

## ΕΡΕΥΝΗΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ ORIGINAL PAPER

# Παγίδες στην παραγωγή των κινητικών καμπυλών της δυναμικής μαγνητικής μαστογραφίας στα 3T και τρόποι αποφυγής τους

ΣΚΟΠΟΣ Σκοπός της παρούσας μελέτης ήταν η διερεύνηση προτεινόμενων τρόπων για να εξαλειφθούν ή να μειωθούν σφάλματα που προκύπτουν στις κινητικές καμπύλες λόγω κινητικών ή αναπνευστικών τεχνικών σφαλμάτων. ΥΛΙΚΟ-ΜΕΘΟΔΟΣ Μελετήθηκαν 10 εξεταζόμενες με μαγνητικό τομογράφο 3-Tesla (Signa, GE Healthcare). Όλες οι εξεταζόμενες τοποθετήθηκαν σε πρηνή θέση και χρησιμοποιήθηκε 8-κάναλο πηνίο συνεργίας (phased array surface coil). Το πρωτόκολλο περιελάμβανε (α) ακολουθία T2-TSE σε εγκάρσιο επίπεδο, (β) ακολουθία STIR/IRTSE σε εγκάρσιο επίπεδο και (γ) ακολουθία Vibrant με φασματικό κορεσμό σε εγκάρσιο επίπεδο μία φορά πριν και 5 φορές μετά από την ενδοφλέβια χορήγηση παραμαγνητικής σκιαγραφικής ουσίας 0,1 mmol/kg γαδολαμίνης, σε δυναμική μελέτη. Και στις 10 ασθενείς, κατά την κινητική αξιολόγηση των βλαβών παρατηρήθηκε μετατόπιση της θέσης ενδιαφέροντος (region of interest, ROI) στις φάσεις της δυναμικής εξέτασης, με αποτέλεσμα τη λήψη μη αξιόπιστης κινητικής καμπύλης. Για τη διόρθωση του σφάλματος της κινητικής καμπύλης ακολούθησε χειροκίνητη τοποθέτηση του ROI, μετρώντας αποστάσεις από σταθερό σημείο αναφοράς (δέρμα, στέρνο) σε όλες τις φάσεις. ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ Στις 10 εξεταζόμενες ελέγχθηκαν 50 παθολογίες. Για καθεμιά από αυτές παρήχθη η κινητική καμπύλη (στις εικόνες της πολυφασικής ακολουθίας, Vibrant) με το ημι-αυτόματο πρόγραμμα υπολογισμού του συστήματος, καθώς και με τη χειροκίνητη μέθοδο. Στις 31 (62,0%) περιπτώσεις βρέθηκε μεταβολή του τύπου της κινητικής καμπύλης και με τις δύο μεθόδους. Από αυτές τις περιπτώσεις παρατηρήθηκε ότι με την ημι-αυτόματη μέθοδο 6 κινητικές καμπύλες ήταν τύπου III ενώ με τη χειροκίνητη μέθοδο ήταν τύπου I, με την ημι-αυτόματη μέθοδο 9 καμπύλες ήταν τύπου III ενώ με τη χειροκίνητη μέθοδο ήταν τύπου II, και με την ημι-αυτόματη μέθοδο 10 καμπύλες ήταν τύπου II ενώ με τη χειροκίνητη μέθοδο ήταν τύπου I. Από τις παθολογίες για τις οποίες δεν παρατηρήθηκε μεταβολή μεταξύ των δύο τρόπων υπολογισμού των κινητικών καμπυλών, 8 περιπτώσεις ήταν καμπύλες τύπου I και 11 περιπτώσεις ήταν καμπύλες τύπου II. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ Κατά την τοποθέτηση του ROI χρήσιμος θεωρείται ο έλεγχος ώστε αυτό να βρίσκεται στην ίδια θέση της παθολογίας σε όλες τις φάσεις της δυναμικής μελέτης. Σε αυτές τις περιπτώσεις πρέπει να λαμβάνεται υπ' όψη και ένα σταθερό σημείο αναφοράς, όπως η απόσταση που έχει η βλάβη, η οποία ελέγχεται από το δέρμα ή το στέρνο. Σε περιπτώσεις όπου δεν υπάρχει ταύτιση της θέσης του ROI σε όλες τις φάσεις της πολυφασικής ακολουθίας, αυτό πρέπει να τοποθετείται χειροκίνητα χρησιμοποιώντας τα σταθερά σημεία αναφοράς και στη συνέχεια (με βάση αυτές τις τιμές έντασης σήματος) να παράγονται οι κινητικές καμπύλες.

Η μαγνητική μαστογραφία λειτουργεί συμπληρωματικά με τη μαστογραφία και την υπερηχοτομογραφία, με σκοπό τη βελτίωση στην ανίχνευση και στο χαρακτηρισμό πρωτοπαθών

βλαβών.<sup>1</sup> Οι ενδείξεις της μαγνητικής τομογραφίας είναι (α) προεγχειρητικός έλεγχος γνωστής βλάβης (σταδιοποίηση), (β) μετεγχειρητική παρακολούθηση-διάκριση μεταξύ ουλής

ΑΡΧΕΙΑ ΕΛΛΗΝΙΚΗΣ ΙΑΤΡΙΚΗΣ 2010, 27(5):811-817  
ARCHIVES OF HELLENIC MEDICINE 2010, 27(5):811-817

Ε. Λαβδάς,<sup>1</sup>  
Π. Μαυροειδής,<sup>2</sup>  
Β. Ροκά,<sup>1</sup>  
Δ.Λ. Αρβανίτης,<sup>3</sup>  
Ι.Β. Φεζουλίδης,<sup>1</sup>  
Κ. Βάσιου<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Εργαστήριο Ακτινολογίας-Ιατρικής Απεικόνισης, Πανεπιστημιακό Νοσοκομείο Λάρισας, Ιατρική Σχολή, Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας, Λάρισα  
<sup>2</sup>Τμήμα Ιατρικής Ακτινοφυσικής, Karolinska Institutet και Πανεπιστήμιο της Στοκχόλμης, Σουηδία  
<sup>3</sup>Τμήμα Ανατομίας, Ιατρική Σχολή, Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας, Λάρισα

Pitfalls in the production of enhancement kinetic curves in 3T dynamic magnetic resonance mammography and means of avoidance

Abstract at the end of the article

### Λέξεις ευρετηρίου

Δυναμική μαγνητική μαστογραφία  
Κινητικές καμπύλες  
3 Tesla

Υποβλήθηκε 12.11.2009  
Εγκρίθηκε 23.11.2009

και τοπικής υποτροπής, (γ) έλεγχος διαλογής (screening) γυναικών υψηλού κινδύνου, (δ) έλεγχος ανταπόκρισης σε προεγχειρητική χημειοθεραπεία, (ε) διερεύνηση εμφυτευμάτων μαστού, (στ) παθολογικό έκκριμα από τη θηλή και (ζ) διερεύνηση μασχαλιαίας λεμφαδενοπάθειας.<sup>2-7</sup>

Σημαντική είναι η αξία της δυναμικής εξέτασης με ενδοφλέβια έγχυση παραμαγνητικής ουσίας στην ανίχνευση και το χαρακτηρισμό αλλοιώσεων του μαστού.

Κατά την πολυφασική δυναμική εξέταση εκτιμώνται μορφολογικά και αιμοδυναμικά χαρακτηριστικά των βλαβών του μαστού. Η εκτίμηση της αιμοδυναμικής συμπεριφοράς των βλαβών βασίζεται στη λήψη των καμπυλών έντασης σήματος/χρόνο κατά την τοποθέτηση περιοχών ενδιαφέροντος (ROI) στις αναδεικνυόμενες βλάβες.<sup>1,8,9</sup> Έχουν καθοριστεί τρία πρότυπα κινητικών καμπυλών και κάθε καμπύλη υποδιαιρείται σε αρχική και τελική φάση.

Στην καμπύλη τύπου I παρατηρείται συνεχόμενη αύξηση της έντασης του σήματος σε κάθε επόμενη φάση της δυναμικής εξέτασης. Αυτή η μορφή καμπύλης συνήθως συσχετίζεται με καλοήθεια (83% καλοήθη, 9% κακοήθη).

Στην καμπύλη τύπου II παρατηρείται αύξηση της έντασης του σήματος στην αρχική φάση (1ο-3ο min μετά από την ενδοφλέβια χορήγηση σκιαγραφικής ουσίας), που ακολουθείται από σταθεροποίηση της καμπύλης με δημιουργία plateau. Η ευαισθησία και η ειδικότητα της καμπύλης τύπου II στο χαρακτηρισμό μιας κακοήθους βλάβης είναι 42,6% και 75%, αντίστοιχα.

Στην καμπύλη τύπου III παρατηρείται αύξηση της έντασης του σήματος στην αρχική φάση, η οποία ακολουθείται από σχετικά ταχεία πτώση του στην καθυστερημένη φάση (μετά από το 3ο min σε συνέχεια της ενδοφλέβιας χορήγησης σκιαγραφικής ουσίας). Η καμπύλη τύπου III σχετίζεται κυρίως με κακοήθεια (ειδικότητα 90,4%).<sup>1,9,10</sup>

Στα υψηλά μαγνητικά πεδία 3T, λόγω του διπλάσιου λόγου σήματος προς θόρυβο (S/N) παρέχεται η δυνατότητα της αυξημένης χωρικής διακριτικής ικανότητας χωρίς αυτό να συνδυάζεται με αύξηση του χρόνου εξέτασης.<sup>8,11</sup> με αποτέλεσμα την ανίχνευση μικρότερων βλαβών αλλά και τον καλύτερο χαρακτηρισμό των επιμέρους τμημάτων μεγαλύτερων βλαβών. Το μέγεθος της βλάβης που μπορεί να ανιχνευτεί εξαρτάται από το μέγεθος του χρησιμοποιούμενου Pixel, δηλαδή από το πεδίο απεικόνισης (FOV), από το πάχος τομής και από το μέγεθος της μήτρας.<sup>1,12</sup>

Στη συγκεκριμένη μελέτη περιγράφεται πρόβλημα στη λήψη των κινητικών καμπυλών λόγω τεχνικού σφάλματος, κινητικού ή αναπνευστικού, και προτείνονται τρόποι για την εξάλειψη ή τη μείωσή του, προκειμένου να αποφευχθεί λανθασμένη εκτίμηση του τύπου της καμπύλης.

Καθώς το σφάλμα κατά την παραγωγή των κινητικών καμπυλών, με το οποίο θα ασχοληθούμε στην παρούσα μελέτη, δεν έχει περιγραφεί σε μαγνητικές μαστογραφίες σε μαγνητικά πεδία <3T, τίθεται η υπόνοια ότι είναι εντονότερο στα υψηλά μαγνητικά πεδία (3T) λόγω της υψηλής χωρικής διακριτικής ικανότητας.

## ΥΛΙΚΟ ΚΑΙ ΜΕΘΟΔΟΣ

Η παρούσα μελέτη βασίζεται σε κλινικά δεδομένα 10 εξεταζομένων, οι οποίες υποβλήθηκαν σε εξέταση μαγνητικής μαστογραφίας στο Πανεπιστημιακό Γενικό Νοσοκομείο Λάρισας. Οι εξεταζόμενες παραπέμφθηκαν για μαγνητική μαστογραφία για περαιτέρω διερεύνηση είτε ψηλαφητού ευρήματος, είτε ευρήματος σε μαστογραφία ή υπερηχοτομογράφημα μαστών. Η ηλικία των ασθενών κυμαινόταν από 32-80 ετών.

Χρησιμοποιήθηκε μαγνητικός τομογράφος 3-Tesla (Signa, GE Healthcare) και τεχνική παράλληλης απεικόνισης. Όλες οι εξεταζόμενες τοποθετήθηκαν σε πρηνή θέση και χρησιμοποιήθηκε 8-κάναλο πηνίο συνεργίας (phased array surface coil). Η ακινητοποίηση των μαστών έγινε με το πίεστρο του πηνίου και με την τοποθέτηση βαμβακιού.

Το πρωτόκολλο ήταν το εξής:

- Ακολουθία T2-TSE σε εγκάρσιο επίπεδο (TR=3.600 msec, TE=100 msec, NSA=4, FOV=400 mm, asset=2, bth.slise=4, Asset=2, th.slise=4).
- Ακολουθία STIR/IRTSE σε εγκάρσιο επίπεδο (TR=3.800 msec, TI=180 msec, TE=90 msec, NSA=2, FOV=400 mm, Asset=2, th.slise=4).
- Ακολουθία Vibrant σε εγκάρσιο επίπεδο με φασματικό κορεσμό και δυναμική χορήγηση παραμαγνητικής σκιαγραφικής ουσίας 0,1 mmol/kg γαδολαμίνης. Η ακολουθία λαμβάνεται μία φορά πριν και 5 φορές μετά από την ενδοφλέβια χορήγηση παραμαγνητικής σκιαγραφικής ουσίας και η διάρκειά της είναι 8 min. Η έγχυση αρχίζει ταυτόχρονα με τη δεύτερη σειρά εικόνων χωρίς να υπάρχει χρονική καθυστέρηση μεταξύ των φάσεων (TR=5,8 msec, TE=2,1 msec, NSA=1, Matrix=350x350, Asset=3, th.slise=1.2). Η κάθε φάση έχει διάρκεια 84 sec. Επίσης, εφαρμόστηκε αφαιρετική τεχνική παράγοντας πέντε σειρές εικόνων.

Οι κινητικές καμπύλες λαμβάνονται τοποθετώντας ένα ROI στην περιοχή ενδιαφέροντος, το οποίο πρέπει να τοποθετείται στην περιοχή του περισσότερο ομοιογενούς και εντονότερου εμπλουτισμού της βλάβης και να είναι αρκετά μικρό σε μέγεθος ώστε να μην περικλείει περιοχές ανομοιογένειας. Σε περιπτώσεις μεγάλων βλαβών πρέπει να τοποθετείται στην περιφέρεια της βλάβης, γιατί στο κέντρο είναι πιθανή η ύπαρξη νεκρωτικών περιοχών. Το ROI πρέπει να τοποθετείται στη 2η ή στην 3η φάση της δυναμικής μελέτης.<sup>13</sup> Σύμφωνα με τις μετρήσεις που γίνονται στην περιοχή του ROI, σε όλες τις φάσεις της δυναμικής ακολουθίας λαμβάνονται οι κινητικές καμπύλες. Για αξιόπιστα αποτελέσματα

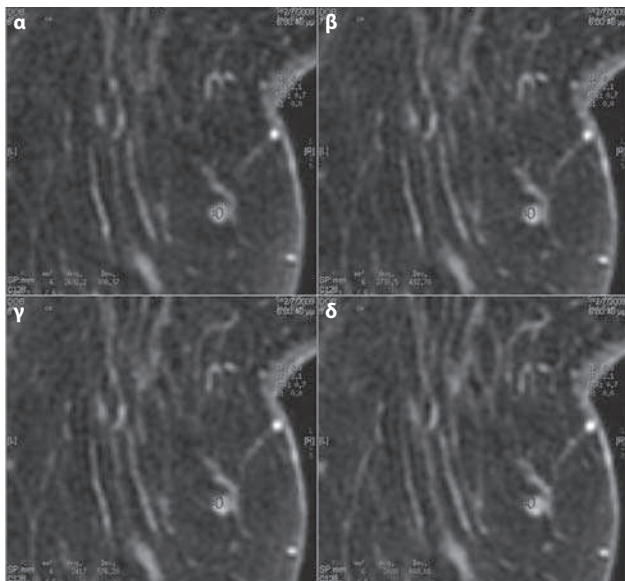
απαιτείται η αποφυγή κίνησης του εξεταζόμενου.<sup>14</sup>

Στις 10 εξεταζόμενες παρατηρήθηκε «μετακίνηση» του ROI στις διάφορες φάσεις της δυναμικής εξέτασης, με αποτέλεσμα σε μια φάση το ROI να βρίσκεται στο κέντρο της βλάβης ενώ σε μια άλλη φάση να βρίσκεται εκτός παθολογίας ή στην περιφέρεια της βλάβης, ανάλογα με το είδος της κίνησης (εικ. 1). Σε αυτές τις εξεταζόμενες επαναλήφθηκε η τοποθέτηση του ROI χειροκίνητα σε όλες τις φάσεις και μετρήθηκε η ένταση του σήματος. Στη χειροκίνητη μέθοδο επιβεβαιώθηκε ότι το ROI ήταν στο ίδιο σημείο της βλάβης, μετρώντας αποστάσεις από σταθερά σημεία αναφοράς όπως το δέρμα ή το στέρνο. Κατόπιν υπολογίστηκαν χειροκίνητα οι κινητικές καμπύλες με βάση την ένταση του σήματος (εικ. 2).

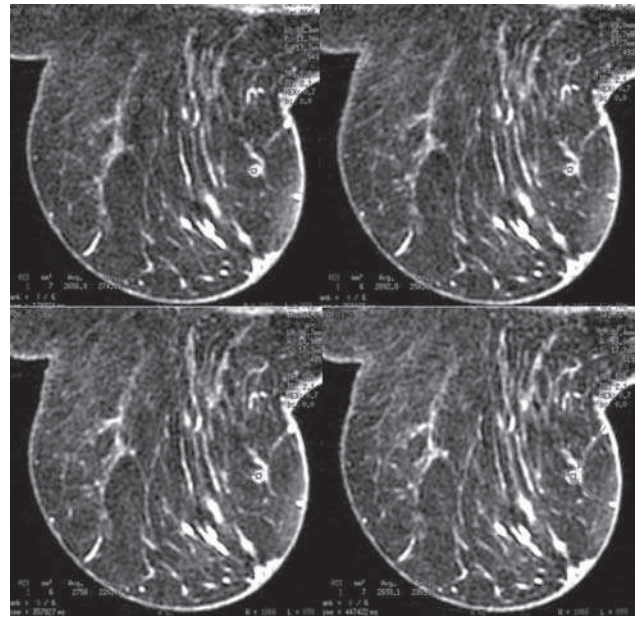
Επίσης, στη συγκεκριμένη μελέτη, στις περιπτώσεις όπου εντοπίστηκε μετακίνηση του ROI, παρατηρήθηκε ταυτόχρονα και λανθασμένα παθολογικό σήμα (ένδειξη κόκκινου χρώματος) σε περιφερικές κυρίως περιοχές της βλάβης στους χάρτες χρωματικής κωδικοποίησης (εικ. 3), καθώς και στις αφαιρετικές εικόνες.

## ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

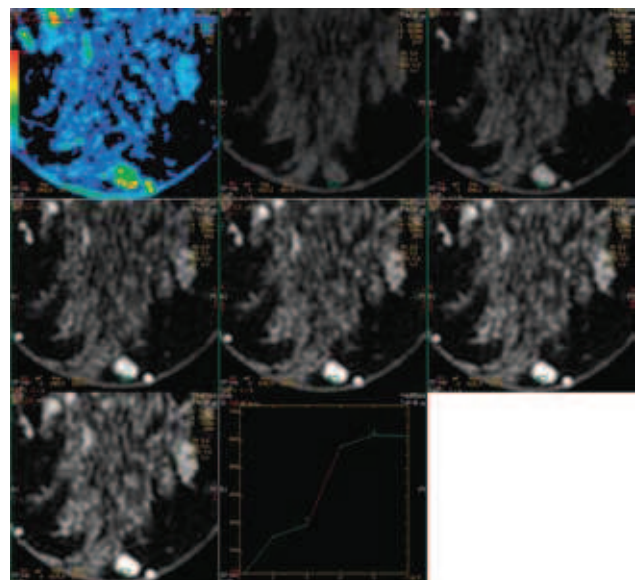
Στις 10 εξεταζόμενες ελέγχθηκαν 50 παθολογίες. Για καθεμιά από αυτές παρήχθη η κινητική καμπύλη με το ημι-αυτόματο πρόγραμμα υπολογισμού του συστήματος και με τη χειροκίνητη μέθοδο. Στις 31 (62,0%) περιπτώσεις βρέθηκε μεταβολή του τύπου της κινητικής καμπύλης. Πιο αναλυτικά, παρατηρήθηκε ότι σε 6 (12,0%) περιπτώσεις με την ημι-αυτόματη μέθοδο οι κινητικές καμπύλες ήταν τύπου III ενώ με τη χειροκίνητη μέθοδο ήταν τύπου I. Σε 9



**Εικόνα 1.** Παραγωγή κινητικής καμπύλης χρησιμοποιώντας την ημι-αυτόματη μέθοδο του συστήματος στις τέσσερις τελευταίες φάσεις. Γίνεται αντιληπτό ότι στις τελευταίες δύο φάσεις (γ, δ), το ROI έχει μετατοπιστεί περιφερικά της βλάβης σε σχέση με τα σταθερά σημεία αναφοράς.



**Εικόνα 2.** Παραγωγή κινητικής καμπύλης τοποθετώντας χειροκίνητα το ROI ακριβώς στην ίδια θέση της παθολογίας στις τέσσερις τελευταίες φάσεις. Στη συγκεκριμένη περίπτωση, το ROI τοποθετήθηκε μετρώντας την απόσταση που έχει η μετρούμενη βλάβη σε σχέση με σταθερά σημεία αναφοράς στο δέρμα. Δεν παρατηρείται μεταβολή της θέσης του ROI.



**Εικόνα 3.** Τοποθέτηση ROI στην περιοχή υψηλής αγγειοβρίθειας (ένδειξη κόκκινο χρώμα) με βάση την ένδειξη του χάρτη (πάνω αριστερά). Συγκρίνοντας τη θέση του ROI στις φάσεις της δυναμικής μελέτης με αυτή στο χάρτη χρωματικής εντοπίζεται ότι η θέση του ROI στις πρώτες τρεις φάσεις μετά από την ενδοφλέβια χορήγηση σκιαγραφικού μέσου είναι εκτός παθολογίας. Η ένδειξη κόκκινο χρώμα στο χάρτη χρωματικής κωδικοποίησης είναι λανθασμένη και οφείλεται σε τεχνικό σφάλμα λόγω κίνησης. Άρα, και η κινητική καμπύλη που λαμβάνεται από το συγκεκριμένο ROI δεν είναι αξιόπιστη.

(18,0%) περιπτώσεις με την ημι-αυτόματη μέθοδο οι κινητικές καμπύλες ήταν τύπου III ενώ με τη χειροκίνητη μέθοδο ήταν τύπου II (εικ. 4). Επίσης, σε 10 (20,0%) περιπτώσεις με την ημι-αυτόματη μέθοδο οι κινητικές καμπύλες ήταν τύπου II ενώ με τη χειροκίνητη μέθοδο ήταν τύπου I. Από τις βλάβες όπου δεν παρατηρήθηκε μεταβολή του τύπου της κινητικής καμπύλης με τους δύο τρόπους λήψης τους, οι 8 (16,0%) περιπτώσεις ήταν καμπύλες τύπου I και οι 11 (22,0%) περιπτώσεις ήταν τύπου II. Επίσης, υπήρχαν 6 άτυπες κινητικές καμπύλες, από τις οποίες οι 5 υπολογίστηκαν ότι ήταν τύπου I και 1 ότι ήταν τύπου II.

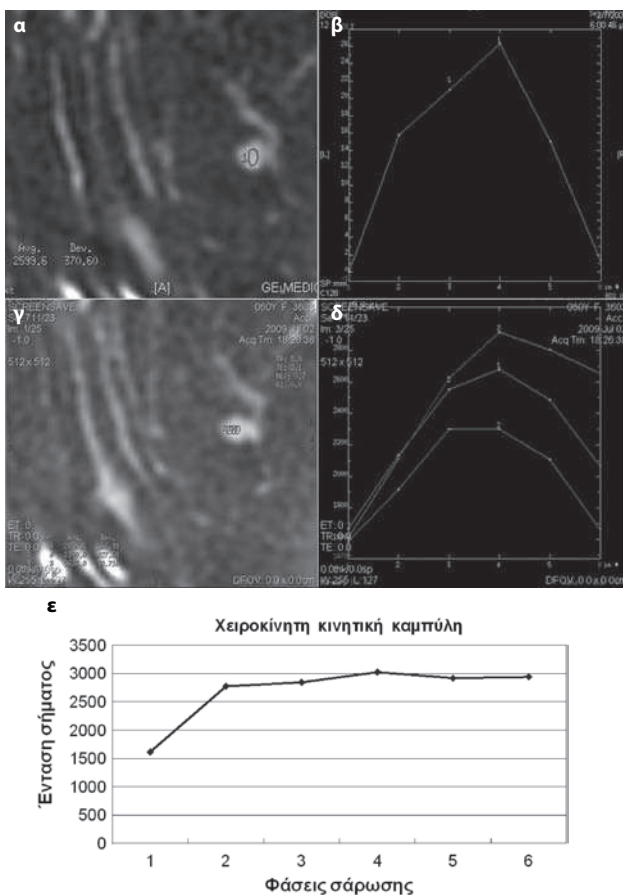
Λαμβάνοντας υπόψη ότι στη μαγνητική μαστογραφία οι εξεταζόμενες βρίσκονται σε πρηνή θέση και ότι οι αναπνευστικές κινήσεις γίνονται κατά τον προσθιοπίσθιο άξονα των εξεταζομένων, σε κάποιες από τις περιπτώσεις προσεγγίστηκε ακριβώς το αποτέλεσμα της χειροκίνητης κινητικής καμπύλης, μεταβάλλοντας τον προσανατολισμό

της ελλειψοειδούς θέσης του ROI. Συγκεκριμένα, όταν το ελλειψοειδούς σχήματος ROI τοποθετήθηκε με τη μικρότερη πλευρά του παράλληλα με τον προσθιοπίσθιο άξονα προσεγγίστηκε ακριβώς το αποτέλεσμα της χειροκίνητης κινητικής καμπύλης.

## ΣΥΖΗΤΗΣΗ

Στη μαγνητική μαστογραφία, η χρήση υψηλής χωρικής διακριτικής ικανότητας είναι σημαντική για να αναδειχθούν μορφολογικές και δομικές λεπτομέρειες, ακόμη και μικρών βλαβών.<sup>8,9,11</sup> Παράλληλα, η χρήση ταχείας σάρωσης στη δυναμική ακολουθία (υψηλή χρονική διακριτική ικανότητα) απαιτείται για τη λεπτομερή ανάδειξη της μορφολογίας της βλάβης με την έγκαιρη διάκρισή της από τον παρακείμενο μαζικό αδένα και την αξιόπιστη μελέτη της αιμοδυναμικής συμπεριφοράς της. Υπάρχει δίλημμα στο πόσο γρήγορα πρέπει να γίνεται η κάθε σάρωση της δυναμικής ακολουθίας ή πόσο υψηλή χωρική διακριτική ικανότητα πρέπει να χρησιμοποιηθεί, επειδή τα δύο μεγέθη λειτουργούν αντιστρόφως ανάλογα. Αυτό είναι το «δίλημμα χρόνου-χώρου», το οποίο αντιμετωπίζουν τα τρέχοντα πρωτόκολλα μαγνητικής τομογραφίας του μαστού. Ως περισσότερο αποδεκτό πρωτόκολλο θεωρείται αυτό με χρονική διακριτική ικανότητα 1–2 min και με υψηλή χωρική διακριτική ικανότητα και με προτεινόμενο μέγεθος ρίxel 1–3 mm, σε σχέση με ένα πιο ταχύ πρωτόκολλο, με χρονική διακριτική ικανότητα 40 sec και λίγο χαμηλότερη χωρική διακριτική ικανότητα.<sup>9,12</sup> Ειδικότερα, στα υψηλά μαγνητικά πεδία 3T, λόγω του διπλάσιου λόγου σήματος προς θόρυβο σε σχέση με αυτά του 1,5T, παρέχεται η δυνατότητα εφαρμογής πρωτοκόλλων αυξημένης χωρικής διακριτικής ικανότητας χωρίς αυτό να συνδυαστεί με αύξηση του χρόνου εξέτασης.<sup>8,9,11</sup> Αυξημένη χωρική διακριτική ικανότητα στη δυναμική ακολουθία, εκτός από την ανίχνευση μικρότερων βλαβών, σημαίνει και καλύτερη ανάλυση των επιμέρους τμημάτων μεγαλύτερων βλαβών, με αποτέλεσμα τη δυνατότητα ακριβέστερης τοποθέτησης ROI για την παραγωγή κινητικών καμπυλών. Το σφάλμα που περιγράφεται στην παρούσα μελέτη δεν έχει αναφερθεί σε μαγνητικά πεδία <3T. Συνεπώς, μπορεί να θεωρηθεί ότι, κατά την παραγωγή των κινητικών καμπυλών, το σφάλμα είναι μεγαλύτερο στα υψηλά μαγνητικά πεδία (3T) λόγω της υψηλής χωρικής διακριτικής ικανότητας και ίσως είναι μια από τις αιτίες που δεν έχει αυξηθεί σημαντικά η ειδικότητα (93,9%) στα 3T σε σχέση με τα 1,5T, ενώ η ευαισθησία της μεθόδου προσεγγίζει το 100%.<sup>8</sup>

Σύμφωνα με την Kuhl, οι 3D ακολουθίες εμφανίζουν αυξημένη ασάφεια σε σχέση με τις 2D ακολουθίες, γεγονός που επιδεινώνεται κατά την παραγωγή αφαιρετικών



**Εικόνα 4.** Παραγωγή κινητικών καμπυλών, χρησιμοποιώντας την ημι-αυτόματη μέθοδο του συστήματος. Απεικονίζονται η θέση της παθολογίας και του ROI (α), καθώς και το διάγραμμα της κινητικής καμπύλης (β). Επίσης, απεικονίζονται τρεις διαφορετικές θέσεις του ROI στην παθολογία (γ), καθώς και τα αντίστοιχα διαγράμματα των κινητικών καμπυλών (δ). Χειροκίνητη παραγωγή της κινητικής καμπύλης. Οι ημι-αυτόματες κινητικές καμπύλες είναι τύπου III, ενώ η χειροκίνητη καμπύλη είναι τύπου II (ε).

εικόνων.<sup>9</sup> Στο παρόν πρωτόκολλο χρησιμοποιήθηκε 3D ακολουθία με υψηλή χωρική διακριτική ικανότητα και παρατηρήθηκε ιδιαίτερα αυξημένη ασάφεια στις αφαιρετικές εικόνες. Πιστεύουμε ότι η αυξημένη ασάφεια οφείλεται στα τεχνικά σφάλματα κίνησης. Η αφαιρετική εικόνα θα έχει περισσότερη ασάφεια, επειδή λόγω των τεχνικών σφαλμάτων δεν αφαιρείται ακριβώς ο ίδιος ιστός στις αφαιρούμενες εικόνες.

Οι Sardanelli et al<sup>14</sup> απέδειξαν ότι, μειώνοντας το μέγεθος του ROI στο σημείο μέγιστης ενίσχυσης σήματος, η ευαισθησία αυξάνεται και μειώνεται η ειδικότητα, ενώ, αντίστροφα, αυξάνοντας το μέγεθος του ROI η ευαισθησία μειώνεται και αυξάνεται η ειδικότητα. Αυτό οφείλεται στις παρακάτω καταστάσεις:

- Μειώνοντας το ROI στο μέγεθος ενός μικρού στόχου στην περιοχή μέγιστης αγγειοβρίθειας σε έναν κακοήθη όγκο, αυξάνεται η ευαισθησία
- Μειώνοντας το ROI στο μέγεθος ενός μικρού στόχου στην περιοχή μέγιστης αγγειοβρίθειας σε μια καλοήγη βλάβη, μειώνεται η ειδικότητα
- Συνυπολογίζοντας εσωτερικές (νεκρωτικές ή χαμηλής αγγειοβρίθειας) ή και εξωτερικές (μη νεοπλασματικές) περιοχές ενός κακοήθους όγκου, μειώνεται η ευαισθησία
- Συνυπολογίζοντας εσωτερικές (χαμηλής αγγειοβρίθειας) ή και εξωτερικές (υγιούς μαστικού αδένου ή λιπώδους ιστού) περιοχές ενός καλοήθους όγκου, αυξάνεται η ειδικότητα.

Κατά την τοποθέτηση του ROI στην κινητική ανάλυση της βλάβης, ο συνυπολογισμός δεδομένων εκτός του όγκου (υγιής μαζικός αδένου ή λιπώδους ιστός) ή περιοχών έντονης ανομοιογένειας εντός του όγκου –με αποτέλεσμα πιθανό συνυπολογισμό περιοχών με μη νεοπλασματικά στοιχεία– οφείλεται είτε στη χρήση μεγάλων ROI ή ROI εσφαλμένα τοποθετημένων τόσο στην ίδια τομή –όταν το ROI περιλαμβάνει στοιχεία εικόνας (pixels) που είναι εξωτερικά της βλάβης– όσο και ανάμεσα στις τομές (όταν μια μικρή βλάβη απεικονίζεται με φαινόμενο μερικού όγκου, πιθανότατα όταν οι διαστάσεις μιας βλάβης είναι συγκρίσιμες με το πάχος της τομής). Το πρώτο σφάλμα είναι ευκολότερο να αναγνωριστεί και μπορεί να ελαχιστοποιηθεί όταν το ROI τοποθετείται με ιδιαίτερη προσοχή.<sup>14</sup>

Ανάλογα με την αιμοδυναμική συμπεριφορά της βλάβης, σε κάποιες περιπτώσεις το ROI τοποθετείτο στη 2η φάση μετά από τη χορήγηση σκιαγραφικού και σε κάποιες στην 3η φάση. Και στις δύο περιπτώσεις γινόταν έλεγχος της θέσης του ROI και στις δύο φάσεις, ενώ παρατηρήθηκε

μετακίνησή του. Σύμφωνα με τα παραπάνω δεδομένα, σε αυτές τις περιπτώσεις υπήρχε πιθανότητα λήψης λανθασμένων κινητικών καμπυλών. Για τη διόρθωση του σφάλματος ακολουθήθηκε χειροκίνητη μέτρηση, τοποθετώντας το ROI στο ίδιο σημείο της παθολογίας υπολογίζοντας διαστάσεις από σταθερά σημεία (δέρμα ή στέρνο). Η πρακτική αυτή βασίστηκε σε παρόμοια μεθοδολογία που ακολούθησαν οι Car et al<sup>15</sup> για να μετρήσουν ασάφεια. Τα σχετικά αποτελέσματα έδειξαν ότι σε 31 (62,0%) περιπτώσεις βρέθηκε μεταβολή του τύπου της κινητικής καμπύλης. Προτείνεται λοιπόν ότι κατά το σχεδιασμό των καμπυλών πρέπει να γίνεται έλεγχος εάν το ROI βρίσκεται ακριβώς στην ίδια θέση της παθολογίας σε όλες τις φάσεις της δυναμικής μελέτης. Αν παρατηρείται μετακίνηση, πρέπει να λαμβάνεται υπ' όψη και ένα σταθερό σημείο αναφοράς.<sup>16</sup> Στις περιπτώσεις όπου τοποθετείται ROI στους χάρτες αγγειοβρίθειας, πρέπει πάλι να ελέγχεται εάν η θέση του ROI ανταποκρίνεται στη σωστά μετρούμενη περιοχή. Οι χάρτες χρωματικής κωδικοποίησης είναι περισσότερο ευαίσθητοι στην ποσοτικοποίηση της αιμοδυναμικής συμπεριφοράς μιας βλάβης. Συνεπώς και η παραμικρή κίνηση μπορεί να δημιουργήσει ψευδώς θετική εικόνα, εμφανίζοντας λανθασμένες περιοχές αυξημένης αγγειοβρίθειας ή αυξημένης έκπλυσης στις καθυστερημένες φάσεις.<sup>14</sup>

Επίσης, έχοντας υπ' όψη ότι στη μαγνητική μαστογραφία οι αναπνευστικές κινήσεις γίνονται κατά τον προσθιοπίσθιο άξονα των εξεταζομένων, πρέπει να μεταβληθεί ο προσανατολισμός της ελλειψοειδούς θέσης του ROI, έτσι ώστε όταν θα παραχθεί η κινητική καμπύλη το ROI να περιέχει την παθολογία σε όλες τις φάσεις και, πιο συγκεκριμένα, την περιοχή με τη μεγαλύτερη και πιο ομοιογενή ενίσχυση σήματος.

Καθώς σε ένα μαστό οι παθολογίες μπορεί να είναι πολλές, απαιτείται μεγάλος χρόνος για τον έλεγχο των σωστών μετρήσεων των κινητικών καμπυλών και ακόμη περισσότερο για την παραγωγή χειροκίνητων καμπυλών. Γι' αυτό, μελλοντικά θα μπορούσαν να αναπτυχθούν αλγόριθμοι οι οποίοι, ταυτόχρονα με την ημι-αυτόματη μέθοδο υπολογισμού της καμπύλης, να υπολογίζουν και την απόσταση της υπό έλεγχο παθολογίας από ένα σταθερό σημείο και με την ίδια τεχνική να παράγονται και οι χάρτες.

Μελλοντικά, αν αποδειχθεί περιοδικότητα στα προαναφερθέντα τεχνικά σφάλματα σε μαγνητικούς τομογράφους με υψηλά μαγνητικά πεδία, θα μπορούσε σε τέτοιες περιπτώσεις –τεχνητά σφάλματα λόγω αναπνευστικών ή καρδιακών κινήσεων– η δυναμική εξέταση να γίνεται με καρδιακό σκανδαλισμό (gating).

## ABSTRACT

**Pitfalls in the production of enhancement kinetic curves in 3T dynamic magnetic resonance mammography and means of avoidance**

E. LAVDAS,<sup>1</sup> P. MAVROIDIS,<sup>2</sup> V. ROKA,<sup>1</sup> D.L. ARVANITIS,<sup>3</sup> I.V. FEZOULIDIS,<sup>1</sup> K. VASIOU<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology-Medical Imaging, University Hospital of Larissa, Medical School, University of Thessaly, Larissa, Greece, <sup>2</sup>Department of Medical Radiation Physics, Karolinska Institutet and University of Stockholm, Stockholm, Sweden

*Archives of Hellenic Medicine 2010, 27(5):811–817*

**OBJECTIVE** The purpose of this study was to investigate means for the elimination or reduction of errors that appear in enhancement kinetic curves in 3T (3T) dynamic magnetic resonance (MRI) mammography from breathing or kinetic artifacts, in order to avoid pitfalls in the accurate determination of the curve type. **METHOD** A magnetic resonance unit 3-T (Signa, GE Healthcare) was used. Patients were imaged in the prone position with an eight-channel body phased array surface coil. The following sequences were used for MRI of both breasts: (a) axial T2-TSE, (b) axial STIR and (c) Vibrant (six phases) unenhanced and contrast-enhanced axial T1-weighted fat saturation with dynamic acquisition after intravenous injection of a bolus of 0.1 mmol/kg of gadodiamide. During the assessment of the kinetic curves, it was observed that there was no consistency in the location of the selected region of interest (ROI) in all phases of dynamic acquisition. The ROIs were positioned manually, measuring distances from stable reference points (skin, sternum) in all the phases and the enhancement kinetic curves were plotted based on the signal intensity. **RESULTS** In the 10 patients examined, 50 abnormalities were investigated for each of which an enhancement kinetic curve was derived (from the images of the multi-phasic sequence, Vibrant), both semi-automatically (using the calculation software of the system) and manually. In 31 (62%) of the cases of abnormality, a change of the enhancement kinetic curve type was found for both methods. In these cases, it was observed that with the semi-automated method 6 enhancement kinetic curves were of type III, whereas using the manual calculation they were of type I; with the semi-automated method 9 were of type III and using the manual calculation of type II, and with the semi-automated method 10 curves were of type II and using the manual calculation of type I. Of the cases for which no change of the enhancement kinetic curve type was found, 8 cases were curves of type I and 11 cases were curves of type II. **CONCLUSIONS** During the derivation of enhancement kinetic curves, it should be ensured that the ROI is at the same location of the lesion in all the phases of the dynamic study (enhancement). More attention should be given in the case of lesions that change size depending on the phase of enhancement. In these cases stable reference points should be noted (for example, the distance between the lesion and skin or sternum). In cases where there is no consistency of the ROI location in the different phases of the multi-phasic sequence, it should be placed manually using stable reference points and subsequently (based on the signal intensity values) the enhancement kinetic curves should be derived.

**Key words:** Dynamic magnetic resonance mammography, Enhancement kinetic curves, 3 Tesla

### Βιβλιογραφία

- MACURA KJ, OUWERKERK R, JACOBS MA, BLUEMKE DA. Patterns of enhancement on breast MR images: Interpretation and imaging pitfalls. *Radiographics* 2006, 26:1719–1734
- FISCHER U, KOPKA L, GRABBE E. Breast carcinoma: Effect of pre-operative contrast-enhanced MR imaging on the therapeutic approach. *Radiology* 1999, 213:881–888
- KUHL CK, SCHMUTZLER RK, LEUTNER CC, KEMPE A, WARDELMANN E, HOCKE A ET AL. Breast MR imaging screening in 192 women proved or suspected to be carriers of a breast cancer susceptibility gene: Preliminary results. *Radiology* 2000, 215:267–279
- MORRIS EA, SCHWARTZ LH, DERSHAW DD, VAN ZEE KJ, ABRAMSON AF, LIBERMAN L. MR imaging of the breast in patients with occult primary breast carcinoma. *Radiology* 1997, 205:437–440
- SLANETZ PJ, EDMISTER WB, YEH ED, TALELE AC, KOPANS DB. Occult contralateral breast carcinoma incidentally detected by breast magnetic resonance imaging. *Breast J* 2002, 8:145–148
- LEE CH. Problem solving MR imaging of the breast. *Radiol Clin North Am* 2004, 42:919–934
- BLUEMKE DA, GATSONIS CA, CHEN MH, DEANGELIS GA, DEBRUHL N, HARMS S ET AL. Magnetic resonance imaging of the breast prior to biopsy. *JAMA* 2004, 292:2735–2742

8. ELSAMALOTY H, ELZAWAWI MS, MOHAMMAD S, HERIAL N. Increasing accuracy of detection of breast cancer with 3-T MRI. *AJR* 2009, 192:1142–1148
9. KUHL C. The current status of breast MR imaging. Part I. Choice of technique, image interpretation, diagnostic accuracy and transfer to clinical practice. *Radiology* 2007, 244:356–378
10. SCHNALL MD, BLUME J, BLUEMKE DA, DEANGELIS GA, DEBRUHL N, HARMS S ET AL. Diagnostic architectural and dynamic features at breast MR imaging: Multicenter study. *Radiology* 2006, 238:42–53
11. KUHL CK. Breast MR imaging at 3T. *Magn Reson Imaging Clin North Am* 2007, 15:315–320
12. TURNBULL LW. Magnetic resonance imaging of the breast: Potential for gain in detection, staging and diagnosis of primary and recurrent tumour? *Breast* 1998, 7:1–4
13. HEYWANG-KOBRUNNER SH, BECK R. *Contrast-enhanced MRI of the breast*. 2nd ed. Springer-Verlag, Berlin, 1995
14. SARDANELLI F, FAUSTO A, IOZZELLI A, RESCINITO G, CALABRESE M. Dynamic breast magnetic resonance imaging. Effect of changing the region of interest on early enhancement using 2D and 3D techniques. *J Comput Assist Tomogr* 2004, 28:642–646
15. CARR JC, MA J, DESPHANDE V, PERELES S, LAUB G, FINN JP. High-resolution breath-hold contrast-enhanced MR angiography of the entire carotid circulation. *AJR Am J Roentgenol* 2002, 178:543–549
16. LINEY GP, GIBBS P, HAYES C, LEACH MO, TURNBULL LW. Dynamic contrast-enhanced MRI in the differentiation of breast tumors: User-defined versus semi-automated region-of-interest analysis. *J Magn Reson Imaging* 1999, 10:945–949

Corresponding author:

E. Lavdas, 45 Nikolopoulou street, GR-413 34 Larisa, Greece  
e-mail: lavdas@med.uth.gr

.....