Les carcinomes canauxaires in situ sont pour la plupart détectables en IRM. La sensibilité de l'IRM pour le diagnostic des carcinomes canauxaires in situ est de 80 % pour les carcinomes canauxaires in situ de bas grade et de 98 % pour les grades intermédiaires [15] ; tandis que la sensibilité de la mammographie pour le diagnostic des carcinomes canauxaires in situ décroît avec le grade lésionnel (61 % pour les carcinomes canauxaires in situ de bas grade et 35 % pour les carcinomes canauxaires in situ de haut grade).

Dans une autre étude, la valeur prédictive négative de l'IRM pour le diagnostic des carcinomes canauxaires in situ de haut grade ou carcinomes canauxaires in situ micro-invasif était de 99 % [16].

Ces constatations démontrent la supériorité de l'IRM dans le dépistage des carcinomes canauxaires in situ de haut grade par rapport à la mammographie.

Néanmoins, près 20 % des carcinomes canauxaires in situ de bas grade ne seraient pas diagnostiqués par IRM. Ces carcinomes in situ présentent un potentiel évolutif faible et lent, ils font de ce fait l'objet de controverses quant à leur dépistage par mammographie, leur diagnostic exposant selon certaines équipes, à un « surtraitement » des femmes participant au dépistage [17].

L'IRM pourrait donc permettre le diagnostic des carcinomes canauxaires in situ nécessitant un traitement à court terme.

Vingt-cinq à 30 % des lésions frontières sont associées à un risque évolutif ou à un risque d'être associées à une lésion maligne. Ces lésions bénéficient d'une exérèse systématique actuellement contestée du fait d'un possible surtraitement. Certains auteurs suggèrent de ne proposer une exérèse chirurgicale des lésions frontières qu'en cas de positivité de l'IRM. Une étude prospective évaluant les performances diagnostiques de l'IRM dans la détection des lésions malignes associées aux lésions frontières a montré que l'IRM mammaire présentait des performances diagnostiques élevées dans cette indication : une sensibilité de 88 %, une spécificité de 92 %, une valeur prédictive positive de 78 %, une valeur prédictive négative de 96 %, une précision de 91 % [18].

4.2. Limites de l'IRM mammaire

La principale critique concernant les performances diagnostiques de l'IRM mammaire est sa faible spécificité, estimée à 72 % dans une récente méta-analyse [7]. Cette spécificité relativement basse induit la réalisation d'examen de *second-look* et engendre des faux positifs. Dans une étude multicentrique réalisée sur plus de 2000 patientes à haut risque présentant une densité mammaire élevée, Berg et al. ont démontré une augmentation du nombre de cancers détectés en IRM mammaire au détriment d'une augmentation du nombre de faux positifs, conséquence directe de l'IRM [19]. Ainsi, la combinaison de la mammographie et de l'échographie avait une sensibilité de 44 % et une spécificité de 84 % contre une sensibilité de 100 % et une spécificité de 65 % pour l'association de mammographie, d'échographie et d'IRM.

La valeur prédictive positive de l'échographie seule était de 10 % sur la réalisation d'une biopsie d'une masse diagnostiquée uniquement par échographie, contre approximativement 30 % par IRM dans une population de femmes à haut risque de cancer du sein [20]. En d'autres termes, un pourcentage bien plus élevé de lésions diagnostiquées par IRM s'avérait être des cancers par comparaison à l'échographie. La seconde critique concernant l'IRM mammaire est sa durée de réalisation : environ 20 à 30 minutes par examen.

5. Protocoles abrégés

L'unique objectif de l'acquisition répétée de séquences T1 après l'injection de contraste est la réalisation de courbes de rehaussement. Les courbes de type 3 sont évocatrices de lésions malignes. Ce critère est spécifique (spécificité de 87 %) mais peu sensible (sensibilité de 57 %). Le *wash-in* médian d'une lésion bénigne est de 72 % +/- 35 % tandis que le *wash-in* médian d'une lésion maligne est de 104 % +/- 41 %. Les déviations standards sont élevées pour ces deux valeurs, témoins de nombreux chevauchements [21].

En 2010, la société américaine d'imagerie mammaire et l'American College of Radiology (ACR) ont estimé que l'ajout d'une IRM mammaire de dépistage devait être considéré chez les patientes à risque intermédiaire de cancer du sein (incluant dans cette catégorie les patientes présentant une densité mammaire élevée et excluant les patientes suivies pour des lésions histologiques frontalières). Il a été conclu que l'IRM mammaire n'était pas coût-efficace pour le dépistage des patientes à risque intermédiaire de cancer du sein. Les explications apportées étaient d'une part le coût

élevé de l'IRM mammaire et d'autre part le coût induit par les indications additionnelles de biopsies sous IRM [22].

Une des solutions pour réduire le coût et augmenter la disponibilité de l'examen serait de réduire le temps d'acquisition et donc le protocole d'acquisition [17].

Depuis 2010, plusieurs nouveaux protocoles d'IRM dynamique ont été étudiés ; la majorité est, a priori, au moins équivalente aux protocoles habituels.

Les protocoles dits « fast » sont des protocoles simplement tronqués, comprenant à minima une séquence T1 sans puis après injection de contraste. Ils ne permettent donc pas d'analyse de la cinétique de rehaussement d'une lésion. Selon les auteurs, certaines séquences supplémentaires sont conservées de leur protocole initial (séquence T2 ou diffusion notamment) (**Figure 4**).

5.1. Protocoles « fast » dans un contexte de dépistage

En 2014, *Kuhl et al.* ont évalué la valeur diagnostique d'une IRM rapide pour le dépistage du cancer du sein sur une population de dépistage à risque modéré ou intermédiaire de cancer du sein (risque absolu inférieur à 15 %) [4]. Cette étude a été réalisée sur 443 patientes (606 IRM mammaires) ayant préalablement bénéficié d'une mammographie normale. Le protocole court consistait en une séquence axiale T1 avant injection de produit de contraste, associée à la première séquence T1 avec saturation du signal de la graisse après injection de produit de contraste, pour une durée totale d'acquisition de 3 minutes. Les lecteurs devaient déterminer si une lésion était visible sur le MIP soustrait de l'unique séquence injectée T1 puis auquel cas devaient déterminer la catégorie selon BI-RADS de cette lésion à l'aide des deux séquences disponibles (T1 sans puis après injection).

Cet examen IRM se surajoutant à un dépistage sénologique standard négatif a permis le diagnostic de 11 cancers additionnels, soit un taux de détection de 18,2 pour 1000 examens. La sensibilité du protocole court comparée au protocole standard était de 100 %. La spécificité et la valeur prédictive négative du protocole court étaient équivalentes à celles du protocole standard, respectivement de 94,3 % contre 93,9 % et de 24,4 % contre 23,4 %. Néanmoins, la lecture du protocole standard permettait de reclasser plus d'un tiers des lésions BI-RADS 3 en BI-RADS 2 grâce à la lecture de la séquence T2 uniquement disponible dans le protocole standard (les lésions BI-RADS 3 étant classées comme négatives dans les analyses statistiques d'où la spécificité conservée dans le protocole court).

En 2017, *Strahle et al.* ont réalisé une étude prospective incluant 671 femmes à risque modéré et intermédiaire de cancer du sein, ayant bénéficié d'une mammographie de dépistage normale [5]. Le protocole court (7,5 min) comportait une séquence T1 sans injection puis deux séquences T1 après 1,5 min et 6 min après injection de produit de contraste ; une séquence T2 était intercalée entre les deux séquences T1 injectées. La sensibilité et valeur prédictive négative du protocole court étaient similaires à celle du protocole standard (sensibilité égale à la valeur prédictive négative, soit 100%). Sept cancers additionnels ont été diagnostiqués, soit un taux de détection de 10,4 pour 1000 femmes. Tous les cancers additionnels ont été détectés chez des patientes qui avaient une densité mammaire élevée (sept patientes sur 367), soit un taux de détection de cancer additionnel de 16,3 pour 1000 patientes dans cette sous-population.

En 2015, Harvey et al. ont proposé un protocole court similaire à celui de Kuhl et al., à cela près que les 568 IRM pratiquées chez 505 patientes préalablement dépistées indemnes sur le bilan sénologique standard étaient toutes à haut risque ou très haut risque de cancer du sein [4,23]. L'IRM de dépistage a permis le diagnostic de sept cancers additionnels, soit un taux de cancer additionnel de 12,3 pour 1000 examens. La sensibilité et valeur prédictive négative du protocole court comparées à celles du protocole standard étaient de 100 %. La valeur prédictive positive et spécificité n'étaient pas évaluables. La durée du protocole court était de 10,7 minutes. La lecture du protocole complet permettait une modification du classement BI-RADS dans seulement 12 cas (2,1 %).

Les protocoles courts « *fast* » dans le cadre du dépistage présentent la même sensibilité et la même valeur prédictive négative que les protocoles complets et permettent un taux de détection de cancers additionnels de 10,4 à 18,2 pour 1000 examens après dépistage sénologique standard négatif.

Plusieurs autres études ont validé ces résultats (excellente sensibilité et valeur prédictive négative) des protocoles courts avec des schémas d'études différents, sélectionnant des patientes présentant toutes un cancer du sein afin d'augmenter le nombre d'événements. Le taux de détection des cancers était supérieur ou égal à 99,4 % pour le protocole court [15,24].

5.2. Protocoles « *fast* » en dehors d'un contexte de dépistage

En 2016, Moschetta et al. ont évalué les performances diagnostiques d'un protocole court sur 470 patientes ayant bénéficié d'une IRM mammaire, indépendamment de l'indication de l'examen [25].

Le protocole court consistait en une séquence T1 STIR (*short T1 inversion recovery*), une séquence T2 TSE (*turbo-spin echo*), une séquence T1 avec saturation du signal de la graisse sans puis 3 minutes après injection de contraste. Cent-quatre-vingt-quinze IRM sur 470 des étaient positives (soit 38 %), 75 des 185 lésions étaient des cancers (16 %). Le protocole court présentait en comparaison avec le protocole standard respectivement une sensibilité de 89 % contre 92 %, une spécificité de 91 % contre 92 %, une valeur prédictive positive de 64 % contre 68 %, une valeur prédictive négative de 98 % contre 98 %, une précision du diagnostic de 91 % contre 92 % ($p < 0,001$).

En 2017, notre centre a évalué, les performances diagnostiques d'un protocole court en comparaison avec un protocole standard sur 106 lésions biopsiées (dont 58 cancers) rehaussées en IRM mammaire, indépendamment de l'indication [26]. Le protocole court consistait en une séquence T2, une séquence T1 avec saturation du signal de la graisse, sans puis après injection de produit de contraste.

Les performances diagnostiques du protocole court étaient équivalentes à celles du protocole standard : sensibilité de 93,1 %, spécificité de 60,4 %, valeur prédictive positive de 74 %, valeur prédictive négative de 87, 9 %, précision de 78,3 % ($p < 0,05$). Ces deux études ont montré que les protocoles courts proposés étaient équivalents aux protocoles standards complets dans un contexte de population adressée en IRM quelle que soit l'indication.

5.3. Séquences *ultrafast*

La limite des protocoles *fast* est le manque de spécificité pour la caractérisation des lésions de morphologie bénigne, notamment BI-RADS 3 et BI-RADS 4A, compte tenu de l'absence de courbe de rehaussement. Il a été démontré dans plusieurs études que les cancers mammaires invasifs ainsi que les carcinomes canaux in situ de haut grade présentent un rehaussement important et rapide dans les 90 premières secondes [27].

Certains auteurs ont donc proposé la réalisation de séquences dynamiques T1 dites « *ultrafast* » permettant une étude du rehaussement lésionnel précoce c'est-à-dire permettant l'échantillonnage de la prise de contraste d'une lésion immédiatement après l'injection de contraste (**Figure 5**).

En 2014, Mann et al. ont étudié les performances diagnostiques d'un paramètre semi-quantitatif - *maximal slope of increase* (la pente de rehaussement) - issu une séquence *ultrafast* (TWIST, Siemens ; technique d'accélération par sous-échantillonnage de l'espace k) sur 160 patientes atteintes de 199 lésions rehaussées en IRM mammaire, indépendamment de l'indication [28]. La pente de rehaussement a été comparée aux courbes de rehaussement habituelles issues des séquences du protocole standard, indépendamment des caractéristiques morphologiques. La pente de rehaussement sur la séquence *ultrafast* permettait un classement satisfaisant des lésions entre bénin et malin (AUROC : 0,829). Deux seuils ont été déterminés à l'aide de courbes ROC, permettant un classement en courbe de type 1, 2 et 3 par analogie avec les courbes issues du protocole standard. Les courbes issues du rehaussement lésionnel précoce présentaient de meilleures performances diagnostiques que les courbes issues du protocole standard (AUROC : 0,812 contre 0,692, $p=0,00061$).

En 2016, Pineda et al. ont réalisé une étude préliminaire pour évaluer les performances d'une séquence *ultrafast* (technique accélération par imagerie parallèle) localement implémentée, sur une population de 23 patientes (18 cancers et 15 lésions bénignes) [29]. Le paramètre semi-quantitatif étudié sur une région d'intérêt était le *time of arrival* (TOA), défini comme le temps de rehaussement de la lésion étudiée depuis le rehaussement des artères mammaires internes. Le TOA était significativement plus court pour les lésions malignes (18,4 s) que pour les lésions bénignes (43,5 s) ($p<0,001$).

Plusieurs études préliminaires réalisées sur un faible échantillon ont présenté des résultats prometteurs quant à l'élaboration de séquences *ultrafast* toujours mieux résolues tant sur le plan temporel que spatial [29-34]. Il existe toujours un compromis entre résolution spatiale et résolution temporelle. En augmentant la résolution temporelle d'une séquence, c'est-à-dire en la raccourcissant, on perd en résolution spatiale. Les séquences *ultrafast* étudiées précédemment dans la littérature, sur des populations importantes, concernaient principalement des techniques d'acquisition sous-échantillonnant le plan de Fourier, associées à de nouvelles techniques de reconstructions (de type *ViewSharing*). Ces séquences sont actuellement proposées par les différents constructeurs sous les acronymes suivants : TWIST (Siemens), TRICKS et DISCO (General Electric), TRAQ (Hitachi), 4-D TRAQ (Phillips).

Les séquences *ultrafast* actuelles présentent une résolution spatiale relativement faible, ne permettant pas une étude morphologique optimale mais permettant une l'étude cinétique des lésions au moins équivalente aux courbes 'traditionnelles'.

Très récemment, des techniques de reconstruction d'acquisitions sous-échantillonnées ont été développées : le *compressed-sensing*, dont les séquences sont en cours de commercialisation.

La classification BI-RADS repose majoritairement sur des critères morphologiques (forme et contours pour les masses ; disposition spatiale et caractéristiques statiques de rehaussement pour les non-masses), étudiés grâce aux séquences de haute résolution spatiale. La réalisation des courbes de rehaussement impacte uniquement les lésions à faible probabilité de malignité (BI-RADS 3-4a). Plusieurs auteurs ont étudié précédemment les performances de l'adjonction d'une séquence ultrarapide à un protocole *fast* permettant une étude dynamique du rehaussement lésionnel précoce pour le classement bénin/malin des lésions mammaires, réalisant ainsi un protocole abrégé **(Figure 6)(Figure 7)**.

En 2017, Mus et al. ont étudié l'apport d'un autre paramètre semi-quantitatif - *time to enhancement* (TTE) (le temps écoulé avant le début de rehaussement)- au sein d'un protocole abrégé versus protocole standard sur la même population et la même séquence *ultrafast* que l'étude de Mann et al. [28,35]. Le TTE était défini comme le point de début de rehaussement de la lésion depuis le rehaussement de l'aorte. Les lésions étaient classées comme malignes si rehaussées avant 12,96 s et comme bénignes si rehaussées après 12,96 s. Le TTE permettait un classement significativement meilleur des lésions en comparaison avec les courbes standards ($p<0,05$). En incluant les critères BI-RADS morphologiques, les résultats du protocole abrégé était significativement meilleurs que ceux du protocole standard. ($p<0,001$).

En 2017, notre centre a étudié les performances d'une séquence *ultrafast* (TRICKS, General Electric) intégrée au sein d'un protocole abrégé, dans la caractérisation des lésions mammaires rehaussées, indépendamment de l'indication de l'examen, sur 106 lésions concernant 70 patientes [26]. L'adjonction d'une séquence TRICKS au protocole abrégé permettait une meilleure classification des lésions bénignes (entre 10,4 et 22,9 % selon les lecteurs), sans faux-négatif de lésion maligne. Le protocole combiné (abrégé avec séquence ultrarapide) permettait une augmentation significative de la

spécificité de 83,3 % contre 70,8 % et 60,4 % en comparaison respectivement avec le protocole abrégé sans séquence *ultrafast* et en comparaison avec le protocole complet, sans modification de la sensibilité.

6. Conclusion

Les protocoles courts (*fast* ou « abrégés ») en IRM mammaire présentent une sensibilité équivalente aux protocoles actuels. Les protocoles tronqués dits *fast* tendent à présenter une spécificité inférieure aux protocoles actuels du fait de l'absence d'étude de la cinétique de rehaussement. La spécificité est améliorée par l'étude de la cinétique du rehaussement lésionnel précoce grâce à l'ajout d'une séquence dynamique *ultrafast*. Ainsi dans les quelques études précédemment publiées, un protocole abrégé, combinant un protocole *fast* et une séquence dynamique *ultrafast*, permet d'atteindre des performances diagnostiques similaires voire supérieures à celles d'un protocole actuel. Plusieurs études ont suggéré un rehaussement plus tardif progressif des carcinomes lobulaires infiltrant comparativement aux autres cancers ; pouvant être un frein à l'utilisation d'un protocole court [36,37]. Néanmoins dans les études réalisées précédemment sur les protocoles *fast* ou abrégés, les carcinomes lobulaires ne semblaient pas faire l'objet d'une sous-détection et ni être un frein à l'utilisation de ces protocoles.

Les études actuelles sont en faveur de l'élaboration de protocoles abrégés, combinant une étude morphologique optimale grâce à une séquence T1 injectée de haute résolution spatiale et une étude cinétique permise par une séquence dynamique. L'ajout d'une séquence T2 à ce protocole abrégé présente un intérêt comme aide à la caractérisation des lésions mais peut être discuté dans un protocole abrégé en raison de son caractère chronophage [5,7].

Une diminution importante du temps d'acquisition, telle que proposée dans les différentes études évaluant des protocoles abrégés, pourrait permettre une augmentation de la disponibilité et une diminution du coût de l'IRM injectée.

Conflit d'intérêts

Aucun

Annexe 1

Indications actuelles de l'IRM mammaire en France.

Bibliographie

1. Kuhl CK, Schild HH, Morakkabati N. Dynamic bilateral contrast-enhanced MR imaging of the breast: trade-off between spatial and temporal resolution. *Radiology* 2005;236(3):789–800.
2. Kuhl CK, Klaschik S, Mielcarek P, Gieseke J, Wardelmann E, Schild HH. Do T2-weighted pulse sequences help with the differential diagnosis of enhancing lesions in dynamic breast MRI? *J Magn Reson Imaging* 1999;9(2):187–196.
3. Ballesio L, Savelli S, Angeletti M, Porfiri LM, D'Ambrosio I, Maggi C, et al. Breast MRI: Are T2 IR sequences useful in the evaluation of breast lesions? *Eur J Radiol* 2009;71(1):96–101.
4. Kuhl CK, Schrading S, Strobel K, Schild HH, Hilgers R-D, Bieling HB. Abbreviated breast magnetic resonance imaging (MRI): first postcontrast subtracted images and maximum-intensity projection—a novel approach to breast cancer screening with MRI. *J Clin Oncol* 2014;32(22):2304–2310.
5. Strahle DA, Pathak DR, Sierra A, Saha S, Strahle C, Devisetty K. Systematic development of an abbreviated protocol for screening breast magnetic resonance imaging. *Breast Cancer Res Treat* 2017;162(2):283–295.
6. Berg WA, Zhang Z, Lehrer D, Jong RA, Pisano ED, Barr RG, et al. Detection of breast cancer with addition of annual screening ultrasound or a single screening MRI to mammography in women with elevated breast cancer risk. *JAMA* 2012;307(13):1394–1404.
7. Peters NH, Borel Rinkes IH, Zuithoff NP, Mali WP, Moons KG, Peeters PH. Meta-analysis of MR imaging in the diagnosis of breast lesions. *Radiology* 2008;246(1):116–124.
8. Berg WA, Zhang Z, Lehrer D, Jong RA, Pisano ED, Barr RG, et al. Detection of breast cancer with addition of annual screening ultrasound or a single screening MRI to mammography in women with elevated breast cancer risk. *JAMA* 2012;307(13):1394–1404.
9. Kuhl C, Weigel S, Schrading S, Arand B, Bieling H, König R, et al. Prospective multicenter cohort study to refine management recommendations for women at elevated familial risk of breast cancer: the EVA trial. *J Clin Oncol* 2010;28(9):1450–1457.

10. Buadu LD, Murakami J, Murayama S, Hashiguchi N, Sakai S, Masuda K, et al. Breast lesions: correlation of contrast medium enhancement patterns on MR images with histopathologic findings and tumor angiogenesis. *Radiology* 1996;200(3):639–649.
11. An YY, Kim SH, Kang BJ. Characteristic features and usefulness of MRI in breast cancer in patients under 40 years old: correlations with conventional imaging and prognostic factors. *Breast Cancer* 2014;21(3):302–315.
12. Heacock L, Melsaether AN, Heller SL, Gao Y, Pysarenko KM, Babb JS, et al. Evaluation of a known breast cancer using an abbreviated breast MRI protocol: correlation of imaging characteristics and pathology with lesion detection and conspicuity. *Eur J Radiol* 2016;85(4):815–823.
13. Kim JY, Kim SH, Kim YJ, Kang BJ, An YY, Lee AW, et al. Enhancement parameters on dynamic contrast enhanced breast MRI: do they correlate with prognostic factors and subtypes of breast cancers? *Magn Reson Imaging* 2015;33(1):72–80.
14. Leong LCH, Gombos EC, Jagadeesan J, Fook-Chong SMC. MRI kinetics with volumetric analysis in correlation with hormonal receptor subtypes and histologic grade of invasive breast cancers. *Am J Roentgenol* 2015;204(3):W348–W356.
15. Kuhl CK, Schrading S, Bieling HB, Wardelmann E, Leutner CC, Koenig R, et al. MRI for diagnosis of pure ductal carcinoma in situ: a prospective observational study. *Lancet* 2007;370(9586):485–492.
16. Bennani-Baiti B, Baltzer PA. MR imaging for diagnosis of malignancy in mammographic microcalcifications: a systematic review and meta-analysis. *Radiology* 2016;283(3):692–701.
17. Feig S. Cost-effectiveness of mammography, MRI, and ultrasonography for breast cancer screening. *Radiol Clin* 2010;48(5):879–891.
18. Pediconi F, Padula S, Dominelli V, Luciani M, Telesca M, Casali V, et al. Role of breast MR imaging for predicting malignancy of histologically borderline lesions diagnosed at core needle biopsy: prospective evaluation. *Radiology* 2010;257(3):653–661.
19. Berg WA, Zhang Z, Lehrer D, Jong RA, Pisano ED, Barr RG, et al. Detection of breast cancer with addition of annual screening ultrasound or a single screening MRI to mammography in women with elevated breast cancer risk. *JAMA* 2012;307(13):1394–404.

20. Berg WA, Blume JD, Cormack JB, Mendelson EB, Lehrer D, Böhm-Vélez M, et al. Combined screening with ultrasound and mammography vs mammography alone in women at elevated risk of breast cancer. *JAMA* 2008;299(18):2151–2163.
21. Kuhl CK, Mielcareck P, Klaschik S, Leutner C, Wardelmann E, Gieseke J, et al. Dynamic breast MR imaging: are signal intensity time course data useful for differential diagnosis of enhancing lesions? *Radiology* 1999;211(1):101–110.
22. Moore SG, Tumeu J, Flowers CR. Cost-effectiveness of MRI compared to mammography for breast cancer screening in a high risk population. *J Clin Oncol* 2006;24(18_suppl):6060–6060.
23. Harvey SC, Di Carlo PA, Lee B, Obadina E, Sippo D, Mullen L. An abbreviated protocol for high-risk screening breast MRI saves time and resources. *J Am Coll Radiol* 2016;13(4):374–380.
24. Mango VL, Morris EA, Dershaw DD, Abramson A, Fry C, Moskowitz CS, et al. Abbreviated protocol for breast MRI: are multiple sequences needed for cancer detection? *Eur J Radiol* 2015;84(1):65–70.
25. Moschetta M, Telegrafo M, Rella L, Ianora AAS, Angelelli G. Abbreviated combined MR protocol: a new faster strategy for characterizing breast lesions. *Clin Breast Cancer* 2016;16(3):207–211.
26. Oldrini G, Fedida B, Poujol J, Felblinger J, Trop I, Henrot P, et al. Abbreviated breast magnetic resonance protocol: Value of high-resolution temporal dynamic sequence to improve lesion characterization. *Eur J Radiol* 2017 Oct 1;95:177–85.
27. Saslow D, Boetes C, Burke W, Harms S, Leach MO, Lehman CD, et al. American Cancer Society guidelines for breast screening with MRI as an adjunct to mammography. *CA Cancer J Clin* 2007 Apr;57(2):75–89.
28. Mann RM, Mus RD, van Zelst J, Geppert C, Karssemeijer N, Platel B. A novel approach to contrast-enhanced breast magnetic resonance imaging for screening: high-resolution ultrafast dynamic imaging. *Invest Radiol* 2014;49(9):579–585.
29. Pineda FD, Medved M, Wang S, Fan X, Schacht DV, Sennett C, et al. Ultrafast bilateral DCE-MRI of the breast with conventional fourier sampling. *Acad Radiol* 2016;23(9):1137–44.
30. Platel B, Mus R, Welte T, Karssemeijer N, Mann R. Automated characterization of breast lesions imaged with an ultrafast DCE-MR protocol. *IEEE Trans Med Imaging*. 2014;33(2):225–232.

31. Abe H, Mori N, Tsuchiya K, Schacht DV, Pineda FD, Jiang Y, et al. Kinetic analysis of benign and malignant breast lesions with ultrafast dynamic contrast-enhanced MRI: comparison with standard kinetic assessment. *Am J Roentgenol* 2016;207(5):1159–1166.
32. Vreemann S, Rodriguez-Ruiz A, Nickel D, Heacock L, Appelman L, van Zelst J, et al. Compressed sensing for breast MRI: resolving the trade-off between spatial and temporal resolution. *Invest Radiol* 2017;52(10):574–582.
33. Heacock L, Gao Y, Heller SL, Melsaether AN, Babb JS, Block TK, et al. Comparison of conventional DCE-MRI and a novel golden-angle radial multicoil compressed sensing method for the evaluation of breast lesion conspicuity. *J Magn Reson Imaging* 2017;45(6):1746–1752.
34. Jimenez JE, Strigel RM, Johnson KM, Henze Bancroft LC, Reeder SB, Block WF. Feasibility of high spatiotemporal resolution for an abbreviated 3D radial breast MRI protocol. *Magn Reson Med* 2018;80(4):1452–1466.
35. Mus RD, Borelli C, Bult P, Weiland E, Karssemeijer N, Barentsz JO, et al. Time to enhancement derived from ultrafast breast MRI as a novel parameter to discriminate benign from malignant breast lesions. *Eur J Radiol* 2017;89:90–96.
36. Trecate G, Tess JDT, Vergnaghi D, Bergonzi S, Mariani G, Ferraris C, et al. Lobular breast cancer: how useful is breast magnetic resonance imaging? *Tumori* 2001;87(4):232–238.
37. Sittek H, Perlet C, Untch M, Kessler M, Reiser M. Dynamic MR-mammography in invasive lobular breast cancer. *Rontgenpraxis Z Radiol Tech* 1998;51(7):235–242.
38. Mann RM, Loo CE, Wobbes T, Bult P, Barentsz JO, Gilhuijs KGA, et al. The impact of preoperative breast MRI on the re-excision rate in invasive lobular carcinoma of the breast. *Breast Cancer Res Treat* 2010;119(2):415–22.
39. Anon. Femmes porteuses d’une mutation de BRCA1 ou BRCA2/Détection précoce du cancer du sein et des annexes et stratégies de réduction du risque. | Boulogne-Billancourt: Institut national du cancer; 2017. Disponible en ligne à l'adresse: <http://www.e-cancer.fr/Expertises-et-publications/Catalogue-des-publications/Femmes-porteuses-d-une-mutation-de-BRCA1-ou-BRCA2-Detection-precoce-du-cancer-du-sein-et-des-annexes-et-strategies-de-reduction-du-risque> [consulté le 15 juin 2018].
40. Anon. Cancer du sein : quel dépistage selon vos facteurs de risque ? - questions/réponses [dossier d'information sur Internet]. Saint-Denis-La Plaine: Haute

autorité de santé ; 2014. Disponible en ligne à l'adresse: https://www.has-sante.fr/portail/jcms/c_1741602/fr/cancer-du-sein-quel-depistage-selon-vos-facteurs-de-risque-questions-/-reponses [consulté le 9 juin 2018].

Légendes des figures

Figure 1. Protocole standard d'IRM mammaire. Un protocole standard d'IRM mammaire se compose a minima : d'une séquence T2, d'une séquence T1 sans injection de produit de contraste, sans et avec saturation du signal de la graisse, puis de plusieurs séquences T1 avec saturation du signal de la graisse, après injection de produit de contraste.

Figure 2. IRM mammaire : élaboration de courbes de rehaussement dans un protocole actuel. a–c : Mise en place d'une région d'intérêt (ROI) pour la réalisation de courbes de rehaussement ; a : séquence T2 sans saturation du signal de la graisse ; b : séquence T1 soustraite ; c : séquence T1 avec saturation du signal de la graisse ; d : courbe de rehaussement obtenue, illustrant le pourcentage d'intensité de signal (ordonnée) en fonction du temps (en secondes, abscisse) dans la région d'intérêt tracée ; ici, courbe de type 2 (rehaussement en plateau avec *wash-out* inférieur à 10% du pourcentage d'intensité de signal).

Figure 3. IRM mammaire : interprétation des courbes.

Figure 4. IRM mammaire : Protocole *fast*. Protocole tronqué où une seule séquence T1 est acquise après injection de produit de contraste.

Figure 5. IRM mammaire : principe d'échantillonnage du rehaussement lésionnel précoce (séquences *ultrafast*). Une séquence dynamique *ultrafast* permet l'échantillonnage du rehaussement lésionnel précoce immédiatement après injection.

Figure 6. Résumé des différents protocoles d'IRM mammaire abrégée. Protocole complet : séquences morphologiques pondérées T1 et T2 sans injection de produit de contraste, puis acquisition de séquences T1 itératives après injection pour permettre l'élaboration de courbes de rehaussement. Protocole *fast* : séquences morphologiques pondérées T1 et T2 sans injection, puis acquisition d'une seule séquence T1 après injection de produit de contraste. Protocole abrégé : protocole *fast* avec séquence dynamique *ultrafast* permettant une étude de la cinétique de rehaussement précoce.

Figure 7. IRM mammaire : Exemple de protocole abrégé. a–f : Séquences composant un protocole abrégé (*fast* et *ultrafast*) ; a–c : séquences de haute résolutions spatiales (protocole *fast*) ; a : séquence T2 sans saturation du signal de la graisse ; b : séquence T1 soustraite ; c : séquence T1 avec saturation du signal de la graisse ; d : séquence ultrafast native ; e : MIP ; f : carte paramétrique (ici : *positive enhancement integral*, PEI) ; g : courbe précoce de rehaussement obtenue par mise en place d'une région d'intérêt dans la lésion sur la séquence *ultrafast* ; ici la lésion présente une prise de contraste précoce dès les premières secondes après injection. Les critères qualitatifs ou semi quantitatifs permettant l'étude de ces courbes de rehaussement diffère selon les études (*time to enhancement*, *maximum slope of increase*, *time of arrival*...). Il s'agissait ici d'un carcinome lobulaire infiltrant de 7 mm.

COMPLET

T1	T2	T1 G+	T1G+	T1G+	T1G+	T1G+
----	----	-------	------	------	------	------

FAST

Tableau 1. IRM mammaire : impact des courbes de rehaussement dans le classement du Breast Imaging-Reporting and Data System (BI-RADS) des masses et des foci.

Type de lésion	Masse		Focus	
Caractéristique nécessaire à l'étude de la courbe	Morphologie bénigne* et prise de contraste homogène		N/A	
Type de courbe	type 1-2	type 3	type 1-2	type 3
Classement	BI-RADS 3	BI-RADS 4	BI-RADS 3	BI-RADS 4
Conduite à tenir	Surveillance	Biopsie	Surveillance	Biopsie

* morphologie bénigne : forme ovale / ronde ET contours circonscrits