

RISONANZA MAGNETICA DELLA MAMMELLA CON I MODERNI SCANNER 3T: PRINCIPI FISICI E VANTAGGI TECNICI RISPETTO ALLE APPARECCHIATURE 1,5 T

■ Dott. Curatolo Calogero¹, Dott. Santoro Vincenzo²

¹ Libero Professionista, Ordine TSRMPSTRP Agrigento-Caltanissetta,

² ASP Caltanissetta Ospedale S.Elia-Risonanza Magnetica, Ordine TSRMPSTRP Agrigento-Caltanissetta

■ **KEYWORDS:** Magnetic Resonance, Susceptibility Magnetic, Breast, 3T, Specific Absorption Rate (SAR), Spectroscopy, SNR, BOLD.

ABSTRACT

In recent decades the Magnetic Resonance Imaging (MRI) world, for diagnostic uses, offered a very rapid and extremely dynamic and necessary technological evolution. Recently approved in Italy also for clinical use, in addition to the scientific one, the introduction of very high-field MRI, or 3 Tesla, provided considerable benefits. Therefore, the high magnetic field (3T) allows an increase in the signal-to-noise ratio (SNR) and in spatial and temporal resolution, and other several advantages. Certainly, there are some disadvantages, which can be found in the field of protectionism and safety, due to the increase in intensity of the static magnetic field and, specifically, to the increase in Specific Absorption Rate (SAR). Many applications of MRI improved significantly, among these, the breast MRI study, where the 3T magnetic field allows an increase of diagnostic accuracy in terms of specificity, providing a better visualization and characterization of breast lesions presenting post-contrastographic enhancement, so breast cancer and other lesions, showing a progressive better application field. Magnetic resonance is an emerging application with great potential, and the spread of very high-field scanners will allow 3 Tesla to become the excellence for many studies, especially in breast imaging.

INTRODUZIONE

La Risonanza Magnetica Mammaria (RMM) con mezzo di contrasto per via endovenosa (Mdc ev), eseguita con moderni scanner 3 Tesla (3T) ha dimostrato, rispetto ai più diffusi scanner 1.5 T, un miglioramento di accuratezza diagnostica in termini di sensibilità, quindi del tasso di “cancer detection”, e di valore predittivo positivo, quando eseguito nelle pazienti ai fini di screening, come nelle pazienti ad alto rischio (mutazione BRCA1/2 e storia di pregressa RT toracica). Il più alto campo magnetico 3T fornisce, infatti, un incremento del rapporto segnale/rumore (SNR) e di risoluzione temporale e spaziale, consentendo una migliore visualizzazione e caratterizzazione delle lesioni dotate di enhancement post-contrastografico, elementi che consentono di ottimizzare la diagnosi di carcinomi mammari. La maggiore accuratezza della RM 3T rispetto alla RM 1,5 T è supportata anche da una migliore visualizzazione dei margini e di eventuali setti intralesionali non vascolarizzati (comune nel fibroadenoma), elementi che consentono anche di incrementare l’accuratezza diagnostica in termini di specificità, riducendo quindi il tasso di core-biopsy raccomandate ed eseguite su lesioni benigne, comportando un beneficio in termini di costi oltre che un beneficio psico-fisico per le pazienti. Le sequenze post-contrastografiche dinamiche gradient-echo (GRE) 3D con saturazione del segnale del grasso (fat-sat), con apparecchiature 3T,

rispetto quelle a 1.5T, vedono applicati un tempo di eco (TE) ed un tempo di ripetizione (TR) inferiori, ed una saturazione del grasso più precisa ed omogenea, consentendo una più facile valutazione delle immagini native e riducendo gli artefatti da movimento nelle immagini ottenute in “sottrazione”. Spick et al conducendo uno studio sull’accuratezza diagnostica della RM mammaria 3T in una popolazione in studio che includeva indicazione all’esame di RM come metodica “problem solving”, hanno rilevato risultati diagnostici eccellenti, con un numero di lesioni incidentalmente rilevate dalla RM basso, ma con un sostanziale tasso di malignità. In particolare il 10.9% di tutte le lesioni maligne sono state rilevate esclusivamente per mezzo dell’imaging di RM e presentavano estensione multifocale o multicentrica, che non mostrava alcun correlato con le tecniche di imaging convenzionale. Scopo del nostro lavoro è stato analizzare i principi fisici che si traducono in vantaggi tecnici e clinici della RM Mammaria 3T rispetto a 1,5 T.

MATERIALI E METODI

Tramite il motore di ricerca “Pubmed” sono stati revisionati 245 articoli scientifici, utilizzando come parola chiave “BREAST MRI 3T”. E’ stata quindi effettuata un’analisi dettagliata dei principi fisici che supportano differenze e vantaggi tecnici della RMM 3T rispetto alla RMM 1.5 T, con un focus sulle indicazioni alla RMM e sugli studi funzionali.

■ RISULTATI

Principi fisici e vantaggi tecnici: incremento del rapporto segnale/rumore

Quando paragonata ai protocolli standard a 1.5T, l'intensità del campo magnetico della RMM 3T fornisce numerose opportunità per migliorare la qualità delle immagini diagnostiche.

Il rapporto segnale/rumore (SNR) è direttamente proporzionale al campo magnetico principale (B_0), quindi raddoppiando l'intensità del campo magnetico, a parità di efficienza della bobina ed ignorando gli effetti della rilassività, il SNR approssimativamente raddoppia.

L'incremento del SNR è la principale motivazione nell'utilizzo del 3T in RMM e consente potenziali miglioramenti rispetto al protocollo con 1.5 T, soprattutto in termini di risoluzione spaziale e di contrasto delle immagini, e quindi di velocità di raccolta dei dati. Tuttavia, incrementando l'intensità di campo, comunque, vi sono altre importanti conseguenze sui seguenti fattori:

- artefatti da suscettività magnetica
- disomogeneità del campo magnetico indotto dalle radiofrequenze (B1)
- tempo di rilassamento T1
- saturazione del segnale del grasso
- Specific Absorption Rate (SAR)

ARTEFATTI DA SUSCETTIVITÀ MAGNETICA

Quando si incrementa B_0 , è più difficile rendere il campo magnetico omogeneo lungo l'intero oggetto in studio. L'omogeneità di B_0 soffre, nello specifico, a livello delle interfacce tessuti molli/aria, effetto noto come effetto di suscettività. Gli artefatti da suscettività si manifestano quando la forma dell'oggetto in studio non è sferica e simmetrica; l'interfaccia aria/superficie causa un artefatto a causa del drastico cambiamento nel campo magnetico.

L'artefatto da suscettività incrementa progressivamente da 1.5T a 3T; quindi, gli artefatti da suscettività a 3T sono circa 2 volte superiori rispetto a 1.5 T. La maggior parte delle immagini di RM encefalo non soffre così significativamente degli effetti di suscettività perché la testa è più sferica ed è posizionata al centro del gantry. Invece, la forma non sferica della mammella e la sua posizione rispetto lo sterno, esacerbano questo artefatto.

Per l'imaging mammario questo problema persiste dal momento che ciascuna mammella, di forma non sferica è al di fuori del centro del campo magnetico, con un'ampia area di interfaccia aria/superficie tissutale al centro del campo magnetico. Oltre che al centro del campo magnetico, questo artefatto si manifesta anche attorno alla circonferenza delle mammelle, al punto di giunzione tra le mammelle ed il corpo. Questi angoli approssimativamente perpendicolari condividono la proprietà del cambiamento non uniforme in campo magnetico.

Tuttavia, l'aumentata separazione spettrale del grasso e dell'acqua migliora la robustezza e quindi l'efficienza degli impulsi frequenza-selettivi, come la saturazione del grasso, mitigando potenzialmente l'artefatto da suscettività. Inoltre, vi sono delle tecniche, come lo shimming, che correggono la maggior parte di questi artefatti da suscettività magnetica, modificando localmente il campo magnetico nel volume in studio. Lo shimming dipende dalla forma della bo-

bina di shimming e non dovrebbe essere differente tra 1,5T e 3T. La necessità di uno shimming ottimale, comunque diventa più importante nel 3T.

CAMPO MAGNETICO INDOTTO DALLE RADIOFREQUENZE (B1)

Anche il campo magnetico indotto dalla radiofrequenze (B1) è influenzato dalla ridotta omogeneità con 3T. La disomogeneità di B1 è una conseguenza dell'interazione tra la bobina che trasmette e riceve il segnale e le proprietà elettromagnetiche del tessuto. Questo effetto, noto come effetto dielettrico (Fig.1), è responsabile della mancata uniformità del flip angle e del segnale misurato nella mammella. Tutto ciò si manifesta sottoforma di aree con intensità del segnale disomogenea. Ci sono tecniche in sviluppo per correggere queste disomogeneità, come i pads dielettrici (Fig.2) e l'imaging parallelo, ma ad oggi non vi sono risultati da applicare specificatamente nell'imaging mammario. Alcuni autori hanno riportato un successo con le immagini post-contrastografiche 3D GRE T1 fat-sat a 3T che può essere più considerevole rispetto alle variazioni di B1 permettendo di conseguenza migliori immagini post-contrastografiche.

TEMPO DI RILASSAMENTO T1

Infine, incrementando l'intensità di campo i tempi di rilassamento T1 del tessuto mammario aumentano di circa 100 msec da 1,5T a 3T, mentre il T2 non varia significativamente. A 3T, in particolare, il T1 del grasso della mammella è più lungo, approssimativamente, del 24%, ed il T1 del tessuto fibrogliandolare del 14%, rispetto a 1,5T (Fig.3). Al fine di mantenere il segnale tissutale e simili ponderazioni T1, il tempo necessario per acquisire ciascuna linea del K spazio (TR) può essere lievemente aumentato. Questo, può lievemente incrementare il tempo di scansione. In alternativa, per le sequenze T1-pesate a TR breve, come le fast 3D T1, il flip angle può essere ridotto lievemente per mantenere ponderazioni T1 simili al 1,5 T senza penalizzare il tempo di scansione. Nella RM mammaria con mdc ev, la rapidità di captazione del mezzo di contrasto (wash-in) e l'eventuale presenza di wash out, sono elementi molto importanti perché queste caratteristiche sono utilizzate per predire il rischio di malignità. Se il TR è incrementato per mantenere il contrasto T1, la capacità di caratterizzare accuratamente questi comportamenti dinamici può essere lievemente compromessa a causa di una più lunga durata dell'acquisizione delle immagini. Quindi, ciascuna sequenza RM richiede l'ottimizzazione per determinare come compensare l'incremento del tempo di rilassamento T1 del tessuto ghiandolare mammario.

Infine, va considerate che il T1 del gadolinio non incrementa così significativamente rispetto a quello del parenchima mammario. Come conseguente vantaggio, vi sarà teoricamente un maggiore contrasto T1 tra le aree di mammella che concentrano più il contrasto (ad es. i tumori) rispetto a quelle che non lo captano.

SATURAZIONE DEL SEGNALE DEL GRASSO

A causa della prevalenza di grasso nella mammella, la maggior parte delle sequenze di impulsi RM nelle sequenze post-contrastografiche, saturano grasso o selettivamente eccitano l'acqua, dato che il segnale del grasso può oscurare la regione di interesse. A 1.5T,

grasso e acqua sono separate spettralmente da 220 Hz, mentre a 3T la frequenza di separazione raddoppia a 440 Hz (Fig.4)

Una saturazione spettrale doppia fornisce il potenziale beneficio di differenziare meglio i profili di eccitazione spettrale, consentendo una saturazione più efficiente del segnale del grasso senza compromettere il segnale dell'acqua, specialmente nelle aree ove la saturazione del grasso fallisce con 1,5 T a causa delle locali disomogeneità del campo magnetico.

Per le eccitazioni selettive dell'acqua le sequenze di impulsi saranno indirizzate meglio ai protoni dell'acqua, così il segnale dell'acqua non si sovrapporrà al segnale del grasso, ottenendo immagini con un contenuto del grasso minimo.

In alternativa, la maggiore separazione spettrale consente agli impulsi di RF di essere ridotti del 50% in termini di durata. Cioè, gli effetti spettrali sono identici a 1.5 T ma gli impulsi hanno una durata del 50% inferiore, fornendo il beneficio di impulsi più brevi come tempi di eco ridotti e scansioni più veloci.

La maggiore separazione spettrale del grasso e dell'acqua beneficia anche di tecniche di separazione acqua/grasso basate sulla fase, come il metodo Dixon 3 point o le immagini IDEAL basate sull'utilizzo di shift di eco più piccoli.

SPECIFIC ABSORPTION RATE (SAR)

Con la maggiore intensità di campo magnetico una preoccupazione può essere l'incremento del SAR cioè del tasso di assorbimento specifico delle radiofrequenze. Il SAR è un valore che quantifica la "power deposition" a cui il soggetto in studio va incontro durante un esame RM, equivale in particolare all'energia elettromagnetica assorbita dal corpo umano quando questo viene esposto all'azione di un campo elettromagnetico a radiofrequenza

A 3T, il SAR è nominalmente 4 volte più forte che a 1,5 T (Fig.5). Al fine di non eccedere con i limiti di SAR a 3T, le sequenze di impulsi RM sono spesso modificate per ridurlo, sia riducendo l'ampiezza degli impulsi di radiofrequenze sia, per compensare, estendendo la loro durata (quindi utilizzando lo stesso flip angle) o semplicemente diminuendo il flip angle degli impulsi di RF.

Tali modifiche possono condurre a una perdita del SNR e a modificazioni del contrasto di immagine. Per la maggior parte delle sequenze del protocollo RM mammella, i limiti del SAR non hanno posto una grossa preoccupazione. Per le sequenze per le quali il SAR influenza le sequenze di impulso altre soluzioni possono essere applicate, includendo il parallel imaging e treni di eco più brevi (con un piccola riduzione in SNR ottimale) e forme di impulsi di RF Tailored o flip angle.

VANTAGGI TECNICI E APPLICAZIONI DI INTERESSE CLINICO

La RM mammaria è raccomandata per le donne ad alto rischio di carcinoma della mammella ed è sempre più utilizzata per il planning chirurgico ed il monitoraggio del trattamento chemioterapico neo-adiuvante. Il corrente stato della RMM si focalizza nel raccogliere informazioni morfologiche e dinamiche. Il campo magnetico a più alta intensità nei 3T, fornisce un più alto rapporto segnale/rumore delle RMM convenzionali, eseguite, cioè, con magneti ad alto campo clas-

sici (1.5T). Il più alto campo magnetico risulta in una risoluzione spaziale più alta e migliore detenzione di carcinomi mammari < a 5 mm rispetto alle tecniche convenzionali a 1.5T. Le immagini ad elevata risoluzione forniscono informazioni riguardo la morfologia del tumore, mentre le immagini raccolte rapidamente dopo l'iniezione del contrasto generano informazioni sulla dinamica contrastografica. Queste due tecniche sono utilizzate per migliorare la sensibilità e la specificità della RMM. La letteratura scientifica suggerisce inoltre, che la RMM preoperatoria a 3T fornisce una correlazione più alta con l'estensione della patologia definitiva del DCIS rispetto a 1.5T e può essere più accurata per la valutazione dell'estensione della patologia prima dell'intervento chirurgico.

Analizziamo di seguito, brevemente, alcuni dei vantaggi della RMM 3T

- Informazioni morfologiche e dinamiche
- DWI
- Spettroscopia
- BOLD contrast

INFORMAZIONI MORFOLOGICHE E DINAMICHE

In atto, le informazioni clinicamente rilevanti fornite dalla RMM dipendono soprattutto dalla morfologia del tumore e dalla dinamica contrastografica. Con l'incremento del SNR tra 1.5 T e 3T l'imaging mammario a 3T fornisce l'opportunità di risoluzione spaziale maggiore ed una più rapida raccolta dei dati. A 3T, la risoluzione più elevata delle immagini fornisce informazioni anatomiche più dettagliate rispetto a 1.5T, soprattutto sui margini delle lesioni, aiutando meglio a caratterizzare le lesioni. In associazione ad un miglioramento nella risoluzione spaziale a 3T, una risoluzione temporale più rapida è anche un potenziale beneficio. Un rapido wash-in e wash-out correlano con la malignità di un tumore. Con il vantaggio aggiuntivo dell'incrementato tempo di risoluzione a 3T, più informazioni possono essere ottenute riguardo la dinamica contrastografica. Così come le informazioni morfologiche, quelle dinamiche aggiuntive possono aiutare il radiologo nella caratterizzazione dei tumori mammari. Questo potenziale incremento in specificità, con la più alta sensibilità della RM, può aiutare a ridurre il numero delle biopsie non necessarie.

DWI

Le sequenze DWI (Diffusion Weighted Imaging) rappresentano una tecnica di imaging non invasiva che valuta il moto casuale delle molecole di acqua nei tessuti, basandosi sull'osservazione che la diffusione dell'acqua è anomala nei carcinomi mammari. L'intensità del segnale delle molecole d'acqua è proporzionale al grado di diffusione. Il risultato dell'imaging in DWI sono calcolati e poi riportati con una misura quantitativa chiamata ADC (coefficiente di diffusione apparente) per i tessuti e le regioni di interesse in studio.

I carcinomi mammari infiltranti dimostrano diffusione ristretta o ridotta rispetto al normale tessuto mammario o alle lesioni benigne, il che risulta in livelli di ADC più bassi. Alcuni studi osservazionali hanno dimostrato che l'imaging in diffusione può differenziare le lesioni benigne dalle maligne con uguale sensibilità e specificità della RM.

Mentre la DWI è promettente per l'uso nella stadia-

zione preoperatoria dell'estensione di malattia nei pazienti con ca mammario, i dati disponibili sono limitati e questa tecnica non può essere utilizzata per le donne asintomatiche in screening o per escludere ca mammario in pazienti con lesioni sospette.

I già citati vantaggi in termini di risoluzione temporale, spaziale e di contrasto si riflettono anche nelle sequenze in diffusione.

SPETTROSCOPIA

La spettroscopia in RM è una sequenza speciale che consente la valutazione della composizione chimica tissutale. La spettroscopia in RMM è designata ad identificare la colina ed i suoi derivati basandosi sull'osservazione che i tumori maligni presentano livelli elevati di colina. La colina è una molecola richiesta per la sintesi di acidi grassi nella produzione delle membrane cellulari. Pertanto maggiormente presente laddove vi è un maggior ritmo di replicazione cellulare.

La spettroscopia in RMM può fornire informazioni aggiuntive alla RM convenzionale mammaria, col potenziale di incrementare la specificità ed evitare biopsie su lesioni benigne in un sostanziale numero di donne. La spettroscopia RM è anche promettente per la valutazione degli enhancement non mass like sospetti in RMM.

Con gli scanner 3T le tecniche come l'imaging spettroscopico diventano più facilmente applicabili. In RM questi metaboliti possono essere quantificati con l'uso di bobine dedicate e sequenze di impulsi dedicati e sono meglio identificati ad elevate intensità di campo. I picchi spettroscopici della colina sono più piccoli rispetto al picco dell'acqua. Quindi il SNR fornito da campi magnetici più elevati, come nel 3T, permettono a questi metaboliti di emergere con un picco più prontamente qualificabile.

BOLD CONTRAST

Le tecniche di BOLD (Blood-Oxygen-Level-Dependent) contrast imaging sono spesso utilizzate per valutare la funzione cerebrale in RM. La RM funzionale BOLD lavora rilevando una variazione in ossigeno tis-

sutale causata da variazioni del metabolismo locale negli organi. Nel cervello i cambiamenti metabolici sono causati da stimoli esterni che includono fasci di luce, musica o tapping delle dita. Questi stimoli causano un maggior uptake di ossigeno e la riduzione della deossiemoglobina. La deossiemoglobina è paramagnetica e quindi altera i campi magnetici vicini, potendo essere rilevata con ponderazioni T2* ed è un risultato positivo del precedentemente discusso artefatto da suscettività magnetica. Come prima accennato, l'effetto di suscettività aumenta con l'aumentare del campo magnetico, quindi il contrasto BOLD è più rilevabile a 3T che a 1,5T. Questo stesso concetto può essere applicato all'imaging tumorale ed è un nuovo campo di ricerca nell'imaging mammario. Nella mammella, lo stimolo può essere l'inalazione di gas come ossigeno puro o anidride carbonica (95% O2, 5% CO2), che risulta in una reazione vasomotoria che altera il livello di emoglobina locale. Un eccessivo consumo di ossigeno di un tumore può aiutare a predire la terapia efficace, la risposta terapeutica e differenziare tra lesioni maligne e tessuto normale. Studi iniziali sono stati condotti con il 3T su volontari.

CONCLUSIONI

La RMM 3T è un'applicazione emergente e i risultati clinici iniziali indicano come sia accurate nell'identificare ca mammari grazie a un maggiore SNR. Comunque, metodi ottimali per eseguire imaging contrastografico a 3 T non sono stati raggiunti per i potenziali problemi della disomogenità del campo magnetico B1. Sviluppare migliori protocolli per il 3T richiede ulteriori ricerche dal momento che gli scanner RM 3T saranno sempre più utilizzati. Inoltre vi sono nuove opportunità per valutare i carcinomi mammari a 3T, non efficaci ed efficienti con campi magnetici inferiori come 1.5T, incluso l'imaging metabolico la BOLD mammaria.

Si attendono ulteriori studi in futuro che confermino i benefici della RMM 3T e che documentino metodi per superare le correnti sfide tecniche che accompagnano questa evoluzione.

REFERENCES

1. Spick C, Szolar DHM, Preidler KW, Reittner P, Rauch K, Brader P, Tillich M, Baltzer PA. 3 Tesla breast MR imaging as a problem-solving tool: Diagnostic performance and incidental lesions.
2. Soher BJ, Dale BM, Merkle EM. A review of MR physics: 3T versus 1.5T. *Magnetic resonance imaging clinics of North America*. 2007;15(3):277-90.
3. Rahbar H, Partridge SC, DeMartini WB, Thursten B, Lehman CD. Clinical and technical considerations for high quality breast MRI at 3 Tesla. *Journal of magnetic resonance imaging : JMRI*. 2013;37(4):778-90.
4. Clauser P, Ritse Mann A., Helmut A, Prosch K, Pinker M, Dietzel TH, Helbich M, Fuchsjäger J, Camps H, Sardanelli F, Forrai G, Pascal A. T. Baltzer
5. Araoz PA, Glockner JF, McGee KP, et al. 3 Tesla MR imaging provides improved contrast in first-pass myocardial perfusion imaging over a range of gadolinium doses. *Journal of cardiovascular magnetic resonance : official journal of the Society for Cardiovascular Magnetic Resonance*. 2005;7(3):559-64.
6. Lehman CD. Magnetic resonance imaging in the evaluation of ductal carcinoma in situ. *Journal of the National Cancer Institute Monographs*. 2010;2010(41):150-1.
7. Elsalamoty H, Elzawawi MS, Mohammad S, Herial N. Increasing accuracy of detection of breast cancer with 3-T MRI. *AJR American journal of roentgenology*. 2009;192(4):1142-8.
8. Lourenco AP, Donegan L, Khalil H, Mainiero MB. Improving outcomes of screening breast MRI with practice evolution: Initial clinical experience with 3T compared to 1.5T. *Journal of magnetic resonance imaging : JMRI*. 2013.

9. Kuhl CK, Jost P, Morakkabati N, Zivanovic O, Schild HH, Gieseke J. Contrast-enhanced MR imaging of the breast at 3.0 and 1.5 T in the same patients: initial experience. *Radiology*. 2006;239(3):666–76.
10. Hecht EM, Lee RF, Taouli B, Sodickson DK. Perspectives on body MR imaging at ultrahigh field. *Magn Reson Imaging Clin N Am*. 2007;15:449–465.
11. Bilimoria KY, Cambic A, Hansen NM, Bethke KP. Evaluating the impact of preoperative breast magnetic resonance imaging on the surgical management of newly diagnosed breast cancers. *Arch Surg*. 2007;142:441–4; discussion 441–445.
12. Brennan ME, Houssami N, Lord S, Macaskill P, Irwig L, Dixon JM, Warren RM, Ciatto S. Magnetic resonance imaging screening of the contralateral breast in women with newly diagnosed breast cancer: systematic review and meta-analysis of incremental cancer detection and impact on surgical management. *J Clin Oncol*. 2009;27:5640–5649.
13. Kuhl CK. Breast MR imaging at 3T. *Magn Reson Imaging Clin N Am*. 2007;15:315–320.
14. Meeuwis C, Mann RM, Mus RD, Winkel A, Boetes C, Barentsz JO, Veltman J. MRI-guided breast biopsy at 3T using a dedicated large core biopsy set: feasibility and initial results. *Eur J Radiol*.
15. Chatterji M, Mercado CL, Moy L. Optimizing 1.5-Tesla and 3-Tesla dynamic contrast-enhanced magnetic resonance imaging of the breasts. *Magn Reson Imaging Clin N Am*. 2010;18:207–224.
16. Liberman L, Morris EA, Dershaw DD, Abramson AF, Tan LK. MR imaging of the ipsilateral breast in women with percutaneously proven breast cancer. *AJR Am J Roentgenol*. 2003;180:901–910.
17. Chung A, Saouaf R, Scharre K, Phillips E. The impact of MRI on the treatment of DCIS. *Am Surg*. 2005;71:705–710.
18. Azlan CA, Di Giovanni P, Ahearn TS, Semple SI, Gilbert FJ, Redpath TW. B1 transmission-field inhomogeneity and enhancement ratio errors in dynamic contrast-enhanced MRI (DCE-MRI) of the breast at 3T. *J Magn Reson Imaging*. 2010;31:234–239.
19. Rakow-Penner R, Daniel B, Yu H, Sawyer-Glover A, Glover GH. Relaxation times of breast tissue at 1.5T and 3T measured using IDEAL. *J Magn Reson Imaging*. 2006;23:87–91.
20. Sardanelli F, Boetes C, Borisch B, et al. Magnetic resonance imaging of the breast: recommendations from the EUSO-MA working group. *Our J Cancer* 2010; 46:1296-1316.
21. Pickles MD, Turnbull LW. Breast MRI at 3.0 T in a high-risk familial breast cancer screening cohort: comparison with 1.5 T screening studies. *Br J Radiol*. 2012;85:990–995.
22. Takayoshi Uematsu, Masako Kasami, Sachiko Yuen, Tatsuya Igarashi, Hatsuko Natsu. Comparison of 3- and 1.5-T Dynamic Breast MRI for Visualization of Spiculated Masses Previously Identified Using Mammography.