

Άρθρο Ανασκόπησης

Καρδιαγγειακή Μαγνητική Τομογραφία στα 3 Tesla: Πλεονεκτήματα, Περιορισμοί και Κλινικές Δυνατότητες

ΚΩΝΣΤΑΝΤΙΝΟΣ ΠΑΜΠΟΥΚΑΣ, ΠΕΤΡΟΣ ΝΙΧΟΓΙΑΝΝΟΠΟΥΛΟΣ

Department of Cardiology, Hammersmith Hospital, Imperial College, London, UK

Λέξεις ευρετηρίου:
Υψηλή ένταση πεδίου, 3 Tesla, σχέση σήματος-προς θόρυβο, καρδιαγγειακή μαγνητική τομογραφία.

Ημερ. παραλαβής εργασίας:
12 Δεκεμβρίου 2005
Ημερ. αποδοχής:
24 Φεβρουαρίου 2006

Διεύθυνση
Επικοινωνίας:
Κωνσταντίνος
Παμπούκας

Σίφρον 58,
Τ.Κ. 104 46, Αθήνα
e-mail:
pamboucas@yahoo.co.uk

Η καρδιαγγειακή μαγνητική τομογραφία (ΚΜΤ) διαδραματίζει ένα ταχέως εξελισσόμενο και πολλά υποσχόμενο ρόλο στην Καρδιολογία του εικοστού πρώτου αιώνα, με σημαντικές κλινικές εφαρμογές που πραγματοποιούνται με μαγνητικούς τομογράφους που λειτουργούν σε ένταση μαγνητικού πεδίου 1,5 Tesla (T).¹ Πρόσφατα, υπάρχει ένα αυξανόμενο κλινικό και ερευνητικό ενδιαφέρον για καρδιακή απεικόνιση σε υψηλότερη ένταση μαγνητικού πεδίου (3T ή περισσότερο).^{2,3}

Η υψηλή ένταση πεδίου είναι πλεονεκτική γιατί έχει την δυνατότητα να βελτιώνει σημαντικά τη σχέση σήματος-προς-θόρυβο (ΣΣΘ) σε σχέση με την απεικόνιση στα 1,5T, λόγω της αυξημένης πόλωσης των περιστρεφόμενων πρωτονίων (δηλ. των πυρήνων υδρογόνου του ανθρωπίνου σώματος οι οποίοι αποτελούν την πηγή προέλευσης του σήματος της ΚΜΤ). Με την εφαρμογή μοντέρνων ακολουθιών παλμών, αυτή η ενίσχυση της ΣΣΘ μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τη βελτίωση της χωρικής ή / και της χρονικής διακριτικής ικανότητας. (Υπενθυμίζεται ότι ακολουθία είναι μια αλληλουχία παλμών που αποτελείται από παλμούς ραδιοκυμάτων και παλμούς κλίσης μαγνητικού πεδίου των οποίων η διάρκεια και ο χρονισμός καθορίζονται και ελέγχονται από

τον υπολογιστή του μαγνητικού τομογράφου). Επιπρόσθετα, η αυξημένη ΣΣΘ μας επιτρέπει να επωφεληθούμε από τις τεχνικές παράλληλης απεικόνισης, όπως η τεχνική sensitivity encoding (SENSE), οι οποίες έχουν αναδειχθεί ως σημαντικά εργαλεία για την επιτάχυνση της λήψης δεδομένων και τη συντόμευση του χρόνου της εξέτασης. Όσον αφορά την απεικόνιση της καρδιάς, η παράλληλη απεικόνιση επιτρέπει τη χρήση βραχύτερων συγκροτήσεων της αναπνοής που με τη σειρά της ελαττώνει την απορρόφηση ηλεκτρομαγνητικής ενέργειας (η αυξημένη απορρόφηση της ενέργειας ραδιοκυμάτων από τους ιστούς είναι ένα ζήτημα που χρειάζεται προσοχή όταν χρησιμοποιούμε υψηλές εντάσεις μαγνητικού πεδίου). Σύμφωνα με τη θεωρία της φυσικής του μαγνητικού συντονισμού, κατά την παράλληλη απεικόνιση το κέρδος που προκύπτει από την συντόμευση της εξέτασης «ανταλλάσσεται» με μια απώλεια σε ΣΣΘ. Αυτή η μείωση της ΣΣΘ αντισταθμίζεται από την ενίσχυση της ΣΣΘ που παρέχεται από την υψηλή ένταση του μαγνητικού πεδίου.⁴

Εκτός όμως από τα πλεονεκτήματα, η απεικόνιση σε υψηλή ένταση μαγνητικού πεδίου παρουσιάζει διάφορα προβλήματα τα οποία πρέπει να λαμβάνονται υπόψη. Τα μειονεκτήματα αυτά περιλαμβάνουν κυρίως α) ανομοιογένειες του στατι-

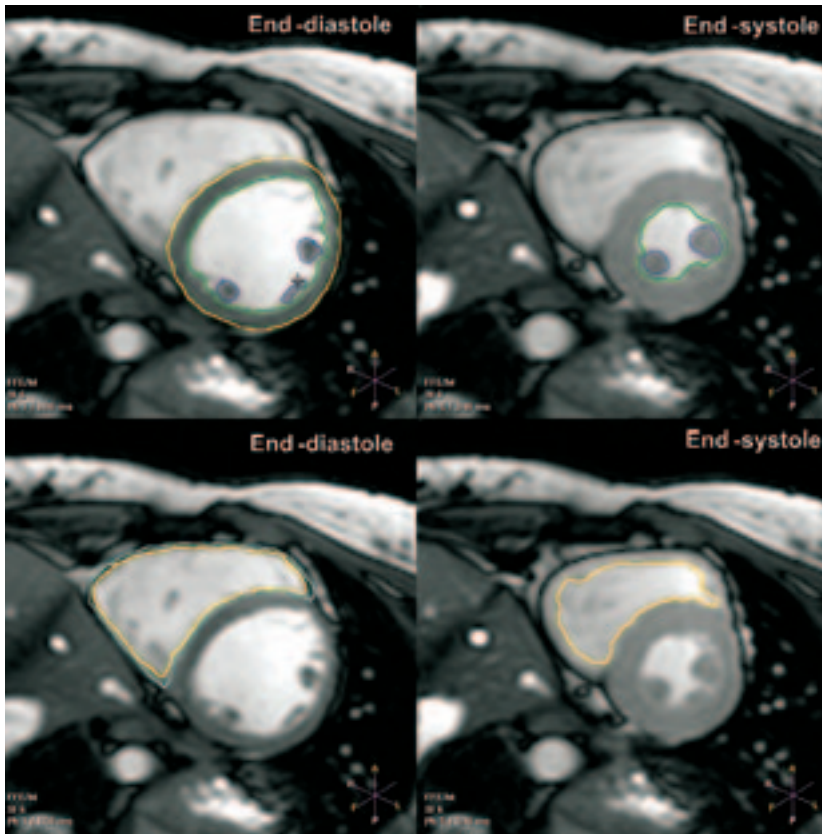
κού μαγνητικού πεδίου (B_0) και βραχείς χρόνους T_2^* ($T_2^* =$ σταθερά χρόνου που σχετίζεται με την εγκάρσια χάλαση / επάνοδο του μαγνητικού ανύσματος του σώματος μετά τη διέγερση των πυρήνων υδρογόνου και την ανομοιογένεια του μαγνητικού πεδίου) που μπορεί να προκαλέσουν την εμφάνιση «σκοτεινών ταινιών» στην εικόνα και artefacts επιδεικτικότητας (artefacts χαμηλού σήματος που σχετίζονται με τη μαγνητική επιδεικτικότητα δηλ. το βαθμό που μαγνητίζονται οι διάφοροι ιστοί όταν τοποθετούνται σε ισχυρό μαγνητικό πεδίο), β) το πρόβλημα της αυξημένης απορρόφησης της ηλεκτρομαγνητικής ενέργειας που περιορίζει το σχεδιασμό και την εφαρμογή διαφόρων ακολουθιών (ο ειδικός βαθμός απορρόφησης από τους ιστούς δεν πρέπει να υπερβαίνει τα 4 W/Kg),^{3,5} γ) αυξημένους χρόνους T_1 ($T_1 =$ σταθερά χρόνου που σχετίζεται με την επιμήκη χάλαση / επάνοδο του μαγνητικού ανύσματος του σώματος), δ) παραμορφώσεις του ηλεκτρομαγνητικού πεδίου (B_1) και ε) μεταβολές των διηλεκτρικών σταθερών των ιστών. Επιπλέον, στις υψηλές εντάσεις μαγνητικού πεδίου, ο ηλεκτροκαρδιογραφικός συγχρονισμός της απεικόνισης γίνεται δυσχερέστερος λόγω της ενισχυμένης μαγνητο-υδροδυναμικής δράσης (μαγνητο-υδροδυναμική δράση είναι παραγωγή ηλεκτρικών δυναμικών διαμέσου του κινούμενου αίματος στα αγγεία, ιδιαίτερα στην αορτή, όταν η ροή του αίματος επισυμβαίνει εντός μαγνητικού πεδίου).

Όσον αφορά τη σύγκριση μεταξύ της συνήθους (1,5T) και της υψηλής έντασης πεδίου, η μορφολογική και λειτουργική απεικόνιση της καρδιάς με τη χρήση ακολουθιών «μαύρου αίματος» (spin echo) ή συμβατικών ακολουθιών «λευκού αίματος» (gradient echo), αντίστοιχα, έδειξε καθαρά βελτιωμένα αποτελέσματα στα 3T.^{6,7} Σήμερα, οι ακολουθίες «ελεύθερης περιστροφής σταθερής κατάστασης» [steady-state free precession (SSFP)] αποτελούν πλέον τη μεθοδο εκλογής για τη μελέτη της καρδιακής λειτουργίας στα 1,5T. Η απεικόνιση με ακολουθίες SSFP μπορεί επίσης να ωφεληθεί από την υψηλότερη ΣΣΘ στα 3T, παρά την ύπαρξη artefacts (κυρίως σκοτεινές ταινίες) που προκαλούνται από τη διάσπαση της «σταθερής κατάστασης» λόγω της ανομοιογένειας του μαγνητικού πεδίου.^{8,9} (Εικόνες 1 και 2) Επιπλέον, έχει δειχθεί ότι η χρήση υψηλής έντασης μαγνητικού πεδίου είναι επωφελής για τις τεχνικές σήμανσης (tagging) του μυοκαρδίου. (Με την τεχνική tagging τροποποιείται εκλεκτικά ο μαγνητισμός του μυοκαρδίου κατά το επίπεδο της υπό μελέτη τομής, έτσι ώστε να δημιουργείται ένα πλέγμα από μικρά τετράγωνα που παραμορφώνονται με τη συστολή και τη

διαστολή της καρδιάς). Το πλεονέκτημα της KMT με tagging στα 3T έγκειται στο ότι οι γραμμές του πλέγματος παραμένουν περισσότερο κατά τη διάρκεια του καρδιακού κύκλου, σε σύγκριση με τα 1,5T όπου εξασθενίζουν πιο γρήγορα.¹⁰

Τα πλεονεκτήματα της υψηλής έντασης μαγνητικού πεδίου έχουν δειχθεί επίσης και για τη μαγνητική στεφανιογραφία. Μια προκαταρκτική κλινική μελέτη έδειξε ότι η μαγνητική στεφανιογραφία στα 3T είναι εφικτή. Η ενισχυμένη ΣΣΘ ευνοεί την απεικόνιση με μικρό μέγεθος voxel (=volume element, το τριδιάστατο ανάλογο του pixel). Έτσι, εκτεταμένα εγγύς-προς-μέσα τμήματα όπως και μικρότερης διαμέτρου κλάδοι των στεφανιαίων αγγείων μπορούν να απεικονισθούν.¹¹ Σε μία άλλη κλινική μελέτη έγινε σύγκριση της σπειροειδούς μαγνητικής στεφανιογραφίας στα 1,5T και στα 3T. Οι εικόνες των στεφανιαίων αγγείων στα 3T έδειξαν βελτίωση της ΣΣΘ και της σχέσης αντίθεσης-προς-θόρυβο με συνοδό βελτίωση της ποιότητας της εικόνας αλλά και με ύπαρξη artefacts επιδεικτικότητας. Μια άλλη απευθείας σύγκριση μεταξύ 1,5T και 3T έδειξε ότι η μαγνητική στεφανιογραφία στα 3T, με τη χρήση μιας τριδιάστατης ακολουθίας SSFP με συγκράτηση της αναπνοής, είναι εφικτή. Ωστόσο, η ποιότητα της εικόνας στα 3T παρουσίαζε μεγαλύτερη μεταβλητότητα απ' ό,τι στα 1,5T, με αύξηση της παραγωγής artefacts επιδεικτικότητας και της τοπικής φωτεινότητας λόγω της αυξημένης ανομοιογένειας του στατικού (B_0) και του ηλεκτρομαγνητικού πεδίου (B_1). Τα ευρήματα αυτά υποδηλώνουν ότι χρειάζεται περαιτέρω βελτίωση του σχεδιασμού των ακολουθιών της KMT ώστε να επεκταθεί η χρήση της μαγνητικής στεφανιογραφίας στα 3T.^{12,13}

Ενθαρρυντικά είναι τα αποτελέσματα της απεικόνισης του τοιχώματος των στεφανιαίων αγγείων στα 3T. Λόγω του σχετικά μικρού μεγέθους των στεφανιαίων αγγείων και της κεντρικής εντόπισής τους στο θώρακα, η βελτίωση της ΣΣΘ έχει καθοριστική σημασία. Έτσι, με τη χρήση υψηλής έντασης μαγνητικού πεδίου η απεικόνιση του τοιχώματος των στεφανιαίων αρτηριών είναι πιθανό ότι θα ευνοηθεί από την ενισχυμένη ΣΣΘ. Πρόσφατες μελέτες έδειξαν ότι η in vivo απεικόνιση του τοιχώματος των στεφανιαίων αγγείων είναι εφικτή είτε με την εφαρμογή μιας ταχείας gradient echo τεχνικής με ελεύθερη αναπνοή που χρησιμοποιεί καθοδηγούς παλμούς (navigators) για το συγχρονισμό με τις αναπνευστικές κινήσεις και διόρθωση της κίνησης σε πραγματικό χρόνο, είτε με τη χρήση μιας turbo spin echo ακολουθίας με συγκράτηση της αναπνοής ή με ελεύθερη



Εικόνα 1. Cine εικόνες KMT (τομές κατά το βραχύ άξονα) από μια υγιή γυναίκα, που ελήφθησαν με μαγνητικό τομογράφο 3T, με τη χρήση της ακολουθίας steady-state free precession (SSFP) και μιας τεχνικής παράλληλης απεικόνισης (parallel imaging) που λέγεται sensitivity encoding (SENSE). Τα ενδοκαρδιακά όρια της αριστερής και της δεξιάς κοιλίας έχουν σχεδιασθεί με το χέρι, στην τελο-διαστολή και την τελο-συστολή, ενώ τα επικαρδιακά όρια έχουν σχεδιασθεί στην τελο-διαστολή. Οι όγκοι και η μάζα της αριστερής και της δεξιάς κοιλίας μπορούν να υπολογισθούν από μια σειρά τομών, κατά το βραχύ άξονα, που καλύπτουν και τις δύο κοιλίες από τη βάση ως την κορυφή, χρησιμοποιώντας τη μέθοδο του Simpson. Η ακολουθία SSFP θεωρείται η μέθοδος εκλογής στα 1.5T για τη λήψη ογκομετρικών δεδομένων της αριστερής και της δεξιάς κοιλίας. Ωστόσο, η εφαρμογή της ακολουθίας SSFP σε συνδυασμό με την τεχνική της παράλληλης απεικόνισης είναι κατάλληλη για τον υπολογισμό των όγκων και τη μελέτη της λειτουργικότητας της καρδιάς, και σε υψηλή ένταση μαγνητικού πεδίου.



Εικόνα 2. Cine εικόνες KMT 3T σε τομές τεσσάρων κοιλιοτήτων (αριστερά), δύο κοιλιοτήτων (μέσο) και τομή κατά το βραχύ άξονα (δεξιά) από ένα υγιή ενήλικα, που ελήφθησαν με την ακολουθία SSFP. Οι ακολουθίες SSFP παρέχουν εξαιρετική αντίθεση στην απεικόνιση μεταξύ αίματος και μυοκαρδίου και γι' αυτό είναι ιδιαίτερα χρήσιμες για μελέτες της λειτουργικότητας της καρδιάς. Όμως, οι ακολουθίες αυτές είναι πολύ ευαίσθητες στην επίδραση της μαγνητικής επιδεκτικότητας, ενώ η αυξημένη ανομοιογένεια του στατικού μαγνητικού πεδίου στα 3T μπορεί να διασπάσει την «σταθερή κατάσταση» (steady-state) προκαλώντας την παραγωγή artefacts εν είδει «σκοτεινών ταινιών» (βέλη). Διάφορες διορθωτικές μέθοδοι όπως προσεκτική ρύθμιση της συχνότητας συντονισμού και τοπική βελτίωση της ομοιογένειας του μαγνητικού πεδίου, χρησιμοποιούνται ώστε να ξεπεραστούν τα προβλήματα αυτά που δημιουργεί η υψηλή ένταση πεδίου.

αναπνοή. Χρειάζονται περαιτέρω βελτιώσεις στην διακριτική ικανότητα και την ποιότητα της εικόνας για την απεικόνιση και την αξιολόγηση της στεφανιαίας αθηρωματικής πλάκας με την KMT στα 3T.^{14,15}

Μια άλλη εφαρμογή της KMT που θα μπορούσε να ωφεληθεί από τα πλεονεκτήματα της υψηλής έντασης είναι η μαγνητική φασματοσκοπία ως μέθοδος κατάδειξης βιώσιμου μυοκαρδίου. Η μαγνητική φα-

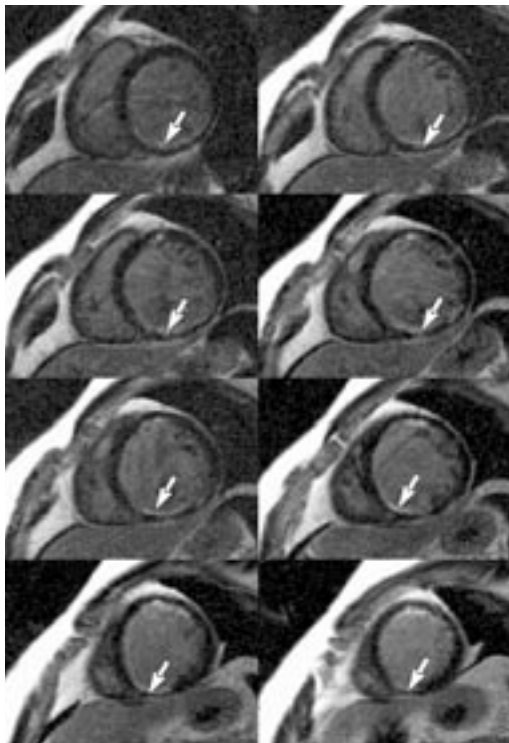
σματοσκοπία εκτιμά τη βιωσιμότητα με την περιοχική ποσοτικοποίηση του μυοκαρδιακού μεταβολισμού. Αντί να χρησιμοποιεί τον πυρήνα υδρογόνου ως πηγή προέλευσης του σήματος η μαγνητική φασματοσκοπία μπορεί να ανιχνεύσει και να προσδιορίσει τις συγκεντρώσεις των πυρήνων των ατόμων ^{31}P , ^{23}Na και ^{13}C που αποτελούν συστατικά του μυοκαρδιακού κυττάρου. Όμως, η μαγνητική φασματοσκοπία σε ένταση 1,5T έχει χαμηλή χωρική ευκρίνεια, ενώ με την εισαγωγή μαγνητικών πεδίων υψηλής έντασης αναμένεται να αυξηθεί το ερευνητικό και κλινικό ενδιαφέρον για τη χρήση αυτής της τεχνικής ως μεθόδου κατάδειξης βιωσιμότητας.¹⁶

Πρόσφατα, δείχθηκε ότι είναι εφικτό να πραγματοποιηθεί πλήρης απεικονιστική μελέτη της καρδιάς με KMT υψηλής έντασης πεδίου.¹⁷ Αυτό το πλήρες πρωτόκολλο απεικόνισης περιλαμβάνει μελέτη της καρδιακής ανατομίας και λειτουργίας, μετρήσεις της αιματικής ροής με την τεχνική της χαρτογράφησης ταχυτήτων, μελέτες μυοκαρδιακής αιμάτωσης και βιωσιμότητας και μαγνητική στεφανιογραφία. Όσον αφορά την αιμάτωση, έχειδειχθεί ότι η ένταση πεδίου 3T βελτιώνει την αντίθεση της εικόνας σε μελέτες μυοκαρδιακής αιμάτωσης πρώτης διόδου ύστερα από την ενδοφλέβια χορήγηση γαδολινίου.¹⁸ Είναι επίσης ενδιαφέρον ότι η τεχνική της όψιμης

υπερενίσχυσης σήματος με γαδολίνιο, μια πανίσχυρη και πολλά υποσχόμενη μέθοδος κατάδειξης μυοκαρδιακής βιωσιμότητας, μπορεί να ωφεληθεί από την ενισχυμένη ΣΣΘ που παρέχουν τα 3T.^{17,19} (Εικόνα 3)

Σήμερα η κλινική χρήση μαγνητικών τομογράφων 3T για καρδιακή απεικόνιση αυξάνεται ολοένα στην Ευρώπη και στις ΗΠΑ. Υπάρχουν ορισμένα σημαντικά ζητήματα ασφαλείας για τους ασθενείς με μεταλλικά προσθετικά υλικά και συσκευές που υποβάλλονται σε KMT υψηλής έντασης πεδίου. Η υπερθέρμανση λόγω αυξημένης απορρόφησης ηλεκτρομαγνητικής ενέργειας και η μηχανική αλληλεπίδραση των διαφόρων υλικών με το μαγνητικό πεδίο αποτελούν δυνητικά προβλήματα όταν χρησιμοποιούνται υψηλές εντάσεις. Διάφορα υλικά, όπως οι προσθετικές καρδιακές βαλβίδες, φαίνονται να είναι ασφαλή στα 3T. Ωστόσο, η ασφάλεια της KMT είναι πολύ καλύτερα πιστοποιημένη για ένταση πεδίου 1,5T, ενώ για τα δεδομένα που υπάρχουν σήμερα για την ασφάλεια στα 1,5T δεν θα πρέπει να απλά θεωρείται ότι ισχύουν και για τις υψηλές εντάσεις, όπου χρειάζονται πιο αυστηρά κριτήρια.²⁰

Συμπερασματικά, η έλευση των μαγνητικών τομογράφων 3T θα συμβάλλει αποφασιστικά στο ρόλο της KMT τόσο στο κλινικό όσο και στο ερευνητικό πεδίο, και η καρδιακή απεικόνιση σε ένταση μαγνη-



Εικόνα 3. Συνεχόμενες τομές κατά το βραχύ άξονα της καρδιάς (από τη βάση ως την κορυφή), στη μεσο-διαστολή, που έχουν ληφθεί με μαγνητικό τομογράφο 3T, με τη χρήση μιας ταχείας ακολουθίας gradient echo με παλμούς «αποκατάστασης αναστροφής» (inversion recovery) ύστερα από την ενδοφλέβια χορήγηση ενός παραμαγνητικού σκιαγραφικού παράγοντα με βάση το γαδολίνιο. Με την τεχνική αυτή που ονομάζεται όψιμη υπερενίσχυση σήματος, το μυοκάρδιο που έχει υποστεί μη αναστρέψιμη βλάβη (έμφραγμα) απεικονίζεται με ενισχυμένο σήμα δηλ. «φωτεινό». Στο συγκεκριμένο παράδειγμα, οι εικόνες δείχνουν μια υπενδοκάρδια περιοχή όψιμης υπερενίσχυσης στο κατώτερο τοίχωμα (βέλη) που αντιπροσωπεύει ένα παλιό μη διατοιχωματικό έμφραγμα του μυοκαρδίου. Παρατηρείστε ότι η έκταση της υπερενίσχυσης αφορά μόνο το 50% σχεδόν του πάχους του μυοκαρδίου, ενώ το υπόλοιπο τοίχωμα δεν εμφανίζει υπερενισχυμένο σήμα (απεικονίζεται «μαύρο»), γεγονός που υποδηλώνει βιώσιμο μυοκάρδιο. Το μεγάλο πλεονέκτημα της KMT με όψιμη υπερενίσχυση σήματος είναι η υψηλή χωρική ευκρίνεια και η απορρέουσα από αυτήν, ικανότητα εκτίμησης της διατοιχωματικής έκτασης της μυοκαρδιακής βιωσιμότητας. Η ενίσχυση της ΣΣΘ που παρέχεται από την υψηλή ένταση των 3T, φαίνεται ότι μπορεί να αυξήσει έτι περαιτέρω αυτήν την ικανότητα.

τικού πεδίου 3T μπορεί να αποτελέσει μια σημαντική εφαρμογή στο εγγύς μέλλον. Αν και η χρήση υψηλής έντασης μαγνητικού πεδίου μπορεί να ενισχύσει τις δυνατότητες της ΚΜΤ σε μερικούς σημαντικούς τομείς της καρδιακής απεικόνισης, υπάρχουν ορισμένα μείζονα τεχνικά προβλήματα που δημιουργούνται από την υψηλή ένταση και τα οποία πρέπει να επιλυθούν προτού οι μαγνητικοί τομογράφοι 3T αντικαταστήσουν τα υπάρχοντα και καταξιωμένα συστήματα ΚΜΤ 1,5T που λειτουργούν σήμερα στην κλινική πράξη.

Βιβλιογραφία

- Mavrogeni S, Rademakers F, Cokkinos D: Clinical application of cardiovascular magnetic resonance. *Hellenic J Cardiol* 2004; 45: 401-405.
- Dougherty L, Connick TJ, Mizsei G: Cardiac imaging at 4 Tesla. *Magn Reson Med* 2001; 45: 176-178.
- Schick F: Whole-body MRI at high field: technical limits and clinical potential. *Eur Radiol* 2005; 15: 946-959.
- McGee K, Debbins J, Boskamp E, et al: Cardiac magnetic resonance parallel imaging at 3.0 Tesla: Technical feasibility and advantages. *J Magn Reson Imaging* 2004; 19: 291-297.
- Nayak KS, Cunningham CH, Santos JM, et al: Real-time cardiac MRI at 3 Tesla. *Magn Reson Med* 2004; 51: 655-660.
- Hinton DP, Wald LL, Pitts J, et al: Comparison of cardiac MRI on 1.5 and 3.0 Tesla clinical whole body systems. *Invest Radiol* 2003; 38: 436-442.
- Michaely HJ, Nael K, Schoenberg SO, et al: Analysis of cardiac function - comparison between 1.5 Tesla and 3.0 Tesla cardiac cine magnetic resonance imaging: preliminary experience. *Invest Radiol* 2006; 41: 133-140.
- Schar M, Kozerke S, Fischer S, et al: Cardiac SSFP imaging at 3 Tesla. *Magn Reson Med* 2004; 51: 799-806.
- Wintersperger BJ, Bauner K, Reeder SB, et al: Cardiac steady-state free precession CINE magnetic resonance imaging at 3.0 Tesla: impact of parallel imaging acceleration on volumetric accuracy and signal parameters. *Invest Radiol* 2006; 41:141-147.
- Gutberlet M, Schwinge K, Freyhardt P, et al: Influence of high magnetic field strengths and parallel acquisition strategies on image quality in cardiac 2D CINE magnetic resonance imaging: comparison of 1.5 T vs. 3.0 T. *Eur Radiol* 2005; 15: 1586-1597.
- Stuber, M, Botnar, et al: Preliminary report on in vivo coronary MRA at 3 Tesla in humans. *Magn Reson Med* 2002; 48: 425-429.
- Yang P, Nguyen P, Shimakawa A, et al: Spiral magnetic resonance coronary angiography-direct comparison of 1.5 Tesla vs. 3 Tesla. *J Cardiovasc Magn Reson* 2004; 6: 877-884.
- Bi X, Deshpande V, Simonetti O, et al: Three-dimensional breathhold SSFP coronary MRA: a comparison between 1.5T and 3.0T *J Magn Reson Imaging* 2005; 22: 206-212.
- Botnar RM, Stuber M, Lamerichs R, et al: Initial experiences with in vivo right coronary artery human MR vessel wall imaging at 3 Tesla. *J Cardiovasc Magn Reson* 2003; 5: 589-594.
- Koktzoglou I, Simonetti O, Li D: Coronary artery wall imaging: initial experience at 3 Tesla. *J Magn Reson Imaging* 2005; 21: 128-132.
- Evanochko W: Cardiovascular MRS: a literature review. *J Cardiovasc Magn Reson* 2005; 7: 611.
- Gutberlet M, Noeske R, Schwinge K, et al: Comprehensive cardiac magnetic resonance imaging at 3.0 Tesla: feasibility and implications for clinical applications. *Invest Radiol* 2006; 41: 154-167.
- Araoz P, Glockner J, McGee K, et al: 3 Tesla MR imaging provides improved contrast in first-pass myocardial perfusion imaging over a range of gadolinium doses. *J Cardiovasc Magn Reson* 2005; 7: 559-564.
- Pamboucas C, Schmitz S, Nihoyannopoulos P: Magnetic resonance imaging in the detection of myocardial viability: The role of delayed contrast hyperenhancement. *Hellenic J Cardiol* 2005; 46: 108-116.
- Prasad S, Pennell D: Safety of cardiovascular magnetic resonance in patients with cardiovascular implants and devices. *Heart* 2004; 90: 1241-1244.