

ΕΡΕΥΝΗΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ ORIGINAL PAPER

Εξάλειψη τεχνικών σφαλμάτων με την τμηματική ανασύνθεση σε εξετάσεις θωρακικής αορτής

ΣΚΟΠΟΣ της παρούσας μελέτης ήταν η καταγραφή και ο έλεγχος δυνατότητας εξάλειψης και ελαχιστοποίησης των γραμμοειδών τεχνικών σφαλμάτων (streak artifacts) σε εξετάσεις μεσοθωρακίου, για την απεικόνιση της θωρακικής αορτής. Στις παραπάνω εξετάσεις χρησιμοποιείται ιωδιούχο σκιαγραφικό υψηλής συγκέντρωσης (350 και 370 mgI/ml), ταχεία σάρωση της εξεταζόμενης περιοχής και γρήγορη ενδοφλέβια έγχυση του σκιαγραφικού (ρυθμός έγχυσης >4 mL/sec), με αποτέλεσμα η εμφάνιση των γραμμοειδών τεχνικών σφαλμάτων να είναι αυξημένη. ΥΛΙΚΟ-ΜΕΘΟΔΟΣ Χρησιμοποιήθηκε υπολογιστικός τομογράφος (ΥΤ) ελικοειδούς σάρωσης (Philips 5000 SR) με χρόνο ακτινοβολίας 1,5 sec ανά περιστροφή. Στη μελέτη συμπεριελήφθησαν 40 εξετάσεις μεσοθωρακίου και η επιλογή τους γινόταν τυχαία κατά τη διάρκεια του προγράμματος, όταν οι εικόνες εμπεριείχαν τεχνικά σφάλματα τα οποία μπορούσαν να μιμηθούν παθολογία. Η επιλογή των περιστατικών έγινε από έναν έμπειρο ιατρό ακτινολόγο και η τμηματική ανασύνθεση πραγματοποιήθηκε από έναν επίσης έμπειρο τεχνολόγο ακτινολόγο. Επίσης, έγινε ποιοτική αξιολόγηση από δύο ιατρούς ακτινολόγους και κατάταξη των εικόνων σε τέσσερις κατηγορίες, ανάλογα με το ποσοστό βελτίωσης των εικόνων. ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ Στην πρώτη κατηγορία (καθόλου βελτιωμένη εικόνα) κατατάχθηκε το 17,5% των περιστατικών, όπου καμιά από τις τέσσερις επεξεργασμένες εικόνες με τη μέθοδο της τμηματικής ανασύνθεσης δεν είχε βελτιωμένη βαθμολογία (<10% σε σχέση με την αρχική). Στη δεύτερη κατηγορία (ελάχιστη βελτιωμένη εικόνα) κατατάχθηκε το 35% των περιστατικών, όπου η βαθμολογία βελτιώθηκε από 11–35% σε σχέση με την αρχική. Στην τρίτη κατηγορία (αρκετά βελτιωμένη εικόνα) κατατάχθηκε το 27,5% των περιστατικών, όπου η βαθμολογία βελτιώθηκε από 36–70% σε σχέση με την αρχική. Στην τέταρτη κατηγορία (σημαντικά βελτιωμένη εικόνα) κατατάχθηκε το 25% των περιστατικών, όπου η βαθμολογία βελτιώθηκε από 71–100% σε σχέση με την αρχική. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ Η τμηματική ανασύνθεση στις εξετάσεις μεσοθωρακίου βελτιώνει την ποιότητα της εικόνας και βοηθάει στην εξαγωγή ακριβέστερων συμπερασμάτων. Η παραπάνω επεξεργασία προτείνεται όχι μόνο για λόγους ακτινοπροστασίας, αλλά και επειδή, λόγω της μεγάλης δόσης σκιαγραφικού που παίρνουν οι εξεταζόμενοι, η εξέταση δεν είναι δυνατόν να επαναληφθεί αυθημερόν.

Η εξέταση της θωρακικής αορτής εκτελείται όταν υπάρχει υποψία ή γνωστό διαχωριστικό ανεύρυσμα, μια κατάσταση σοβαρή, η οποία απαιτεί άμεσα χειρουργείο ή θεραπεία. Η αγγειογραφία με υπολογιστικό τομογράφο είναι η μέθοδος που χρησιμοποιείται για την εκτίμηση τέτοιων ασθενών.¹ Σε σχέση με τις άλλες μεθόδους για τη διάγνωση του διαχωριστικού ανευρύσματος (μαγνητική αγγειογραφία, ψηφιακή αγγειογραφία και ενδο-οισοφαγικό υπερηχογράφημα), η αγγειογραφία με υπολογιστικό το-

μογράφο είναι μη επεμβατική μέθοδος, εκτελείται πιο εύκολα σε επείγοντα περιστατικά και είναι διαθέσιμη στα περισσότερα νοσοκομεία.^{1,2}

Η αγγειογραφία με υπολογιστικό τομογράφο σε σχέση με τη συμβατική εξέταση θώρακα εκτελείται με ταχεία έγχυση ιωδιούχου σκιαγραφικού και γρήγορη σάρωση της εξεταζόμενης περιοχής. Σε τέτοιες εξετάσεις υπάρχουν πολλές πιθανότητες παραγωγής γραμμικών τεχνικών σφαλμάτων (streak artifacts).³

ΑΡΧΕΙΑ ΕΛΛΗΝΙΚΗΣ ΙΑΤΡΙΚΗΣ 2009, 26(3):384–389
ARCHIVES OF HELLENIC MEDICINE 2006, 26(3):384–389

Ε. Λαβδάς,
Β. Ροκά,
Γ. Πρωτογέρου,
Μ. Βλυχού,
Ι.Β. Φεζουλιδής

Εργαστήριο Ακτινολογίας-Ιατρικής
Απεικόνισης, Πανεπιστημιακό
Νοσοκομείο Λάρισας, Ιατρική Σχολή,
Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας, Λάρισα

Elimination of artifacts through
spatial reconstitution in thoracic
aorta imaging examination

Abstract at the end of the article

Λέξεις ευρετηρίου

Γραμμοειδή τεχνικά σφάλματα
Τεχνικά σφάλματα κίνησης
Τμηματική ανασύνθεση

Υποβλήθηκε 17.3.2008
Εγκρίθηκε 1.7.2008

Αιτίες των γραμμικών τεχνικών σφαλμάτων (streak artifacts) είναι (α) η παρουσία υλικών με υψηλό συντελεστή εξασθένησης (μέταλλα, clips χειρουργείου, αγγειακές αποπιτανώσεις, βηματοδότης, (β) η χρήση σκιαγραφικού μεγάλης πυκνότητας και (γ) η καρδιακή κίνηση.³

Το ενδοφλέβιο σκιαγραφικό, εισερχόμενο από την άνω κοίλη ή τη βραχιονοκεφαλική φλέβα και σε συνδυασμό με την καρδιακή κίνηση, παράγει γραμμικά τεχνικά σφάλματα (streak artifacts), τα οποία προβάλλουν στην ανιούσα αορτή και στο αορτικό τόξο. Τα τεχνικά γραμμοειδή σφάλματα στα αγγεία μιμούνται παθολογίες όπως έλκη, θρόμβους αγγείων, ακόμη και διαχωριστικά ανευρύσματα.³⁻⁵

Οι εξετάσεις θωρακικής αορτής απαιτούν μεγάλες ποσότητες σκιαγραφικού με υψηλές ταχύτητες έγχυσης και επειδή οι εξεταζόμενοι λαμβάνουν τη μέγιστη δόση σκιαγραφικού, η εξέταση είναι αδύνατον να επαναληφθεί πριν από την παρέλευση 24 ωρών. Σε συνδυασμό με το γεγονός ότι οι ασθενείς αυτοί χρήζουν οξείας αντιμετώπισης, η μέθοδος ελαχιστοποίησης ή εξάλειψης τεχνικών γραμμικών σφαλμάτων είναι ιδιαίτερα χρήσιμη.⁶

ΥΛΙΚΟ ΚΑΙ ΜΕΘΟΔΟΣ

Η τμηματική ανασύνθεση εφαρμόστηκε σε 40 εξετάσεις μεσοθωρακίου που εμπεριείχαν γραμμικά τεχνικά σφάλματα (streak artifacts) και εκτελέστηκαν με ενδοφλέβια έγχυση σκιαγραφικού μέσου και με υψηλό ρυθμό έγχυσης (>4 mL/sec). Σε όλες τις εξετάσεις υπήρχαν διαγνωστικά προβλήματα, λόγω της συμπίεσης τεχνικών σφαλμάτων με απεικονιζόμενες δομές.

Στις εξετάσεις θώρακα (πάχος τομής 3 mm, μετακίνηση 5 mm, χρόνος ακτινοβολίας 1,5 sec) με υπολογιστικό τομογράφο (ΥΤ) ελικοειδούς σάρωσης η επεξεργασία εφαρμόστηκε σε 2-3 εικόνες ανά εξέταση.

Το εύρος ηλικιών κυμαινόταν από 34-89 έτη στο σύνολο των 40 εξεταζόμενων και η κατανομή κατά ηλικία ήταν η ακόλουθη: 2,5% (26-35 έτη), 12,5% (36-45 έτη), 17,5% (46-55 έτη), 32,5% (56-65 έτη), 35% (66 έτη και άνω). Το ποσοστό των ανδρών ήταν 55% και των γυναικών 45%.

Κατά την τμηματική ανασύνθεση λάβαμε τα δεδομένα (σήμα, row data) της αρχικής εικόνας (αντιστοιχούν σε προβολές από μια πλήρη περιστροφή 360°) και τα χωρίσαμε σε προβολές τεσσάρων διαφορετικών τόξων που αντιστοιχούν σε ανάλογα τόξα της περιστροφής της λυχνίας. Με την παραπάνω επεξεργασία παράγονται τέσσερις εικόνες από τρία τεταρτημόρια η καθεμιά, δηλαδή κάθε εικόνα περιλαμβάνει συνεχόμενες προβολές από τρία τόξα που αντιστοιχούν σε συνεχόμενη περιστροφή της λυχνίας περίπου 228° 1 διαφέρει από την προηγούμενη και επόμενη εικόνα σε προβολές δεδομένων από τόξο περιστροφής 90°.

Η αξιολόγηση έγινε από δύο ιατρούς ακτινολόγους με διπλή-τυφή μελέτη. Οι επεξεργασμένες εικόνες συγκρίθηκαν με

την αρχική εικόνα. Καταγράφηκαν και μετρήθηκαν τα σφάλματα στην αρχική εικόνα και το κάθε σφάλμα βαθμολογήθηκε ανάλογα με το μέγεθος των ιστών που επιπροβάλλονταν, δηλαδή το πρόβλημα που δημιουργείτο, με βαθμολογία από 1-3. Με 3 βαθμολογήθηκαν τεχνικά σφάλματα που επιπροβάλλουν πολλούς ιστούς, με 1 τεχνικά σφάλματα που επιπροβάλλουν λίγους ιστούς και με 2 ενδιάμεσες κατηγορίες τεχνικών σφαλμάτων. Οι εικόνες κατατάχθηκαν σε τέσσερις κατηγορίες, ανάλογα με το ποσοστό βελτίωσης της αρχικής εικόνας.

Οι εξεταζόμενοι στους οποίους οι αρχικές εικόνες δεν βελτιώθηκαν καθόλου, δηλαδή καμιά από τις τέσσερις επεξεργασμένες εικόνες με τη μέθοδο της τμηματικής ανασύνθεσης δεν είχε βελτιωμένη βαθμολογία ή ανεπαίσθητα βελτιωμένη βαθμολογία (<10% σε σχέση με την αρχική), κατατάχθηκαν στην πρώτη κατηγορία.

Στη δεύτερη κατηγορία κατατάχθηκαν εξεταζόμενοι στους οποίους οι αρχικές εικόνες βελτιώθηκαν ελάχιστα, δηλαδή σε μία από τις τέσσερις επεξεργασμένες εικόνες με τη μέθοδο της τμηματικής ανασύνθεσης βελτιώθηκε η βαθμολογία από 11-35%.

Στην τρίτη κατηγορία κατατάχθηκαν εξεταζόμενοι στους οποίους οι αρχικές εικόνες βελτιώθηκαν αρκετά, δηλαδή σε μία από τις τέσσερις επεξεργασμένες εικόνες με τη μέθοδο της τμηματικής ανασύνθεσης βελτιώθηκε η βαθμολογία από 36-70%.

Στην τέταρτη κατηγορία κατατάχθηκαν εξεταζόμενοι στους οποίους οι αρχικές εικόνες βελτιώθηκαν σημαντικά, δηλαδή σε μία από τις τέσσερις επεξεργασμένες εικόνες με τη μέθοδο της τμηματικής ανασύνθεσης βελτιώθηκε η βαθμολογία από 71-100%.

Επειδή τα τεχνικά σφάλματα αλλάζουν μορφή αλλά και επιπροβάλλουν σε διαφορετικές ανατομικές δομές σε κάθε επεξεργασμένη εικόνα, συγκρίθηκαν όλες οι επεξεργασμένες εικόνες (τέσσερις) για την εξαγωγή επιπρόσθετων συμπερασμάτων.

Η βαθμολόγηση έγινε σε οθόνη του σταθμού εργασίας, η οποία δίνει τη δυνατότητα αλλαγής του παραθύρου της εικόνας, αναγκαία προϋπόθεση για την αξιολόγηση εικόνων στο μεσοθωράκιο. Χρησιμοποιήθηκε ένα ανοικτό παράθυρο (500/30) και ένα στενό (300/80).

Σε κάποιες περιπτώσεις δεν μπορούσε να διευκρινιστεί αν το πρόβλημα δημιουργείτο λόγω του φαινομένου «μερικού όγκου» ή λόγω γραμμικών τεχνικών σφαλμάτων (streak artifacts), γι' αυτό μελετήθηκε και η εξάλειψη του φαινομένου «μερικού όγκου» με τη μέθοδο της τμηματικής ανασύνθεσης (επτά περιπτώσεις) και η βαθμολόγηση έγινε με τον ίδιο τρόπο.

ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

Η στατιστική επεξεργασία των αποτελεσμάτων έδειξε ότι δεν υπάρχει σημαντική στατιστική διαφορά μεταξύ των δύο ιατρών ακτινολόγων που λειτούργησαν ως βαθμολογητές.

Η ποιοτική αξιολόγηση έδειξε τα παρακάτω αποτελέσματα μετά από τη στατιστική επεξεργασία:

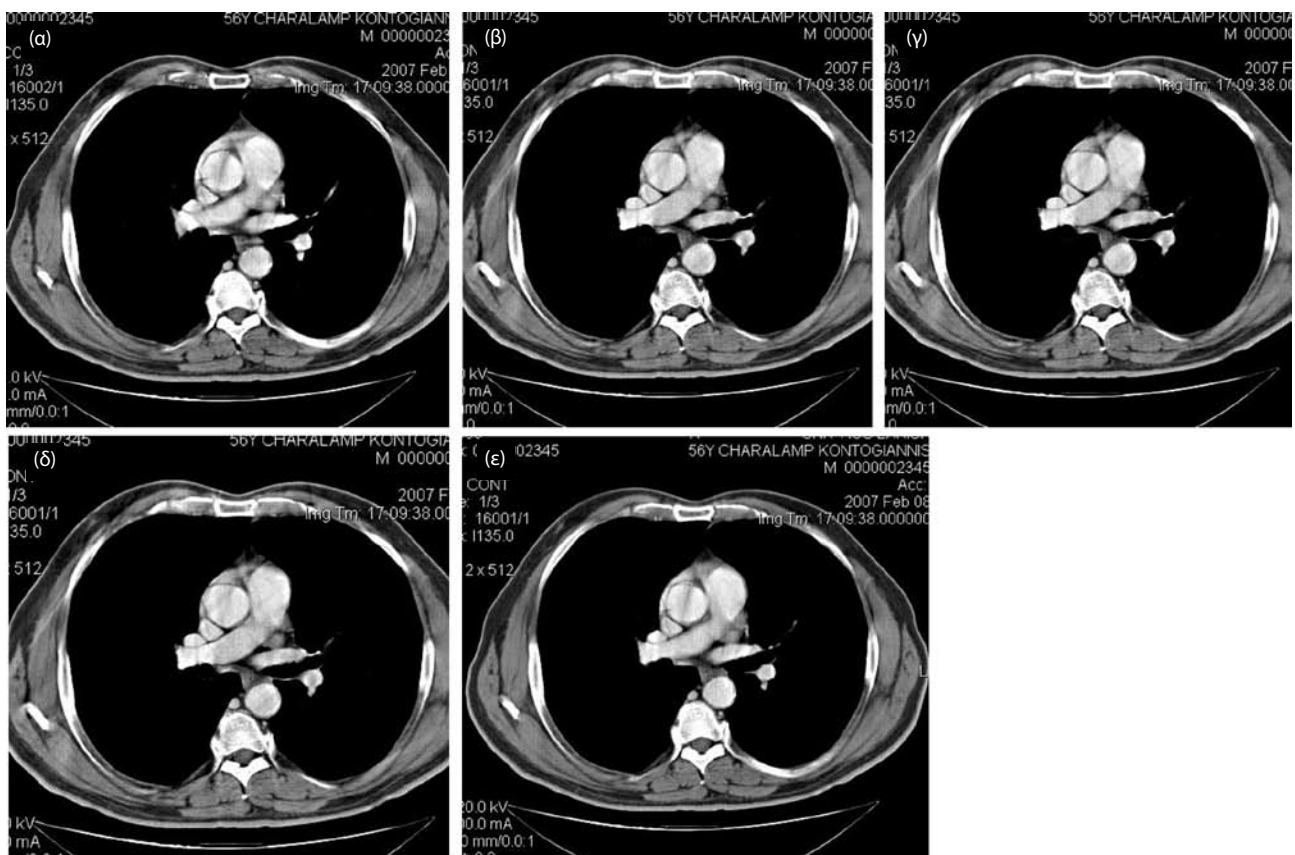
Στην πρώτη κατηγορία κατατάχθηκε το 17,5% των περιστατικών (καθόλου βελτιωμένη). Δηλαδή, καμιά από τις τέσσερις επεξεργασμένες εικόνες με τη μέθοδο της τμηματικής ανασύνθεσης δεν είχε βελτιωμένη βαθμολογία (<10% σε σχέση με την αρχική). Στη δεύτερη κατηγορία κατατάχθηκε το 35% των περιστατικών (ελάχιστα βελτιωμένη), δηλαδή ήταν βελτιωμένη η βαθμολογία από 11–35% σε σχέση με την αρχική. Στην τρίτη κατηγορία κατατάχθηκε το 27,5% των περιστατικών (αρκετά βελτιωμένη), δηλαδή η βαθμολογία ήταν βελτιωμένη κατά 36–70% σε σχέση με την αρχική. Στην τέταρτη κατηγορία κατατάχθηκε το 25% των περιστατικών (σημαντικά βελτιωμένη), δηλαδή η βαθμολογία ήταν βελτιωμένη κατά 71–100% σε σχέση με την αρχική.

Όπως προαναφέρθηκε, οι εικόνες οι οποίες κατατάχθηκαν στην πρώτη, στη δεύτερη και στην τρίτη κατηγορία μελετήθηκαν ξεχωριστά, αλλά έγινε και εκτίμηση όλων των επεξεργασμένων εικόνων, γιατί τα τεχνικά σφάλματα αλλάζουν μορφή, με αποτέλεσμα να επιπροβάλλουν διαφορετικές ανατομικές δομές.

Σε ό,τι αφορά στην πρώτη κατηγορία, σε ποσοστό 17,5% η μελέτη των τεσσάρων επεξεργασμένων εικόνων βελτίωσε την απεικόνιση των δομών, με αποτέλεσμα την αύξηση της ακρίβειας του ακτινολογικού πορίσματος.

Σε ποσοστό 35% της δεύτερης κατηγορίας και 27,5% της τρίτης κατηγορίας, εξετάζοντας όλες τις επεξεργασμένες εικόνες βελτιώθηκαν τα συμπεράσματα και η γνωμάτευση έγινε με μεγαλύτερη ασφάλεια (εικ. 1 α–ε).

Ακόμη και σε περιπτώσεις που αριθμητικά (με βάση τη βαθμονόμηση που χρησιμοποιήθηκε) δεν βελτίωσε την ποιότητα της εικόνας, η τμηματική ανασύνθεση βοήθησε να εξαχθούν περισσότερα ασφαλή συμπεράσματα, επειδή τα τεχνικά σφάλματα στις επεξεργασμένες εικόνες άλλαζαν εντόπιση, με αποτέλεσμα την επιβεβαίωση των ιατρών ακτινολόγων ότι πρόκειται για τεχνικά σφάλματα και όχι για παθολογία. Η παραπάνω διαδικασία είναι ιδιαίτερα χρήσιμη, γιατί ο ιατρός ακτινολόγος, ενώ έπρεπε να βγάλει πόρισμα από μία μόνο εικόνα, στην ουσία με τη μέθοδο της τμηματικής ανασύνθεσης έχει στη διάθεσή του άλλες τέσσερις εικόνες σε διαφορετικούς χρόνους, δηλαδή



Εικόνα 1. Η πρώτη εικόνα (α) αντιστοιχεί στην αρχική εικόνα (πριν από την επεξεργασία). Ακτινοδιαγνωστική γραμμή στην ανιούσα αορτή μιμείται διαχωριστικό ανευρύσμα. Οι υπόλοιπες τέσσερις εικόνες (β–ε) προέκυψαν μετά από την επεξεργασία της τμηματικής ανασύνθεσης. Η ακτινοδιαγνωστική γραμμή στις εικόνες β–ε αλλάζει θέση και εντόπιση, χαρακτηριστικά τα οποία συνηγορούν υπέρ γραμμικού τεχνικού σφάλματος (streak artifact) και όχι υπέρ διαχωριστικού ανευρύσματος.

δυναμικές εικόνες. Σε συνδυασμό με το γεγονός ότι δεν μπορεί να επαναληφθεί άμεσα η σάρωση, ο ιατρός θέλει κάτι παραπάνω από τις δυνατότητες του παραθύρου για να κάνει πιο ασφαλή γνωμάτευση.

Επίσης, αν ληφθεί υπόψη ότι οι αιτίες των γραμμικών τεχνικών σφαλμάτων είναι συγκεκριμένες, γίνεται αυτόνοτο ότι, καθώς τα τεχνικά σφάλματα επαναλαμβάνονται, μετά από κάποια εμπειρία στην τμηματική ανασύνθεση αυτά είναι εύκολο να αναγνωριστούν.

Τα αποτελέσματα που αφορούν στην ελαχιστοποίηση ή την εξάλειψη του φαινομένου «μερικού όγκου» συμπεριλαμβάνονται στην προαναφερθείσα στατιστική, αλλά αξιολογήθηκαν και ξεχωριστά. Και στις επτά περιπτώσεις, εξαλείφθηκε το φαινόμενο «μερικού όγκου».

ΣΥΖΗΤΗΣΗ

Η εξέταση θώρακα απαιτεί επιπλέον συνεργασία του εξεταζόμενου, επειδή κατά τη διάρκεια της σάρωσης θα πρέπει να μείνει στην ίδια αναπνευστική φάση (βαθιά αναπνοή). Επίσης, οι παράμετροι σάρωσης θα πρέπει να είναι ειδικά κατασκευασμένοι έτσι ώστε ο χρόνος σάρωσης να είναι <35 sec, επειδή οι περισσότεροι εξεταζόμενοι δεν μπορούν για μεγαλύτερο χρονικό διάστημα να συγκρατήσουν την αναπνοή τους.⁷ Ο χρόνος ακτινοβολήσης θα πρέπει να είναι ο συντομότερος δυνατός, με πλήρη περιστροφή.^{6,8,9} Στους μη συνεργάσιμους εξεταζόμενους ή στους εξεταζόμενους με αναπνευστικά προβλήματα υγείας, θα πρέπει να βραχυνθεί ο χρόνος ακτινοβολήσης και εξέτασης.^{6,10}

Τα γραμμικά τεχνικά σφάλματα (streak artifacts) μπορούν να παραχθούν από υλικά με υψηλό συντελεστή εξασθένησης, από σκιαγραφικό μεγάλης πυκνότητας από την καρδιακή κίνηση¹¹ και μιμούνται διαχωριστικά ανευρύσματα.³

Τα γραμμικά τεχνικά σφάλματα (streak artifacts) μπορούν να αποφευχθούν αν ο εξεταζόμενος τοποθετήσει τους ώμους υψωμένους στο κεφάλι, έτσι ώστε αυτοί και τα άνω άκρα να βρίσκονται εκτός του πεδίου ακτινοβολήσης.³ Τα περισσότερα από τα εν λόγω σφάλματα προέρχονται από τον εμπλουτισμό της άνω κοίλης και της βραχιονοκεφαλικής φλέβας και περιορίζονται όταν εφαρμοστεί καθυστερημένη σάρωση, εάν χορηγηθεί ιωδιούχο σκιαγραφικό μέσο διαλυμένο σε φυσιολογικό ορό ή χαμηλής συγκέντρωσης ιώδιο,¹² όταν η έγχυση γίνεται από φλέβα του κάτω άκρου (δεν επιτυγχάνεται ιδανικός εμπλουτισμός της αορτής) και όταν εφαρμόζεται ουροκεφαλική (από τις βάσεις προς τις κορυφές των πνευμόνων) κατεύθυνση σάρωσης.¹³ Στην τελευταία περίπτωση, θα πρέπει μετά από την έγχυση του ιωδιούχου σκιαγραφικού μέσου να συνεχιστεί η έγχυση

με φυσιολογικό ορό και η σάρωση να γίνει τη στιγμή που διέρχεται ο φυσιολογικός ορός από την άνω κοίλη και τη βραχιονοκεφαλική φλέβα.¹³

Μελετήσαμε τεχνικά γραμμικά σφάλματα προερχόμενα από εξετάσεις απεικόνισης θωρακικής αορτής. Σε αυτή την περίπτωση, η σάρωση πρέπει να γίνεται σε αρτηριακή φάση, με ταχεία έγχυση σκιαγραφικού μέσου υψηλής συγκέντρωσης ιωδίου.¹⁴⁻¹⁶ Οι προαναφερόμενες παράμετροι έγχυσης εξασφαλίζουν ικανοποιητικό και ομοιογενή εμπλουτισμό των αγγείων, ευκρινή τρισδιάστατη απεικόνιση των αγγείων (3-D, MIP κ.λπ.), αλλά παράγουν συχνότερα τεχνικά γραμμικά σφάλματα,⁹ τα οποία μπορούν να μιμηθούν διαχωριστικό ανεύρυσμα, έλλειμμα πλήρωσης και θρόμβους.³

Στη μελέτη μας, η τμηματική ανασύνθεση βοήθησε αρχικά να καταγραφεί το 100% των τεχνικών σφαλμάτων. Στο 75% των περιπτώσεων βελτιώθηκε η ποιότητα των εικόνων, ενώ στο 25% των εξετάσεων υπήρξε σημαντική βελτίωση των γραμμικών σφαλμάτων κίνησης. Τα αποτελέσματά μας συμφωνούν με τη διεθνή βιβλιογραφία,^{6,8,17} στην οποία περιγράφονται αρκετές περιπτώσεις-παρουσιάσεις περιστατικών, όπου η τμηματική ανασύνθεση βοήθησε στην εξαγωγή περισσότερο ασφαλών συμπερασμάτων. Σε όλες τις περιπτώσεις, η τμηματική ανασύνθεση αύξησε την ακρίβεια των συμπερασμάτων.

Η εν λόγω επεξεργασία αναμφίβολα μειώνει τη δόση στον εξεταζόμενο λόγω της απουσίας επαναλήψεων. Ειδικότερα στην εξέταση του μεσοθωρακίου, σε περίπτωση επανάληψης δεν θα σαρωθεί μόνο μία τομή αλλά ένα μεγάλο τμήμα της αορτής, επειδή η αναπνευστική φάση αλλάζει σημαντικά τη διεύθυνση των οργάνων στον άξονα Z. Επίσης, η τεχνική της τμηματικής ανασύνθεσης είναι χρήσιμη και για το λόγο ότι σε αυτήν εξαντλούνται τα επιτρεπτά όρια της δοσολογίας του σκιαγραφικού μέσου (2 mL/kg), επομένως η εξέταση δεν μπορεί να επαναληφθεί την ίδια μέρα. Δηλαδή, σε έναν εξεταζόμενο με φυσιολογικές διαστάσεις (70 kg) μπορεί να χρησιμοποιηθεί μόνο 140 mL σκιαγραφικού. Σε εξέταση απεικόνισης θωρακικής αορτής με συμβατικό ελικοειδή τομογράφο χρησιμοποιούνται 120-150 mL σκιαγραφικού.¹⁰

Η τμηματική ανασύνθεση προτείνεται και για την ελαχιστοποίηση ή την εξάλειψη του φαινομένου «μερικού όγκου» στην αορτή αλλά και σε μικρότερα αγγεία. Σε όλες τις περιπτώσεις όπου δοκιμάστηκε η μέθοδος για διευκρινισμένο φαινόμενο «μερικού όγκου» δόθηκε λύση.¹⁸

Για την αποφυγή γραμμικών τεχνικών σφαλμάτων, όταν το σύστημα διαθέτει γραμμικό αλγόριθμο παρεμβολής 180°, θα πρέπει να χρησιμοποιείται.¹⁹

Τα αποτελέσματα της μελέτης ενισχύονται περισσότερο, επειδή πολλοί σύγχρονοι ΥΤ διαθέτουν την τεχνική της

μερικής ανακατασκευής για τη βελτίωση της ποιότητας της εικόνας (εξάλειψη ή ελαχιστοποίηση γραμμικών τεχνικών σφαλμάτων). Η εν λόγω τεχνική, σε συνδυασμό με μικρό χρόνο ακτινοβόλησης, με τη δυνατότητα καρδιακού σκαν-

δαλισμού και εξειδικευμένου αλγόριθμου παρεμβολής, αποδίδουν εικόνες υψηλής ποιότητας (χωρίς γραμμικά τεχνικά σφάλματα) ακόμη και σε απεικόνιση πολύ μικρών αγγείων, όπως τα στεφανιαία αγγεία.^{20,21}

ABSTRACT

Elimination of artifacts through spatial reconstitution in thoracic aorta imaging examination

E. LAVDAS, V. ROKA, G. PROTOGEROU, M. VLYCHOU, I.V. FEZOULIDIS

Department of Radiology, University Hospital of Larissa, Medical School of Thessaly, Larissa, Greece

Archives of Hellenic Medicine 2009, 26(3):384–389

OBJECTIVE The purpose of this study was to record streak artifacts appearing in chest imaging examinations and also to evaluate the possibility of eliminating or minimizing them through spatial reconstruction, for better visualization of the thoracic aorta. Streak artifacts are very common as examinations are performed with the use of IV contrast medium injection in high concentrations (350–370 mgI/mL), at injection rates of higher than 4 mL/sec and a fast scan time of the area of interest. **METHOD** A spiral CT (Philips 5000 SR) was used, with a scan time of 1.5 seconds per rotation and 40 chest examinations were included in the study, which were selected randomly during the program, whenever the images contained artifacts that could simulate pathology. An experienced radiologist selected the cases, and an experienced radiographer applied the spatial resolution. Two experienced radiologists performed quality evaluation in a double-blind study and four different image categories were created, according to the improvement of image quality. **RESULTS** In the first category (no improvement) were classified 17.5% of the cases namely none of the processed images improved with the spatial reconstruction method (less than 10% compared to the initial images). In the second category (slight improvement) were classified 35% of the cases. The scoring rate was better by a percentage of 11–35% compared to the initial images. In the third category (substantial improvement) were classified 27.5% of the cases. The scoring rate was better by a percentage of 36–70% compared to the initial images. In the fourth category (significant improvement) were classified a 25% of the cases. The scoring rate was better by a percentage of 71–100% compared to the initial images. **CONCLUSIONS** Spatial reconstruction, when applied to chest CT examinations, improves the quality of the image and contributes to the derivation of more accurate conclusions. This process for the correction of streak artifacts is suggested not only for safety reasons but also because it is difficult for an examination to be repeated on the same day due to the maximum dose of the contrast medium received.

Key words: Motion artifacts, Segmental reconstruction, Streak artifacts

Βιβλιογραφία

1. CIGARROA JE, ISSELBACHER EM, DESANCTIS RW, EAGLE KA. Diagnostic imaging in the evaluation of suspected aortic dissection. *N Engl J Med* 1993, 328:35–43
2. SOMMERT, FEHSKE W, HOLZKNECHT N, SMEKAL A, KELLER E, LUTTERBEY G ET AL. Aortic dissection: A comparative study of diagnosis with spiral CT, multiplanar transesophageal echocardiography, and MR imaging. *Radiology* 1996, 199:347–352
3. BARTA P, BIGONI B, MANNING J, ABERLE DR, BROWN K, HART E ET AL. Pitfalls in the diagnosis of thoracic aortic dissection at CT angiography. *Radiographics* 2000, 20:309–320
4. DEMOS TC, POSNIAK HV, MARSAN RE. CT of aortic dissection. *Semin Roentgenol* 1989, 24:22–37
5. GODWIN JD, BREIMAN RS, SPECKMAN JM. Problems and pitfalls in the evaluation of thoracic aortic dissection by computed tomography. *J Comput Assist Tomogr* 1982, 6:750–756
6. LEE JKT, SAGET SS, STANLEY RJ, HEIKEN JP. *Computed body tomography with MRI correlation*. 3rd ed. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, 1998:314
7. GAY SB, SISTROM CL, HOLDER CA, SURAT PM. Breath-hold capability of adults: Implications for spiral computer tomography, fast acquisition magnetic resonance imaging angiography. *Invest Radiol* 1994, 29:848–851
8. POSNIAK HV, OLSON MC, DEMOS TC. Aortic motion artifact simulating dissection on CT scans: Elimination with reconstructive segmented images. *AJR* 1993, 161:557–558
9. PARRY CK, RAJAGOPALAN B. Characterization of artifact simulating aortic dissection in computed tomography imaging. *Digital Imaging* 2001, 14:220–221

10. PROKOP M, GALANSKI M. *Spiral and multislice computer tomography of the body*. Thieme Verlag, Stuttgart, 2003:15–16, 832–833
11. BURNS MA, MOLINA PL, GUTIERREZ FR, SAGEL SS. Motion artifact simulating aortic dissection on CT. *AJR* 1991, 157:465–467
12. HAAGE P, SCHMITZ-RODE, HUBNER D, PIROTH W, GUNTHER R. Reduction of contrast material dose and artifacts by a saline flush using a double power injector in helical CT of thorax. *AJR* 2000, 174:1049–1053
13. RUBIN GD, LANE MJ, BLOCH D, LEUNG A, STARK P. Optimization of thoracic spiral CT: Effects of iodinated contrast medium concentration. *Radiology* 1996, 20:785–791
14. CHUNG J, PARK J, IM J, CHUNG M, HAN M, AHN H. Spiral CT angiography of the thoracic aorta. *Radiographics* 1996, 16:811–824
15. ITOH S, IKEDA M, ACHIWA M, SATAKE H, OTA T, ISHIGAKIN T. Multiphase contrast-enhanced CT of the liver with a multislice CT scanner: Effects of iodine concentration and delivery rate. *Radiat Med* 2005, 23:61–69
16. FLEISCHMANN D. Use of high concentration contrast media in multiple-detection-row CT: Principles and rationale. *Eur Radiol* 2003, 13:14–20
17. QANADLI SD, EL HAJJAM M, MESUROLLE B, LAVISSEC L, JOURDAN O, RANBOUX B ET AL. Motion artifacts of the aorta simulating aortic dissection on spiral CT. *J Comput Assist Tomogr* 1999, 23:1–6
18. HEUSCHER DJ, VEMBAR M. Reduced partial volume artifacts using spiral computed tomography and an integrating interpolator. *Med Phys* 1999, 26:276–286
19. LOUBEYRE P, GROZEL F, CARRILLON Y, GAILLARD C, GUYARD F, PELLET O ET AL. Prevalence of motion artifact simulating aortic dissection on spiral CT using a 180 degree linear interpolation algorithm for reconstruction of the images. *Eur Radiol* 1997, 7:320–322
20. KALENDER W, ULZHEIMER S, KACHELRIESS M. Cardiac imaging with MSCT in multislice CT: a practical guide. Proceedings of the 5th international SOMATOM CT scientific user conference. Springer, Zurich, 2000:79–89
21. LEE SW, WANG GA. A Grangeat-type half-scan algorithm for cone-beam CT. *Med Phys* 2003, 30:689–700

Corresponding author:

M. Vlychou, Department of Radiology, University Hospital of Larissa, Medical School of Thessaly, Larissa, Greece
e-mail: mvlychou@med.uth.gr