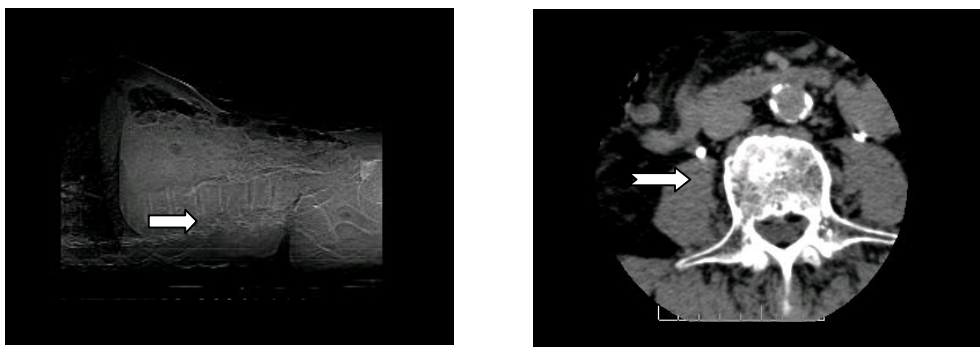


ΦΥΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΚΑΙ ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ

Εισαγωγή

Το μεγαλύτερο μειονέκτημα της κλασσικής ή συμβατικής ακτινογραφίας είναι η προβολή ενός τρισδιάστατου αντικειμένου σε μία δισδιάστατη επιφάνεια (film), με αποτέλεσμα τη μείωση της ποιότητας της εικόνας. Αυτό συμβαίνει επειδή ανεπιθύμητη πληροφορία (θόρυβος) απεικονίζεται στην εικόνα. Το είδος αυτού του θορύβου αναφέρεται συχνά με την ονομασία θόρυβος ανατομικής δομής ή δομικός θόρυβος (structured noise). Πρόκειται για προβολή ανατομικών δομών που βρίσκονται κατά μήκος μιας κατακόρυφης γραμμής, να συμπεριβάλλονται στην ίδια περιοχή του ακτινογραφικού φιλμ με αποτέλεσμα την ασαφή απεικόνιση ανατομικών λεπτομερειών που μπορεί να παρουσιάζουν διαγνωστικό ενδιαφέρον, π.χ. η απεικόνιση των πλευρών στις ακτινογραφίες θώρακος δυσκολεύει συχνά την εξαγωγή (συλλογή) διαγνωστικών πληροφοριών από το πνευμονικό παρέγχυμα. Ο ανατομικός θόρυβος είναι δυνατόν να εξαλειφθεί με διάφορες τεχνικές όπως κατάλληλη επιλογή KVp και mAs, με τομογραφική απεικόνιση, με την αφαιρετική τεχνική και με εφαρμογή κατάλληλων τεχνικών ψηφιακής επεξεργασίας εικόνας.

Όσον αφορά τις τομογραφικές απεικονίσεις, πρώτη η κλασσική ή συμβατική τομογραφία επιχειρεί να λύσει το πρόβλημα της συμπεροβολής ανατομικών δομών. Σε μεγαλύτερο όμως βαθμό αίρεται το μεγάλο πρόβλημα της επικάλυψης των ανατομικών δομών με την υπολογιστική τομογραφία. Επίσης λόγω της μεγάλης χωρικής διακριτικής ικανότητας της μεθόδου, της εύκολης χρήσης της και των αλματωδών τεχνολογικών εξελίξεων της κάνουν την παραπάνω μέθοδο ιδιαίτερα χρήσιμη και δημοφιλή. Η υπολογιστική τομογραφία προσπαθεί να απομονώσει μια τρισδιάστατη περιοχή σε ένα ορισμένο επίπεδο μέσα στο αντικείμενο και να το απεικονίσει ως μια δισδιάστατη διαγνωστική εικόνα.



Εικόνα 1. α) Προβολική εικόνα (Scanogram). Με μεγάλη δυσκολία μπορεί να αναγνωριστεί ότι οι γραμμοειδείς σκιάξεις, είναι οι ουρητήρες του εξεταζόμενου, β) Εγκάρσια τομή με Υ.Τ. Απεικονίζονται με μεγάλη σαφήνεια οι ουρητήρες.

Ο Godfrey N. Hounsfield ολοκλήρωσε τον πρώτο κλινικό υπολογιστικό τομογράφο και εγκαταστάθηκε το 1971 στο Atkinson – Morley’s Hospital στο Wimbledon της Αγγλίας για να εκτελεί μόνο εξετάσεις εγκεφάλου. Τρία χρόνια αργότερα εγκαταστάθηκε και ο πρώτος κλινικός υπολογιστικός τομογράφος σώματος. Από την στιγμή εκείνη έως σήμερα έγιναν μεγάλες τεχνολογικές εξελίξεις για να επιτευχθεί γρηγορότερη σάρωση της ανατομικής περιοχής και καλλίτερη ποιότητα εικόνας με την ελάχιστη δυνατή δόση. Η δυνατότητα ελικοειδούς σάρωσης και η εισαγωγή των τομογράφων πολλαπλών τομών απογείωσαν την υπολογιστική τομογραφία στην κορυφή της διαγνωστικής απεικόνισης. Σήμερα με την ταχεία σάρωσης της ανατομικής περιοχής οι πολυφασικές

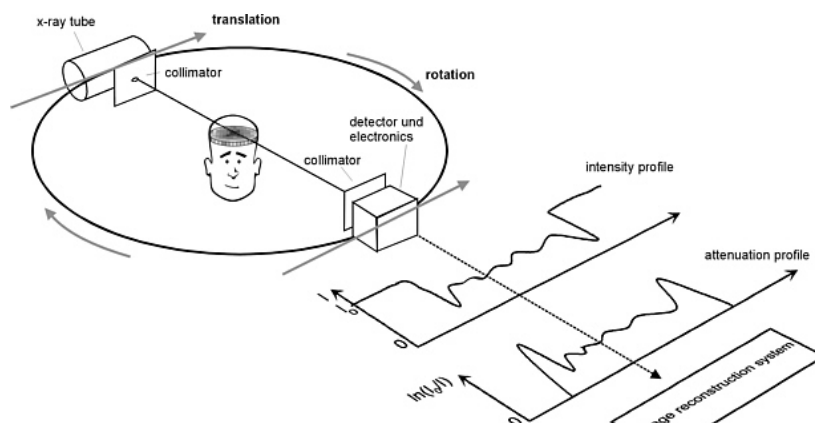
σαρώσεις και οι αγγειογραφίες είναι εξετάσεις ρουτίνας. Επίσης με την ενιαία διαχείριση και επεξεργασία όλης της εξεταζόμενης περιοχής δίνεται η δυνατότητα των τρισδιάστατων ανασυνθέσεων και την παραγωγή εικόνων υψηλής ποιότητας σε πολλά επιθυμητά επίπεδα (αυθαίρετα σε σχέση με το επίπεδο σάρωσης) ακόμη και σε στεφανιαία αγγεία. Ο υπολογιστικός τομογράφος είναι ένα από τα μεγαλύτερα επιτεύγματα στην διαγνωστική και επεμβατική ακτινολογία .

Η διαγνωστική εικόνα που παρέχουν τα συστήματα της υπολογιστικής τομογραφίας (Υ.Τ) (Computed Tomography – CT) αποτελεί ουσιαστικά μια καταγραφή των τιμών εξασθένησης ακτινοβολίας. Η καταγραφή γίνεται στο επίπεδο μιας νοητής εγκάρσιας ή στεφανιαίας τομής του ανθρώπινου σώματος. Σε κάθε αριθμητική τιμή αυτού του συντελεστή αποδίδεται μια ορισμένη απόχρωση (τόνος) του γκρι χρώματος. Με αυτόν τον τρόπο η εικόνα μπορεί να γίνεται αντιληπτή από το ανθρώπινο μάτι. Συνεπώς το βασικό πρόβλημα που αντιμετωπίζει η υπολογιστική τομογραφία είναι ο υπολογισμός του συντελεστή εξασθένησης σε κάθε σημείο της νοητής τομής. Ο υπολογισμός αυτός βασίζεται: 1. Σε πολυάριθμες μετρήσεις της εξασθένησης της ακτινοβολίας κατά την διέλευση της από το ανθρώπινο σώμα και 2. Στην εφαρμογή ορισμένων μαθηματικών μεθόδων με την βοήθεια των οποίων, χρησιμοποιώντας τις τις προηγούμενες μετρήσεις, υπολογίζονται οι τελικές τιμές του συντελεστή εξασθένησης.

Επομένως ένα σύστημα υπολογιστικής τομογραφίας θα χωρίζεται σε δύο βασικά τμήματα: α. Στο μετρητικό τμήμα στο οποίο τα κύρια μέλη του είναι η λυχνία των ακτίνων – X (πηγή) και οι ανιχνευτές της ακτινοβολίας. β. Στο υπολογιστικό τμήμα, δηλαδή στον ηλεκτρονικό υπολογιστή και τα περιφερειακά του.

Αρχή λειτουργίας

Η υπολογιστική τομογραφία είναι μία τομογραφική τεχνική η οποία χρησιμοποιεί μια δέσμη ακτίνων – X. Αυτή η δέσμη περνά από ένα εγκάρσιο τμήμα του ασθενή και από ποικίλες διευθύνσεις. Παράλληλα διαφράγματα καθορίζουν το εύρος της δέσμης που αλληλεπιδρά με το σώμα του εξεταζόμενου και κατά συνέπεια το πάχος τομής της εξεταζόμενης περιοχής. Οι ανιχνευτές οι οποίοι βρίσκονται πάντα απέναντι από την λυχνία μετρούν την ένταση της ακτινοβολίας καθώς αυτή απομακρύνεται από το σώμα του εξεταζόμενου και υπολογίζουν και την εξασθένηση της. Μετά υπολογίζεται η εξασθένηση σε κάθε στοιχειώδες σημείο μέσα στην ακτινοβολούμενη τομή. Για να γίνει κατανοητός ο τρόπος υπολογισμού των συντελεστών εξασθένησης των στοιχειωδών σημείων συμβουλευτείτε το σχήμα 1.



Σχήμα 2. Η δέσμη των ακτίνων X, διέρχεται από το σώμα του εξεταζόμενου και μετράτε η ένταση της από τους ανιχνευτές.

Μια νοητή τομή (φέτα) από το ανθρώπινο σώμα παρουσιάζεται υπό μορφή τετραγωνικής διάταξης στοιχειωδών κύβων (μήτρα). Η ακτινοβολία παρουσιάζεται ως μια λεπτή γραμμική μονοενεργειακή δέσμη. Κάθε στοιχειώδης κύβος συμβάλει

στην εξασθένηση της διερχόμενης ακτινοβολίας. Το γεγονός αυτό εκφράζεται από τη γνωστή εξίσωση:

$$I = I_0 e^{-\mu x}$$

Όπου x το πάχος και μ ο γραμμικός συντελεστής εξασθένησης του κύβου.

I_0 η αρχική ένταση της ακτινοβολίας και I η ένταση της εξασθενημένης ακτινοβολίας. Θεωρούμε κατ' αρχήν ότι η δέσμη διαδίδεται κατά μήκος της πρώτης οριζόντιας σειράς κύβων. Σε αυτήν την περίπτωση η εξίσωση της εξασθένησης γράφεται:

$$I = I_0 e^{-(\mu_1 + \mu_2 + \dots)x} \quad (2)$$

Δηλαδή στη θέση του συντελεστή μ υπάρχει το άθροισμα όλων των συντελεστών που αντιστοιχούν σε κάθε ξεχωριστό κύβο της πρώτης οριζόντιας σειράς. Στην ορολογία της Υ.Τ το άθροισμα αυτό ονομάζεται «ακτινικό άθροισμα» (Ray sum) ή ολοκλήρωμα γραμμής (line integral). Οι τιμές αυτών των αθροισμάτων μπορούν εύκολα να υπολογιστούν από τις εξισώσεις:

$$\ln(I/I_0) = -\sum_i \mu_i x$$

$$-(1/x) \cdot \ln(I/I_0) = -\sum_i \mu_i$$

Οι ανιχνευτές που βρίσκονται απέναντι από την πηγή της ακτινοβολίας καταγράφουν την ένταση I . Υπάρχει επίσης ένας ειδικός ανιχνευτής κατάλληλα τοποθετημένος ώστε να μετράει την αρχική ένταση I_0 . Η ίδια διαδικασία ακτινοβολήσης επαναλαμβάνεται για όλες τις οριζόντιες σειρές κύβων. Επαναλαμβάνεται επίσης για όλες της κατακόρυφες στήλες και για πάρα πολλές πλάγιες διευθύνσεις. Σε κάθε ξεχωριστή ακτινοβολήση λαμβάνεται μέτρηση της εξασθένησης έντασης I και σχηματίζεται μια εξίσωση όπως η προηγούμενη. Κάθε οριζόντια, κατακόρυφη ή πλάγια σειρά τιμών I ονομάζεται προβολή (projection).

Το μαθηματικό πρόβλημα που πρέπει να επιλύσει ο ηλεκτρονικός υπολογιστής (Η.Υ), είναι η εύρεση των τιμών των μ_1, μ_2, μ_3 , κλπ (γνωστές είναι οι τιμές I, I_0 , και x). Αυτό επιτυγχάνεται με την εφαρμογή μιας σειράς μαθηματικών τεχνικών που ονομάζονται μαθηματικές μέθοδοι ανακατασκευής της εικόνας (mathematical methods for image reconstruction). Στην ενότητα μέθοδοι ανακατασκευής της εικόνας θα παρουσιάσουμε την περισσότερο χρησιμοποιούμενη μαθηματική μέθοδο ανακατασκευής της εικόνας (οπισθοπροβολή με φίλτρο ή Filtered back - projection).

Στο σημείο αυτό συμβουλευόμενοι το σχήμα 3 θα περιγράψουμε το πρώτο σύστημα ανακατασκευής το οποίο εφαρμόστηκε σε Υ. Τ πρώτης και δεύτερης γενεάς. Το I_0 εκφράζει την ένταση εισόδου της ακτινοβολίας η οποία μετράτε από ανιχνευτή κατάλληλα τοποθετημένο σε παλαιά συστήματα ενώ στα σύγχρονα συστήματα οι ακραίοι ανιχνευτές μετρούν την ένταση της ακτινοβολίας χωρίς να παρεμβάλλεται το σώμα του εξεταζόμενου και το υπολογιστικό σύστημα υπολογίζει την τιμή I_0 . Η τιμές $I_{S1}, I_{S2}, I_{S3}, I_{S4}$ μετρούνται από τους ανιχνευτές οι οποίοι βρίσκονται απέναντι από την λυχνία και αντιστοιχούν στην ένταση της ακτινοβολίας λόγω της εξασθένησης που υφίσταται στην εξεταζόμενη τομή (π.χ. I_{S1} προκύπτει από την εξασθένηση της ακτινοβολίας στους στοιχειώδους κύβους $\mu_1, \mu_2 \mu_3$).

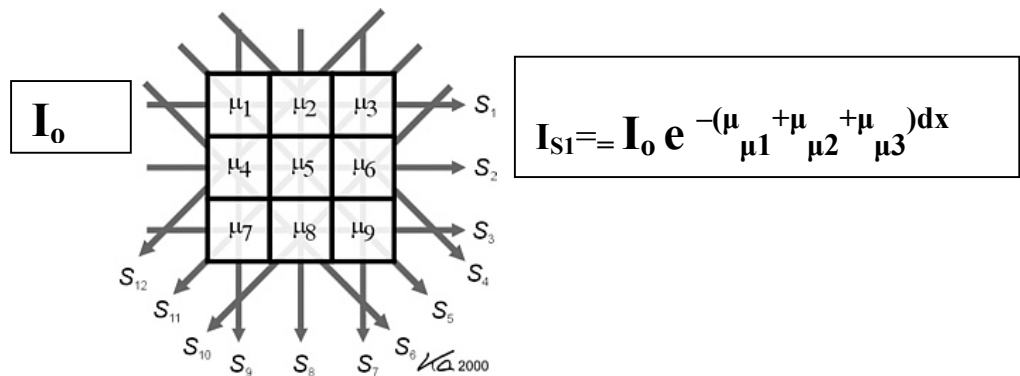
Με βάση της εξίσωσης 2 έχουμε:

$$I_{S1} = I_0 e^{-(\mu_{\mu1} + \mu_{\mu2} + \mu_{\mu3})dx}$$

$$I_{S4} = I_0 e^{-(\mu_{\mu1} + \mu_{\mu4} + \mu_{\mu7})d\psi}$$

Στις παραπάνω εξισώσεις το dx και το dψ είναι το πάχος από τις διαστάσεις των κύβων κατά τον άξονα x και ψ αντίστοιχα. Οι τιμές αυτές είναι ίσες μεταξύ τους και γνωστές επειδή γνωρίζουμε το οπτικό πεδίο απεικόνισης και μέγεθος της μήτρας (θα αναφερθούμε αναλυτικά σε επόμενο κεφάλαιο για τους παραπάνω όρους). Οι τιμές $\mu_{\mu1}$, $\mu_{\mu2}$, $\mu_{\mu3}$, $\mu_{\mu4}$ αναφέρονται στους συντελεστές εξασθένισης των κύβων $\mu1$, $\mu2$, $\mu3$, $\mu4$ αντίστοιχα και είναι οι άγνωστοι στο παραπάνω σύστημα εξισώσεων.

Επίσης με αντίστοιχο τρόπο μπορούμε να αναπαράγουμε δεκαέξι (16) εξισώσεις για τις εντάσεις I_{S1} , I_{S2} , I_{S3} , κλπ. Έτσι έχουμε ένα σύστημα δεκαέξι (16) εξισώσεων με πολλούς περισσότερους αγνώστους (64 αγνώστους). Μπορούμε εύκολα να αυξήσουμε τον αριθμό των εξισώσεων αν πάρουμε περισσότερες προβολές. Στρέφοντας λοιπόν την λυχνία κατά 1^0 κάθε φορά μπορούμε να έχουμε άλλες οκτώ προβολές (εξισώσεις). Με αυτών των τρόπο αυξάνεται ο αριθμός των εξισώσεων και οι άγνωστοι μένουν σταθεροί. Οι Υ.Τ. διαθέτουν σύγχρονα και γρήγορα υπολογιστικά συστήματα για να λύνουν σήμερα, πολύ γρήγορα συστήματα εξισώσεων με 260.000 αγνώστους. Βέβαια όσο αυξάνονται οι προβολές και οι άγνωστοι, βελτιώνεται η ποιότητας της εικόνας και αυξάνει ο χρόνος εξέτασης και δόση στον εξεταζόμενο. Σε επόμενο κεφάλαιο θα αναφερθούμε αναλυτικά σε όλους τους παράγοντες σάρωσης.



Σχήμα 3. Απλοποιημένη περιγραφή ανακατασκευής.

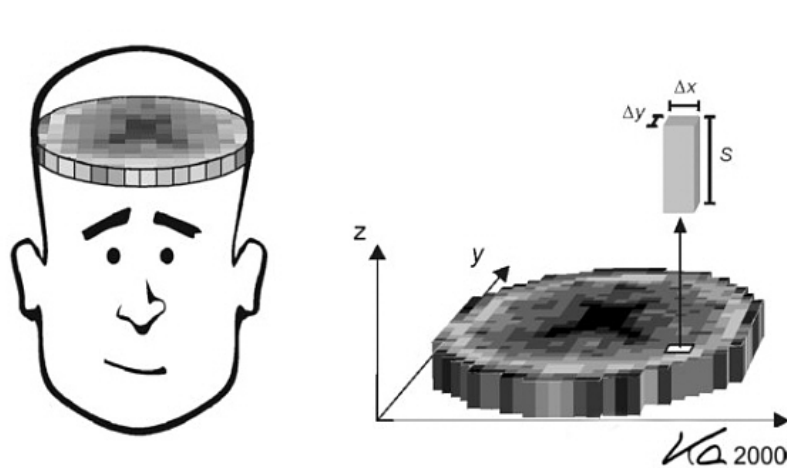
Πρέπει να διευκρινισθεί ότι η προηγούμενη περιγραφή του σχήματος 3, είναι απλοποιημένη και αντιστοιχεί περισσότερο στα πρώτα πειραματικά μοντέλα Υ.Τ. Η δέσμη θεωρείται γραμμική και μονοενεργειακή, ενώ στα σύγχρονα συστήματα είναι τριγωνική και πολυενεργειακή (συνεχούς φάσματος). Προέρχεται δηλαδή από λυχνία ακτίνων X. Επίσης η κίνηση της πηγής (λυχνίας) είναι ένας συνδυασμός γραμμικών και στροφικών κινήσεων κάτι που δεν συμβαίνει στα σύγχρονα συστήματα (3^{ης}, 4^{ης} γενεάς).

Πάντως παρά τις διαφορές αυτές η όλη φιλοσοφία του μαθηματικού προσδιορισμού των συντελεστών μ παραμένει κατά βάση η ίδια με την περίπτωση της γραμμικής δέσμης, π.χ. η κωνική δέσμη μπορεί να θεωρηθεί ως ένα σύνολο από γραμμικές αποκλίνουσες δέσμες.

Συνοπτικά λοιπόν τα διαδοχικά βήματα της λειτουργίας ενός συστήματος Υ.Τ είναι τ' ακόλουθα: μια λεπτή τριγωνική δέσμη ή γραμμική ακτινοβολεί τον ασθενή από διάφορες γωνίες έτσι ώστε να ακτινοβολείται μια νοητή φέτα του σώματος του. (Σχήμα 2) Η ακτινοβολία που διαπερνά τον ασθενή καταμετράει. Το σήμα αυτό διοχετεύονται στον υπολογιστή. Ο υπολογιστής κατ' αρχήν υποδιαιρεί την

ακτινοβοληθείσα φέτα σε στοιχειώδες κύβους. Στη συνέχεια με βάση: α , τις τιμές I_0 της έντασης της αρχικής ακτινοβολίας, β , τις τιμές των ηλεκτρικών σημάτων που δέχεται από τους ανιχνευτές (και οι οποίες αντιστοιχούν στην εξασθηνόμενη ακτινοβολία) και γ , τις προαναφερθείσες εξισώσεις, υπολογίζει τους συντελεστές μ που αντιστοιχούν σε κάθε κύβο. Τέλος σε κάθε κύβο αποδίδεται, όπως προαναφέρθηκε, ένας τόνος (απόχρωση) του γκρι ανάλογα με την αριθμητική τιμή του συντελεστή μ .

Στην ορολογία της Υ.Τ οι στοιχειώδες κύβοι στους οποίους



Σχήμα 4. Νοητή φέτα και αντιστοίχιση του voxel σε ένα pixel

υποδιαιρείται η ακτινοβοληθείσα φέτα ονομάζονται voxel. Ο όρος αυτός αποτελεί σύντμηση του όρου Volume element (στοιχείο όγκου). Στην πραγματικότητα τα voxel δεν έχουν κατ' ανάγκη μορφή κύβου. Συνήθως η τρίτη διάσταση Z ενός voxel που αντιστοιχεί στο πάχος της φέτας (slice thickness) είναι διαφορετική από τις άλλες δύο ίδιες διαστάσεις (σχήμα 4). Όπως είναι γνωστό η τετράγωνη επιφάνεια του voxel που αντιστοιχεί στις άλλες δύο διαστάσεις X, Y ονομάζεται pixel, δηλαδή είναι η τετραγωνική επιφάνεια που απεικονίζεται στην οθόνη και είναι συστατικό της μήτρας απεικόνισης (μια μήτρα 64×64 χωρίζεται σε 4096 ίσια pixel και αντιστοιχούν 4096 ίδιου μεγέθους voxel).

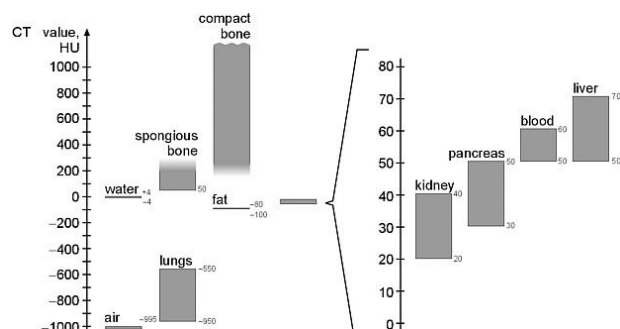
Στην πράξη βέβαια σε κάθε voxel δεν αντιστοιχεί ακριβώς ο γραμμικός συντελεστής εξασθηνσης μ αλλά ένας σχετικός συντελεστής που ονομάζεται μονάδα Housfield (Housfield unit) ή αριθμός CT. Ο αριθμός CT υπολογίζεται με βάση τον τύπο:

$$CT = K(\mu - \mu_w) / \mu_w$$

όπου μ είναι ο γραμμικός συντελεστής εξασθηνσης που αντιστοιχεί σε δεδομένο voxel, μ_w γραμμικός συντελεστής εξασθηνσης του νερού, K μια αριθμητική σταθερά που ονομάζεται συντελεστής μεγέθυνσης (magnifying factor) ή σταθερά μεγέθυνσης ή ακόμη και συντελεστής αντίθεσης (contrast factor). Για ακτίνες X μέσης ενέργειας 70 keV περίπου (120 kVp) η τιμή του μ_w είναι $0,19 \text{ cm}^{-1}$ ενώ η τιμή μ για τα οστά είναι $0,38 \text{ cm}^{-1}$ και για τον αέρα είναι περίπου 0. Οι αντίστοιχοι αριθμοί είναι 0, K και $-K$. Στα πρώτα συστήματα Υ.Τ η τιμή της σταθεράς K ήταν 500. Σε

συστήματα της προηγούμενης δεκαετίας η ίδια τιμή ήταν 1000 και 2000, ενώ σήμερα η τιμή είναι 4000 και 6000. Οι αριθμοί αυτής της σταθεράς αντιστοιχούν σε δεδομένους τόνους της κλίμακας του γκρι χρώματος.

Με τον τρόπο αυτό σχηματίζεται η κλίμακα του Housfield.



Σχήμα 5. Η κλίμακα του Housfield. Οι CT αριθμοί όλων των ιστών του ανθρώπινου σώματος.

Γενεές Υπολογιστικού Τομογράφου

Για διδακτικούς λόγους και για να κατανοήσετε το μέγεθος και την ανάγκη των εξελίξεων θεωρήσαμε σκόπιμο να περιγράψουμε συνοπτικά και τα πρώτα συστήματα υπολογιστικής τομογραφίας.

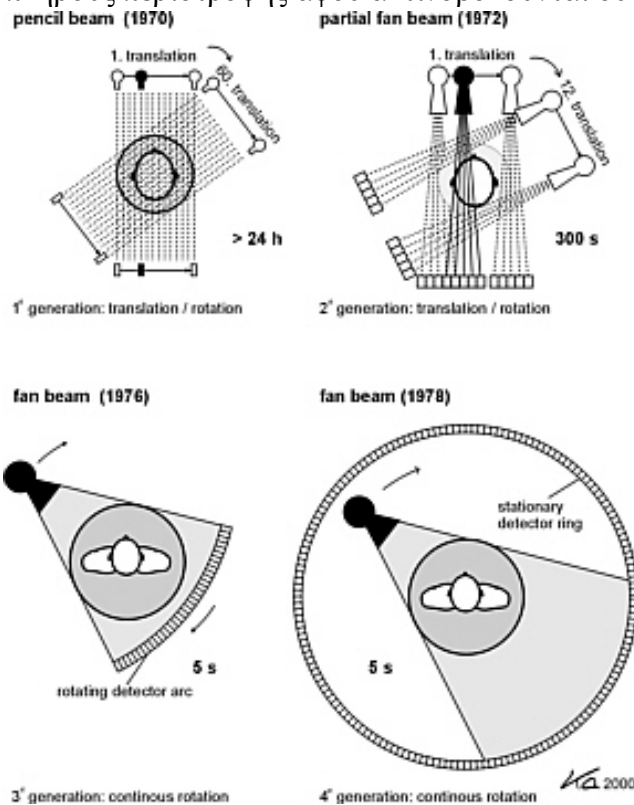
Την βασική αρχή λειτουργίας των συστημάτων συμβατικής Υ.Τ την παρουσιάσαμε στις προηγούμενες ενότητες. Τέσσερα όμως μεγάλα βήματα της εξέλιξης όσον αφορά την περιστροφή της λυχνίας και το σύστημα καταγραφής (ανιχνευτές) τους διαχωρίζουν τους τομογράφους σε τέσσερις γενεές.

Τα συστήματα Υ.Τ πρώτης γενεάς ήταν εφοδιασμένα με μια λυχνία ακτίνων Χ συνήθως σταθερής (μη περιστρεφόμενης) ανόδου. Η δέσμη ήταν γραμμική και πολύ λεπτή. Η χαρακτηριστική της ονομασία ήταν 'pencil – like beam' (δέσμη γραφίδα). Απέναντι από τη λυχνία βρισκόταν ένας ανιχνευτής. Ο ανιχνευτής ήταν ακλόνητα συνδεδεμένος με τη λυχνία έτσι ώστε να ακολουθεί τις κινήσεις της. Η κίνηση της λυχνίας γύρω από το σώμα του ασθενούς ήταν σύνθετη. Γινόταν στην αρχή μια γραμμική μεταφορική κίνηση κατά τη διάρκεια της οποίας ολοκληρωνόταν μια σάρωση της θεωρούμενης διατομής του σώματος. Στη συνέχεια η λυχνία στρεφόταν κατά 1° και επαναλαμβανόταν η ίδια μεταφορική κίνηση. Κατά τη διάρκεια της μεταφορικής κίνησης ο ανιχνευτής μετρούσε 160 φορές την προσπίπτουσα ακτινοβολία. Κατά τη διάρκεια της στροφής δεν λαμβάνονταν μετρήσεις. Η λυχνία διέγραφε συνολικά ένα τόξο 180° γύρω από τον ασθενή. Συνεπώς ο συνολικός αριθμός των μετρήσεων ήταν $180 \times 160 = 28.800$. Η χρονική διάρκεια μιας πλήρους σάρωσης ήταν περίπου 5 λεπτά (min). Οι περισσότεροι Υ.Τ διέθεταν δύο ανιχνευτές ο ένας πίσω από τον άλλο, έτσι ώστε να γίνεται ταυτόχρονα λήψη δύο τομών.

Στα συστήματα δεύτερης γενεάς έχει αυξηθεί ο αριθμός των ανιχνευτών. Συνήθως διατίθενται 30 ανιχνευτές ο ένας δίπλα στον άλλον. Το σχήμα της δέσμης είναι τύπου 'βεντάλιας' (fan beam), δηλαδή έχει τριγωνικό σχήμα. Η στροφή της λυχνίας μετά από κάθε γραμμική μεταφορική κίνηση είναι πολύ μεγαλύτερη από 1° .

Με τη χρησιμοποίηση περισσότερων ανιχνευτών και της ‘δέσμης βεντάλιας’, ο χρόνος σάρωσης μειώθηκε σημαντικά (συχνά είναι μικρότερος από ένα λεπτό).

Στην τρίτη γενεά Υ. Τ αυξάνεται σημαντικά η γωνία της δέσμης (μεγαλύτερη από 40°). Έτσι καλύπτεται ολόκληρη η επιφάνεια της διατομής. Συγχρόνως αυξάνεται ο αριθμός των ανιχνευτών (300, 500, 700, κλπ) και η κίνηση γίνεται αποκλειστικά στροφική (καταργείται η μεταφορική κίνηση). Η διάταξη των ανιχνευτών κινείται στροφικά σε πλήρη συγχρονισμό με την λυχνία. Ο χρόνος σάρωσης ανά τομή περιορίζεται στα 10 με 2 δευτερόλεπτα(sec). Σε ορισμένα σύγχρονα συστήματα είναι μικρότερος από ένα δευτερόλεπτο με αποτέλεσμα να περιοριστεί πολύ ο χρόνος εξέτασης και δυναμικές τεχνικές με ταχεία έγχυση σκιαστικού μέσου (ιωδιούχου) γίνονται πιο χρήσιμες. Εξ’ αιτίας της μεγάλης γωνίας της δέσμης, το εμβαδόν της ακτινοβολούμενης περιοχής είναι μεγαλύτερο από την ακτινοβολούμενη εγκάρσια διατομή της εξεταζόμενης περιοχής. Συνεπώς τα ακραία τμήματα της δέσμης δεν διαπερνούν το σώμα του εξεταζομένου και η ένταση της ακτινοβολίας που καταγράφουν οι ακραίοι ανιχνευτές δεν έχει υποστεί εξασθένηση από βιολογικούς ιστούς. Η πληροφορία αυτή (ένταση της ακτινοβολίας) χρησιμοποιείται για να υπολογιστούν οι διακυμάνσεις στην ακτινοβολία που εξέρχεται από την λυχνία. Σημαντικό πρόβλημα της υπολογιστικής τομογραφίας αποτελεί η ανάγκη για συνεχή ρύθμιση των ανιχνευτών (ιδίως όσων αποτελούνται από σπινθηριστές). Οι τελευταίοι υφίστανται συνεχείς αποκλίσεις στην απόκρισή τους. Δηλαδή δίνουν διαφορετική μέτρηση για την ίδια ένταση ακτινοβολίας. Όμως η ρύθμισή τους δεν διευκολύνεται κατά τη διάρκεια μιας πλήρους περιστροφής αφού ακτινοβολούνται συνεχώς.



Σχήμα 6. Παρουσίαση της κίνησης λυχνίας και ανιχνευτών στις τέσσερις γενεές των Υπολογιστικών Τομογράφων.

Στα συστήματα τέταρτης γενεάς ο αριθμός των ανιχνευτών αυξάνεται ακόμη περισσότερο (πάνω από 2000). Η διάταξη είναι τέτοια ώστε να σχηματίζεται ένας ακίνητος δακτύλιος ο οποίος περιβάλλει τον ασθενή (σχήμα 6). Ο χρόνος σάρωσης ουσιαστικά δεν μειώνεται αλλά διευκολύνεται η ρύθμιση των ανιχνευτών. Για κάθε

διαφορετική θέση της λυχνίας, ακτινοβολείται μία ορισμένη ομάδα ανιχνευτών (απέναντι από τη λυχνία). Οι υπόλοιποι παραμένουν 'ελεύθεροι' για να ρυθμιστούν.

Ο μεγάλος όμως αριθμός των ανιχνευτών αυξάνει το κόστος των μηχανημάτων. Επίσης αυξάνεται η καταγραφή της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας. Ένα άλλο μειονέκτημα είναι ότι η απόσταση ασθενούς – ανιχνευτών είναι σχετικά αυξημένη. Αυτό είναι αναγκαίο αφού η λυχνία κινείται στο εσωτερικό του δακτυλίου των ανιχνευτών (μεταξύ ασθενούς και ανιχνευτών). Επομένως η διάμετρος του δακτυλίου είναι μεγαλύτερη από τη διάμετρο της τροχιάς της λυχνίας. Το αποτέλεσμα είναι η αύξηση της γεωμετρικής παρασκιάς. Τα συστήματα τέταρτης γενεάς είναι πάντως απλούστερα από μηχανολογική άποψη. Ορισμένοι συγγραφείς δεν κάνουν διάκριση μεταξύ τρίτης και τέταρτης γενεάς αλλά αναφέρονται σε αυτές με τους όρους: στρεφόμενα – στρεφόμενα (RR : rotate - rotate), για την τρίτη γενεά και 'στρεφόμενα –στάσιμα' (RS : stationaty - rotate) για την τέταρτη γενεά.

Υπάρχουν επίσης και συστήματα τα οποία μπορούν να χαρακτηρισθούν ως πέμπτης γενεάς. Π.χ με περισσότερες από μία λυχνίες σε διάφορες θέσεις στην περιφέρεια ενός κυκλικού δακτυλίου. Ακόμα υπάρχουν μηχανήματα που δεν διαθέτουν καθόλου λυχνία. Αντί αυτής υπάρχει ένας ημικυκλικός δακτύλιος από βολφράμιο που περιβάλλει τον ασθενή. Ο δακτύλιος βομβαρδίζεται με ηλεκτρόνια που προέρχονται από έναν επιταχυντή ηλεκτρονίων. Με αυτόν τον τρόπο εκπέμπονται φωτόνια X από όλο το μήκος του δακτυλίου (Imatron, cine – CT ή Electron Beam Tomography – EBT). Στην πράξη τα συστήματα αυτά διαθέτουν περισσότερους από έναν δακτύλιος (τέσσερις) Βολφραμίου. Οι βομβαρδισμένες εσωτερικές επιφάνειες των δακτυλίων έχουν κατάλληλη κλίση. Οι ακτίνες X διέρχονται μέσω κατευθυντήρων και προσπίπτουν σε δύο σειρές ανιχνευτών που είναι τοποθετημένοι σε ημικυκλικό δακτύλιο. Έτσι με αυτόν τον τρόπο μετά τη σάρωση καθενός δακτυλίου Βολφραμίου λαμβάνονται δύο τομές. Η δέσμη των ηλεκτρονίων εστιάζεται και κατευθύνεται στο Βολφράμιο με την βοήθεια κατάλληλων πηνίων. Ο χρόνος σάρωσης υποβιβάζεται έτσι στα 50 ms (0,05 δευτερόλεπτα).

Η εξέλιξη της συμβατικής Υ.Τ σταματάει στην αρχή της δεκαετίας του 1990 όταν οι πρώτοι Υ.Τ ελικοειδούς σάρωσης κατασκευάζονται. Σε αυτούς έχουμε περιστροφική κίνηση της λυχνίας (γύρω από την εξεταζόμενη περιοχή) και ταυτόχρονη κίνηση της τράπεζας κατά την διάρκεια της σάρωσης (κινείται στο Z άξονα). Με τους τομογράφους αυτούς βελτιώνεται αρκετά η απόδοση σάρωσης (scanning efficiency). Με τον όρο απόδοση σάρωσης εννοούμε την δυνατότητα ακτινοβολήσης μεγάλου τμήματος του σώματος του εξεταζόμενου σε σύντομο χρονικό διάστημα και με σχηματισμό υψηλής ποιότητας της εικόνας. Επίσης τα συστήματα αυτά μας δίνουν καινούργιες δυνατότητες απεικόνισης. Οι πληροφορίες για πρώτη φορά είναι συνεχής και μπορούμε να τις χειριστούμε με ενιαίο τρόπο. Τρισδιάστατες ανασυνθέσεις και μη επεμβατικές αγγειογραφίες λύνουν κλινικά προβλήματα. Ανακατασκευές σε όλα τα επιθυμητά επίπεδα μπορούμε να παράγουμε και να εφαρμόσουμε πρωτόκολλα χαμηλής δόσης. Η Υ.Τ ελικοειδούς σάρωσης καλύπτει ένα μεγάλο μέρος της διαγνωστικής ακτινολογίας και επιπρόσθετοι παράγοντες σάρωσης επηρεάζουν την ποιότητα της εικόνας. Για τους παραπάνω λόγους την Υ. Τ ελικοειδούς σάρωσης θα την εξετάσουμε σε ξεχωριστό κεφάλαιο.

Τα τελευταία χρόνια (τέλος της δεκαετίας του 1990) διατίθενται συστήματα τα οποία χρησιμοποιούν πολλαπλές σειρές ανιχνευτών. (multiple row detector array). Με αυτόν τον τρόπο βελτιώνεται σε μεγάλο βαθμό η απόδοση σάρωσης. Τα συστήματα αυτά ονομάζονται τομογράφοι πολλαπλών τομών (multi – slice CT scanners) ή σπειροειδείς τομογράφοι πολλαπλών τομών (multi – slice spiral CT -

MSCT). Στα προαναφερθέντα συστήματα Υ.Τ ο αριθμός των σειρών και το μέγεθος (εύρος) των ανιχνευτών διαφέρει από σύστημα σε σύστημα. Τα πρώτα συστήματα διέθεταν δύο σειρές ανιχνευτών και υπάρχει μια σταδιακή εξέλιξη στην αύξηση των σειρών των ανιχνευτών σε 4, 8, 16, 32, 64, 128 σειρές ανιχνευτές. Οι παράμετροι σάρωσης και τα πρωτόκολλα εξέτασης στα συστήματα Υ.Τ πολλαπλών τομών μοιάζουν περισσότερο με αυτά της Υ. Τ ελικοειδούς σάρωσης. Επίσης η ποιότητα της εικόνας είναι πολύ βελτιωμένη και το pixel γίνεται σχεδόν ιστροπικό ακόμη και σε πρωτόκολλα ρουτίνας. Οι ανασυνθέσεις τρισδιάστατες και δισδιάστατες, είναι σε μεγαλύτερο βαθμό βελτιωμένη σε σύγκριση με την συμβατική Υ. Τ ελικοειδούς σάρωσης. Οι αγγειογραφίες προσεγγίζουν την ακρίβεια επεμβατικών μεθόδων και γενικότερα η ακρίβεια η ευαισθησία και ειδικότητα της μεθόδου είναι πολύ αυξημένη. Η Υ.Τ πολλαπλών τομών θα εξεταστεί και αυτή αναλυτικότερα σε ξεχωριστό κεφάλαιο αφού παρουσιαστεί το κεφάλαιο της Υ. Τ ελικοειδούς σάρωσης.

Μέθοδοι ανακατασκευής εικόνας

Ο όρος ανακατασκευή εικόνας εκφράζει τη μαθηματική διαδικασία μέσω της οποίας σχηματίζεται εικόνα ενός αντικείμενου όταν είναι γνωστές μόνο οι προβολές του. Δηλαδή οι τιμές της έντασης της εξασθενημένης ακτινοβολίας που εξέρχεται από το αντικείμενο. Συνήθως η μαθηματική αυτή διαδικασία ονομάζεται αλγόριθμος. Γενικότερα αλγόριθμος μπορεί να χαρακτηριστεί μια σειρά από βήματα ή οδηγίες με την βοήθεια των οποίων εκτελούνται ορισμένες μαθηματικές πράξεις.

Πριν αναλύσουμε την διαδικασία ανακατασκευής της εικόνας θα σας αναφέρουμε συνοπτικά τα διαδοχικά βήματα της λειτουργίας ενός συστήματος Υ. Τ. Μία λεπτή τριγωνική δέσμη ακτινοβολεί τον ασθενή από διάφορες γωνίες έτσι ώστε να ακτινοβολείτε μία λεπτή φέτα του σώματος του ασθενή. Η ακτινοβολία που διαπερνά τον ασθενή καταμετράτε από τους ανιχνευτές. Μετά από ποικίλα βήματα διορθώσεων και μετατροπών της έντασης σήματος προς τιμές εξασθένησης των ακτίνων X, λαμβάνονται δεδομένα, γνωστά σαν raw data (ακατέργαστα δεδομένα). Στα συστήματα τρίτης και τέταρτης γενεάς τα raw data αποτελούνται από κατανομές εξασθένησης από 500 έως 2300 προβολές για κάθε περιστροφή της λυχνίας 360⁰. Κάθε προβολή με την σειρά του αποτελείται από 500-900 απλές τιμές εξασθένησης. Μέσω του ανασχηματισμού της εικόνας από raw data τελικά αποδίδεται τα δεδομένα της εικόνας (image data).

Η ανακατασκευή της εικόνας ξεκινά με την επιλογή του επιθυμητού οπτικού πεδίου απεικόνισης (FOV). Κάθε ακτίνα από την λυχνία των ακτίνων X η οποία περνάει από το οπτικό πεδίο απεικόνισης καταγράφεται από τον ανιχνευτή.

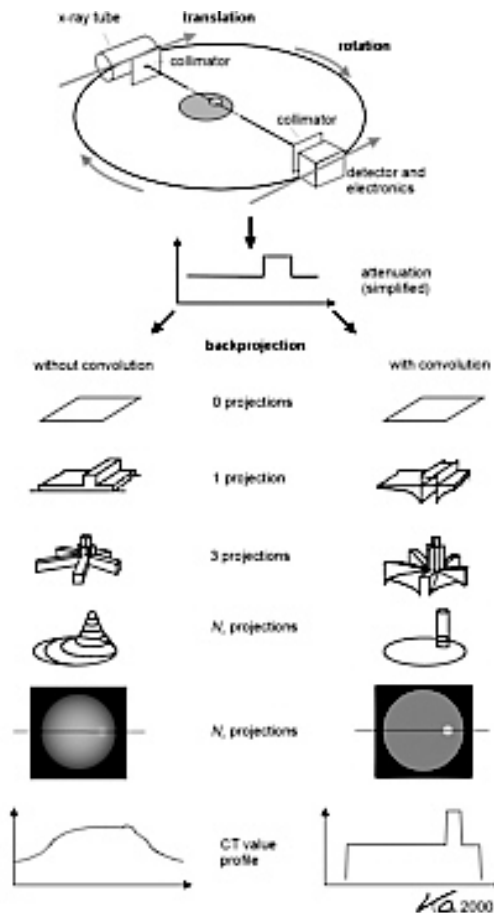
Στην περίπτωση της Υ.Τ η ανακατασκευή εικόνας όπως αναφέρεται και παραπάνω είναι μαθηματική τεχνική με την βοήθεια της οποίας υπολογίζονται οι τιμές των συντελεστών εξασθένησης που αντιστοιχούν σε κάθε pixel.

Τέτοιες μαθηματικές μεθόδους επεξεργάστηκε για πρώτη φορά ο Αυστριακός μαθηματικός johann Radon το 1917 χωρίς να έχει κατά νου τις εφαρμογές αυτών των μεθόδων σε προβλήματα σχηματισμού εικόνων.

Οι μαθηματικές τεχνικές και μέθοδοι που συνήθως αναφέρονται στη βιβλιογραφία είναι: η μέθοδος οπισθοπροβολής (back projection) οι αναδρομικές μέθοδοι (iterative methods) μεταξύ των οποίων είναι η αλγεβρική τεχνική

ανακατασκευής (algebraic reconstruction technique – ART), η σύγχρονη αναδρομική τεχνική ανακατασκευής (simultaneous iterative reconstruction technique – SIRT) και τέλος οι αναλυτικές τεχνικές ή τεχνικές συνέλιξης (convolution technique).

Η μέθοδος που χρησιμοποιείται σήμερα στα περισσότερα συστήματα Υ.Τ είναι η λεγόμενη ‘οπισθοπροβολή με φίλτρο’ (Filtered back - projection).



Σχήμα 7. Ανακατασκευή της εικόνας με και χωρίς ‘οπισθοπροβολή με φίλτρο’ (Filtered back - projection).

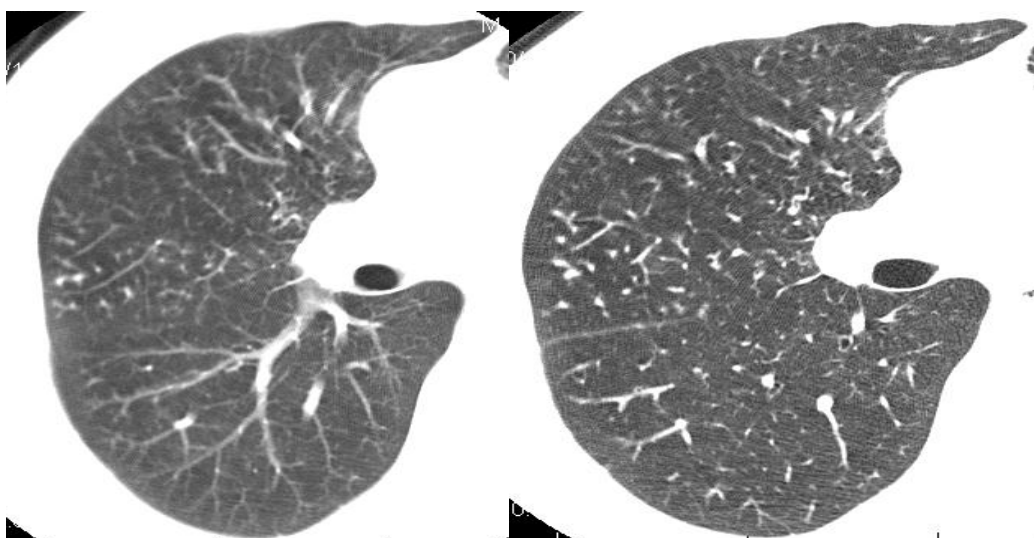
Είναι ευνόητο ότι αναλυτική παρουσίαση όλων αυτών των μαθηματικών τεχνικών προϋποθέτει εξειδικευμένες μαθηματικές γνώσεις. Στο σχήμα 7 γίνεται μια απλοποιημένη ποιοτική παρουσίαση της μεθόδου οπισθοπροβολής και οπισθοπροβολής με φίλτρο.

Στο τελευταίο σχήμα παρατηρούμε πάντως ότι η οπισθοπροβολή των διαγώνιων λωρίδων παραμορφώνει την εικόνα παρουσιάζοντας το αντικείμενο υπό μορφή άστρου (star artifact) η οποία εισάγει σημαντική ασάφεια (unsharp) στην εικόνα με θαμπές (blurred) παρυφές. Με άλλα λόγια με την οπισθοπροβολή, ο συντελεστής εξασθένησης σε κάθε σημείο της εικόνας, καθορίζεται από τον μέσον όρο των εξασθενημένων τιμών των ακτίνων X τα οποία περνούν από αυτό το σημείο. Η ασάφεια η οποία εισάγεται με την οπισθοπροβολή αίρεται με την εφαρμογή ορισμένης μαθηματικής επεξεργασίας που ονομάζεται φιλτράρισμα (διήθηση) (filtering). Τα μαθηματικά φίλτρα (convolution filters) είναι στην ουσία μια σειρά

από μαθηματικές πράξεις (συναρτήσεις) που εφαρμόζονται στα σήματα (π.χ στις προβολές του αντικειμένου) με σκοπό τη μεταβολή της μορφής τους δηλ. πολλαπλές ακτίνες X συναθροίζονται σε μία προβολή και η εξασθενημένη τιμή που προκύπτει υπόκειται σε μία επεξεργασία για να έχουμε πιο σαφείς παρυφές.

Εφαρμόζοντας ένα μαθηματικό φίλτρο στις προβολές του αντικειμένου μπορεί να μεταβληθεί η μορφή αυτών των προβολών και συνεπώς να μεταβληθεί και κατανομή του γκρι χρώματος στο εσωτερικό των λωρίδων οπισθοπροβολής. Η μεταβολή αυτή πρέπει να είναι τέτοια ώστε να εξαφανίζεται η μορφή του άστρου. Η μαθηματική πράξη μέσω της οποίας εφαρμόζεται το φίλτρο ονομάζεται συνέλιξη (convolution). Πρόκειται για μια σύνθετη μαθηματική πράξη (σύνθετος πολλαπλασιασμός).

Η διαδικασία της συνέλιξης εφαρμόζεται συνήθως πριν από την οπισθοπροβολή. Στα σύγχρονα συστήματα υπολογιστικής τομογραφίας υπάρχει δυνατότητα επιλογής διαφορετικών φίλτρων ανάλογα με τις απαιτήσεις της εξέτασης. Σήμερα διατίθενται φίλτρα για εντονότερη (σαφέστερη) απεικόνιση των ορίων μίας ανατομικής δομής (edge enhancement filters) ή για λείανση (εξομάλυνση) των διαφορών μεταξύ διαφόρων περιοχών της εικόνας (smoothing). Με τα παραπάνω φίλτρα καθορίζεται επίσης η χωρική διακριτική ικανότητα και ο θόρυβος της παραγόμενης εικόνας.



Εικόνα 1. Απεικόνιση πνευμονικού παρεγχύματος με φίλτρα για εντονότερη (σαφέστερη) απεικόνιση των ορίων μίας ανατομικής δομής (edge enhancement filters) ή για λείανση (εξομάλυνση) των διαφορών μεταξύ διαφόρων περιοχών της εικόνας (smoothing).

Το υπολογιστικό σύστημα

Είναι προφανές ότι η οθόνη και τράπεζα χειρισμού είναι τοποθετημένα εκτός του ακτινολογικού. Είναι τοποθετημένα (οθόνη και τράπεζα χειρισμού) σε κατάλληλο σημείο ώστε να μην περιορίζεται το οπτικό πεδίο του Τεχνολόγου Ακτινολόγου, οποίος βλέπει τον εξεταζόμενο από παράθυρο μολυβδύαλου. Μέσω του χειριστήριου ο Τεχνολόγος Ακτινολόγος δίνει εντολές στο Υπολογιστικό σύστημα για να πραγματοποιήσει την εξέταση, να επεξεργαστεί την εικόνα, να την φωτογραφίσει και να την αποθηκεύσει. Επίσης υπάρχει on line σύστημα για να επικοινωνεί με τον εξεταζόμενο.

Εκτός την τράπεζα εξέτασης τις κινήσεις της οποίας ρυθμίζουμε με το χειριστήριο αυτής, όλες οι άλλες εντολές που μπορεί να δεχθεί ένας Υ. Τ πρέπει να δοθούν μέσω του υπολογιστικού συστήματος. Επίσης το υπολογιστικό σύστημα ελέγχει, συντονίζει όλα τα επιμέρους συστήματα (μέρη) του Υ. Τ και πραγματοποιεί την ανακατασκευή της εικόνας. Κάποιοι συγγραφείς παρομοιάζουν το Υ. Σ σαν καρδιά, ενώ άλλη ως εγκέφαλο του Υ. Τ. Έναν υπολογιστή μπορούμε να τον χωρίσουμε σε πέντε κύρια μέρη:

A. Τον επεξεργαστή. Αυτός έχει την ικανότητα να εκτελεί τις διαταγές μας, που δίνονται στον υπολογιστή υπό την μορφή των προγραμμάτων. Ο επεξεργαστής στις μεγάλες μονάδες υπολογιστών ονομάζεται κεντρική μονάδα επεξεργασίας (Central Processing Unit- CPU), ενώ στους προσωπικούς υπολογιστές είναι γνωστός σαν μικροεπεξεργαστής (microprocessor).

B. Την κύρια μνήμη, είναι ο χώρος εργασίας του υπολογιστή.

Γ. Τις περιφερειακές μονάδες (μονάδες οπτικού δίσκου, μαγνητικής ταινίας, σκληρός δίσκος, κλπ) και της μονάδες εισόδου εξόδου (πληκτρολόγιο, οθόνες και εκτυπωτές).

Δ. Τις μονάδες εισόδου / εξόδου. Είναι μονάδες με τις οποίες ο υπολογιστής επικοινωνεί με το πληκτρολόγιο, την οθόνη και τον εκτυπωτή. Στα ιατρικά συστήματα απεικονίσεις υπάρχει και η μονάδα διασύνδεσης του υπολογιστή με το σύστημα απεικόνισης.

Ε. Τα προγράμματα. Αυτά χωρίζονται στα προγράμματα συστημάτων τα οποία θέτουν τον υπολογιστή σε λειτουργία και τα προγράμματα εφαρμογών που δίνουν οδηγίες στον υπολογιστή να εκτελέσει ένα συγκεκριμένο έργο π.χ να μεγεθύνουμε κάποια εικόνα, να μετρήσουμε της διαστάσεις μίας αλλοίωσης, κλπ.

Εκτός από τον κύριο υπολογιστή ή υπολογιστής ελέγχου τα συστήματα ιατρικής απεικονίσεις διαθέτουν και τον επεξεργαστή πινάκων (array processor). Αυτός είναι ένας ειδικός επεξεργαστής ο οποίος λύνει όλες οι εξισώσεις, κάνει την επεξεργασία του σήματος (φιλτράρισμα, η ψηφιοποίηση, κβαντοποίηση, κλπ) για να μας δώσει την ψηφιακή εικόνα (είναι μια μήτρα με νούμερα). Δηλαδή παίρνει το σήμα από τους ανιχνευτές και αφού υπολογίσει τον συντελεστή εξασθένησης του κάθε voxel κατατάσσει τις τιμές αυτές ανάλογα με τις τοπογραφικές συντεταγμένες τους, σε μία ψηφιακή μήτρα η οποία αποτελείται από pixels (το κάθε pixel αντιπροσωπεύει μία αριθμητική τιμή).

Ο κύριος υπολογιστής αποδεσμεύεται για να επιτελέσει άλλες λειτουργίες. Συνήθεις επεξεργαστές που χρησιμοποιούνται είναι: Dec Microvax, Sun, Motorola 68020, 68030, κλπ. Σε παλαιότερους Υ. Τ υπήρχαν σκληροί μαγνητικοί δίσκοι χωρητικότητας 380 Mbytes, 1.2 Gbytes, στους οποίους αποθηκευόταν εικόνες. Στα συστήματα της δεκαετίας του 1990 οι σκληροί μαγνητικοί δίσκοι αντικαταστάθηκαν από οπτικούς δίσκους χωρητικότητας 600 Mbytes, 2 Gbytes, 3.6 Gbytes, 5 Gbytes, κλπ. Επίσης υπάρχουν στην αγορά

αξιόπιστα προγράμματα (e -film) διαχείρισης και επεξεργασίας εικόνας. Μπορούμε δηλαδή να πάρουμε τις εικόνες μας σε ένα CD (αυτή είναι μια καλή και φθηνή λύση για να αποθηκεύσουμε εικόνες) και να τις επεξεργαστούμε σε έναν άλλον υπολογιστή. Επίσης ως αποθηκευτικοί χώροι μπορούν να χρησιμοποιηθούν σκληροί δίσκοι υπολογιστών χωρητικότητας από μερικά Gbyte έως μερικά Tera (μονάδα μέτρησης ισοδυναμεί με 10^{12}).

Σήμερα πολλά νοσοκομεία διαθέτουν συστήματα διαχείρισης και μεταφοράς εικόνων (Picture Archiving and Communications Systems - PACS).

Το PACS διαθέτει έναν διαχειριστή (server) ο οποίος είναι συνδεδεμένος μέσου δικτύου με τερματικά και σταθμούς εργασίας. Οι ιατρικές εικόνες και τα ιατρικά δεδομένα αποθηκεύονται, αρχειοθετούνται και διαχειρίζονται από τον διαχειριστή. Επίσης δίνεται η δυνατότητα στους χρήστες όλων των τερματικών να μελετήσουν και να επεξεργαστούν τις ιατρικές εικόνες και τα ιατρικά δεδομένα.

Το PACS μπορεί να είναι σε αποκλειστική χρήση μιας μονάδας απεικόνισης (Υπολογιστικής Τομογραφίας), περισσότερων μονάδων απεικόνισης (Μαγνητικού Συντονισμού, Πυρηνικής Ιατρικής, Υπερήχων και Υπολογιστικής Τομογραφίας)

Επίσης είναι δυνατόν να συνδέσει περισσότερα τμήματα του νοσοκομείου ή και διαφορετικά νοσοκομεία.

Η διαδικασία (στρατηγική) της εξέτασης

Ο Υπολογιστικός Τομογράφος σχετικά με το υπολογιστικό μέρος λειτουργεί όπως ο προσωπικός μας υπολογιστής. Διαθέτει πάντα περισσότερα από δύο περιβάλλοντα (εξέτασης, απεικόνισης, 2-D επεξεργασίας, 3-D επεξεργασίας, κλπ.). Η πρώτη υποχρέωση του Τεχνολόγου Ακτινολόγου για να εκτελέσει την εξέταση είναι να επιλέξει περιβάλλον (παράθυρο) εξέτασης. Αυτόματα εμφανίζεται η λίστα δεδομένων στην οποία πρέπει να καταχωρηθούν το όνομα, το επίθετο, το φύλο, η ηλικία, το είδος της εξέτασης, κωδικός εξέτασης, κλπ.

Στην ίδια λίστα πρέπει να δηλωθεί η θέση του εξεταζόμενου (ύπτια supine, πρηνή - prone, αριστερή λοξή - left decubitus, δεξιά λοξή - right decubitus) και αν μπαίνουν στον gantry πρώτα το κεφάλι (head first) ή τα πόδια κεφάλι του (feet first).

Η επόμενη κίνηση είναι η επιλογή της ανατομικής περιοχής που πρέπει να εξεταστεί και συνεχίζουμε με το τοπόγραμμα.

Το τοπόγραμμα (topogram) γνωστό και σαν scanogram ή scout view το χρησιμοποιούμε για να εντοπίσουμε και να καθορίσουμε τα όρια της εξεταζόμενης περιοχής. Για να αποκτήσουμε ένα τοπόγραμμα θα πρέπει η λυχνία να είναι σταθερή σε μία θέση και οι ανιχνευτές απέναντι από αυτήν. Η κίνηση του ασθενούς επιτυγχάνεται με ταυτόχρονη κίνηση της εξεταστικής τράπεζας. Το αποτέλεσμα θυμίζει μία συμβατική ψηφιακή ακτινογραφία και ανάλογα με την θέση της λυχνίας και των ανιχνευτών μπορεί να αποκτήσουμε εικόνα κατά μέτωπο (face), πλάγια (profile) ή λοξή (lateral). Η σκεδαζόμενη ακτινοβολία επειδή περιορίζεται από τα διαφράγματα της λυχνίας και των ανιχνευτών μπορούμε με μεγάλη ακρίβεια να μετρήσουμε διαστάσεις οργάνων στην

κοιλιακή χώρα και οστών π.χ μετρήσεις στα κάτω άκρα για υπόνοια ανισοσκελείας. Η Χ.Δ.Ι μίας τέτοιας εικόνας (τοπόγραμμα) είναι πολύ φτωχή και εξαρτάτε από το πάχος τομής. Στις περισσότερες όμως περιπτώσεις οι απαιτούμενες διαγνωστικές πληροφορίες του τοπογράμματος είναι ελάχιστες και για αυτών τον λόγο θα πρέπει να χρησιμοποιούμε λίγα ακτινολογικά στοιχεία (mAs, kVp).

Τοποθέτηση του ασθενή και η σάρωση της εξεταστικής περιοχής

Στο κεφάλαιο πρωτόκολλα εξέτασης θα αναφέρουμε αναλυτικά τα την θέση του ασθενή πάνω στην εξεταστική τράπεζα για κάθε εξεταζόμενη περιοχή. Σε γενικές γραμμές θα πρέπει η σάρωση (τοπόγραμμα) να ξεκινήσει 3-5 cm πριν, από την αρχή της περιοχής που επιθυμούμε να εξετάσουμε. Ο ασθενής συνήθως τοποθετείτε σε ύπτια θέση για να απεικονίσουμε εγκάρσιες (axial) τομές και σε πρηνή θέση όταν στεφανιαίες τομές είναι απαραίτητες, εκτός αν η εξέταση εκτελείται σε τομογράφο με πολλαπλές σειρές ανιχνευτών όπου μπορούμε εύκολα να παράγουμε υψηλής ποιότητας εικόνες σε όλα τα επιθυμητά επίπεδα.

Η προβολική εικόνα είναι συνήθως κατά μέτωπο. Αν πρέπει να σαρώσουμε την περιοχή με λοξή δέσμη τότε πλάγιο τοπόγραμμα επιλέγουμε έτσι ώστε να μπορούμε να εφαρμόσουμε την κατάλληλη κλίση σάρωσης.

Η επόμενη κίνηση μετά το τοπόγραμμα είναι να καθοριστεί το πλάνο σάρωσης ή να τοποθετηθεί η οδηγός γραμμή στην αρχή της εξεταζόμενης περιοχής. Σε ελάχιστες περιπτώσεις (νεφρικές αρτηρίες, επινεφρίδια) δεν είναι δυνατόν να ορίσουμε την περιοχή εξέτασης μόνο με την προβολική εικόνα, αλλά απαιτείται σάρωση μειωμένης δόσης (χαμηλά στοιχεία, μεγάλο pitch, κλπ). Συμβουλευόμενοι αυτές της εικόνες καθορίζουμε ακριβώς το πρωτόκολλο εξέτασης, τον χρόνο έγχυσης του σκιαστικού μέσου και τον χρόνο που πρέπει να ξεκινήσει η εξέταση (μετά την χορήγηση σκιαστικής ουσίας). Στις περισσότερες περιπτώσεις μπορούμε με βάση το τοπόγραμμα να διακρίνουμε με μεγάλη ακρίβεια την περιοχή σάρωσης. Πριν καθοριστεί το πλάνο σάρωσης, ανάλογα με το κλινικό πρόβλημα πρέπει να επιλεγεί το όργανο «στόχος» ή κύριο όργανο και τα δευτερεύοντα όργανα π.χ το πάγκρεας είναι το κύριο όργανο όταν υπάρχει υποψία καρκίνου παγκρέατος και τα δευτερογενή όργανα είναι το ήπαρ, οι νεφροί, ο σπλήνας και το λοιπά όργανα της εξεταζόμενης περιοχής.

Το ενδοφλέβιο σκιαστικό μέσο πρέπει να είναι ειδικά φτιαγμένο (ποσότητα, συγκέντρωση, ρυθμό έγχυσης, χρόνος έναρξης σάρωσης) για το κύριο όργανο. Αν οι παραπάνω παράμετροι δεν είναι σημαντικοί για το κύριο όργανο η επιλογή τους γίνεται βάση των δευτερογενών οργάνων. Μετά πρέπει να αποφασιστεί πόσες ακολουθίες εικόνων απαιτούνται για να καλύψουν το κύριο και τα δευτερεύοντα όργανα στόχοι.

Η επιλογή των παραμέτρων σάρωσης είναι ισχυρά εξαρτώμενη από τις δυνατότητες του Υ. Τ που έχουμε στην διάθεση μας. Σε τομογράφους πολλαπλών τομών μπορούμε να επιλέξουμε πρωτόκολλο με σχεδόν ισοτροπική ευκρίνεια ή μία γρήγορη σάρωση με ταυτόχρονη γρήγορη λήψη δεδομένων. Αν όμως η εξέταση πρόκειται να γίνει σε μονό τομογράφο ελικοειδούς σάρωσης οι δυνατότητες περιορίζονται. Οι παράμετροι σάρωσης καθορίζονται ανάλογα με το μήκος της εξεταζόμενης περιοχής και όταν απαιτείται συγκράτηση αναπνοής ο χρόνος εξέτασης δεν θα πρέπει να ξεπερνά τα 35 δευτερόλεπτα (χρόνος που οι περισσότεροι εξεταζόμενοι μπορούν να συγκρατήσουν την αναπνοή τους).

Μεγάλη προσοχή πρέπει να δίνεται στην ακτινοβολούμενη δόση. Το επίπεδο της έκθεσης των ιστών στην ακτινοβολία είναι πάρα πολλές φορές υψηλότερο στους τομογράφους πολλαπλών τομών σε σχέση με την συμβατική ακτινογραφία. Πολύ συνετοί πρέπει να είναι T.A στην επιλογή των παραμέτρων σάρωσης γιατί αυτό πολύ εύκολα μπορεί να οδηγήσει σε τελείως διαφορετική δόση προς τον ασθενή. Επίσης πρέπει να γίνουν προσπάθειες για να μειωθεί η δόση προς τον ασθενή ανάλογα με μέγεθος (διάμετρος) του ασθενή και με το κλινικό πρόβλημα.

Η διαγνωστική ακρίβεια της Υ.Τ γενικά είναι αυξημένη όταν είναι ξεκάθαρο το κλινικό πρόβλημα και η εξέταση περιορίζεται περισσότερο στο όργανο στόχος.

Εξέταση χωρίς ενδοφλέβια έγχυση σκιαγραφικού πρέπει να γίνεται σε ασθενής με υπόνοια αιμορραγίας, νεφρικής βλάβης και σε υπόνοια αγγειοβριθών ηπατικών όγκων. Στις παραπάνω περιπτώσεις ακολουθεί μετά εξέταση με ενδοφλέβια έγχυση σκιαγραφικού.

Για τις περισσότερες εξετάσεις με ενδοφλέβια έγχυση σκιαγραφικού πρώτα γίνεται σάρωση στα όργανα της άνω κοιλιάς, επειδή η αιμάτωση (Perfusion) και ο εμπλουτισμός της περιοχής αυτής επηρεάζει σημαντικά την ποιότητα της εξέτασης δηλ. πρέπει να γίνει η σάρωση ανάλογα με το κλινικό πρόβλημα σε καθοριστικό χρόνο μετά την ενδοφλέβια έγχυση σκιαγραφικού μέσου.

Η εξέταση του θώρακα προηγείται αυτή της κάτω κοιλιάς επειδή ο εμπλουτισμός των αγγείων διαρκεί μικρό χρονικό διάστημα και είναι πολύ σημαντικό γιατί μειώνεται η ποιότητα της εικόνας ειδικότερα στην περιοχή της πύλης όπου απαιτείται ικανοποιητικός εμπλουτισμός και πρόωμη σάρωση.

Η περιοχή του θώρακα εξετάζεται τελευταία με συμπληρωματική έγχυση ενδοφλέβιου σκιαγραφικού μέσου σε περιπτώσεις σταδιοποίησης όταν δεν μπορεί να γίνει σάρωση σύγχρονος με το ήπαρ.

Στην εξέταση του τραχήλου και του θώρακα οι ώμοι και τα άνω άκρα δεν πρέπει να συμπεριλαμβάνονται στο πεδίο σάρωσης επειδή παράγονται σφάλματα με αποτέλεσμα την υποβάθμιση της ποιότητας της εικόνας. Ειδικές τεχνικές εφαρμόζονται στην εξέταση του θώρακος και της άνω κοιλιάς όταν ο εξεταζόμενος δεν μπορεί να υψώσει τα άνω άκρα στο κεφάλι του προκειμένου να εξαλειφθεί από σφάλματα το όργανο στόχος.

Οι παράμετροι σάρωσης πρέπει να είναι ειδικά φτιαγμένοι για να καλυφθεί ολόκληρη η εξεταζόμενη περιοχή στον κατάλληλο χρόνο μετά την ενδοφλέβια έγχυση σκιαγραφικού εξασφαλίζοντας ικανοποιητική χωρική διακριτική ικανότητα και αντιθετική διακριτική ικανότητα.

Σε σπάνιες περιπτώσεις αυξάνουμε την χωρική διακριτική ικανότητα μειώνοντας την αντιθετική διακριτική ικανότητα (εξέταση υψηλής ευκρίνειας έσω ωτός), ενώ όταν επιθυμούμε να απεικονίσουμε το εγκεφαλικό παρέγχυμα αυξάνουμε την αντιθετική διακριτική ικανότητα και μειώνουμε την χωρική διακριτική ικανότητα.

Σε εξετάσεις αγγειογραφίας ή εικονικής ενδοσκοπίας ένα πολύ μικρό οπτικό πεδίο απεικόνισης (για καλλίτερη ευκρίνεια) και ένα μαλακό (soft) αλγόριθμο ανακατασκευής (για λιγότερο θόρυβο) πρέπει να χρησιμοποιούμε για καλλίτερη απόδοση σε 3-D ανασυνθέσεις.

Κατεύθυνση της σάρωσης

Η κατεύθυνση της σάρωσης μπορεί να επηρεάσει ουσιαστικά την ποιότητα της εικόνας. Αλλάζοντας την κατεύθυνση μπορούμε να αποφύγουμε αναπνευστικά σφάλματα και πετύχουμε το επιθυμητό εμπλουτισμό των οργάνων σάρωσης.

Η ουροκεφαλική κατεύθυνση στην εξέταση του θώρακα είναι καλλίτερη επειδή τα σφάλματα κίνησης είναι μειωμένα προς την κορυφή των πνευμόνων (η κορυφή επηρεάζεται λιγότερο από τις κινήσεις του διαφράγματος).

Για το ιδανικό αποτέλεσμα θα πρέπει να ξεκινήσει η ακτινοβολία με καθυστέρηση 4-5 sec από την στιγμή της οδηγίας μας προς τον εξεταζόμενο για συγκράτηση της αναπνοής. Αυτό επειδή έχει παρατηρηθεί ότι κάποιοι ασθενείς συγκρατούν την αναπνοή τους με μικρή καθυστέρηση.

Στην εξέταση θώρακος με ενδοφλέβια έγχυση σκιαγραφικού μέσου μειώνουμε τα streak artifact στην ανώτερη περιοχή του μεσοθωρακίου αν χρησιμοποιήσουμε ουροκεφαλική κατεύθυνση. Επίσης αν φυσιολογικός ορός ακολουθήσει μετά την έγχυση του ενδοφλέβιου σκιαγραφικού με την ίδια ταχύτητα έγχυσης και σαρώσουμε την βραχιονοκεφαλική φλέβα την στιγμή που περιέχει φυσιολογικό ορό, επειδή η υψηλή συγκέντρωση σκιαγραφικού έχει περάσει στον δεξιό κόλπο.

Όταν εξετάζουμε ήπαρ σε πρόωμη πυλαία φάση, η ουροκεφαλική κατεύθυνση θα βελτιώσει την απεικόνιση της ηπατικής φλέβας, επειδή αυτή θα καλυφθεί στο τελευταίο μέρος της ακτινοβολίας.

Το παραπάνω πρόβλημα, είναι μικρότερης έκτασης σε Υ .Τ πολλαπλών τομών λόγω της δυνατότητας της μικρότερης διάρκειας σάρωσης.

Σε εξετάσεις θώρακος υψηλής ευκρίνειας, η εξέταση εκτελείται με πρόγραμμα τομής – τομής και ο εξεταζόμενος πρέπει να κρατήσει την αναπνοή του σε φάση βαθιάς εισπνοής περίπου είκοσι πέντε φορές. Αν εφαρμόσουμε ουροκεφαλική κατεύθυνση ο εξεταζόμενος θα κουραστεί, όταν απομακρυνθούμε από το διάφραγμα, με αποτέλεσμα τα σφάλματα κίνησης θα είναι λιγότερα προς την κορυφή των πνευμόνων. Επίσης ουροκεφαλική κατεύθυνση προτείνεται επειδή πολλές (διάμεσες) παθήσεις του πνευμονικού παρεγχύματος εμφανίζονται με μεγαλύτερη συχνότητα στις βάσεις των πνευμόνων.

Τεχνικές Αντίθεσης και Προγράμματα Επεξεργασίας Εικόνας

Το τελικό αποτέλεσμα μετά την ακτινοβολήση εξεταζόμενου και την επεξεργασία των δεδομένων, είναι η παραγωγή ψηφιακών εικόνων. Οι εικόνες αυτές μπορούν να αποθηκευτούν, να φωτογραφηθούν σε ακτινολογικά φιλμ και να επεξεργαστούν. Στο κεφάλαιο αυτό θα περιγράψουμε τις Τεχνικές Αντίθεσης και τα βασικότερα Προγράμματα Επεξεργασίας Εικόνας που διαθέτουν τα συστήματα Υπολογιστικής Τομογραφίας.

Τεχνικές Αντίθεσης

Ο σκοπός των τεχνικών αντίθεσης εικόνας είναι η αύξηση της αντίθεσης επειδή το εύρος αριθμών της μήτρας εικόνας είναι πολύ μεγαλύτερο των διαθέσιμων τόνων του γκρι του απεικονιστικού συστήματος με αποτέλεσμα η επεξεργασμένη εικόνα, να είναι ποιοτικά ανώτερη από την αρχική στο οπτικό σύστημα του παρατηρητή γιατρού.

Παράθυρα (window). Στην κλασσική ακτινολογία η αντίθεση της εικόνας και το εύρος των απεικονιζόμενων ιστών εκτός από τους παράγοντες ακτινοβολήσης εξαρτάτε και από την κλίση του φιλμ (καμπύλη H-D)*. Βέβαια καμία προσπάθεια δεν μπορεί να αποδώσει, όταν και η διαδικασία στερέωσης ολοκληρωθεί. Σε αντίθεση με την ψηφιακή απεικόνιση μπορούμε εύκολα να μεταβάλουμε την αντίθεση των ιστών και το εύρος των απεικονιζόμενων ιστών.

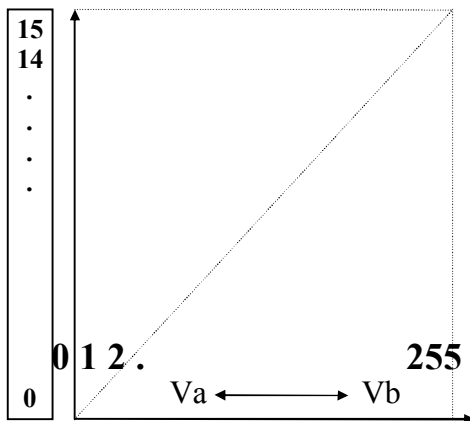
Στις ψηφιακές ιατρικές εικόνες το εύρος των αριθμών της μήτρας εικόνας είναι (επίπεδα κβαντισμού) πολύ μεγάλο (περίπου 6000 τιμές).

Το ανθρώπινο μάτι μπορεί να διακρίνει μόνο ένα περιορισμένο αριθμό των τόνων γκρι. Παλαιότερες μελέτες μιλούν για δέκα έξι τόνους ενώ πρόσφατες αναφέρουν ότι ανάλογα από την κατάσταση όρασης μπορεί να διακρίνει από 40 έως και 100 τόνους. Επίσης και για οικονομικούς λόγους οι οθόνες διαθέτουν μόνο δέκα έξι τόνους γκρι (από το άσπρο έως και το μαύρο. Κάθε προσπάθεια να απεικονισθεί όλο το εύρος αριθμών μήτρας με τους διαθέσιμους τόνους γκρι θα είχε σαν αποτέλεσμα την καταστροφή της αντίθεσης, με συνέπεια να μην μπορούμε να διακρίνουμε διαφορές σε δομές οι οποίες έχουν μικρές διαφορές στους αριθμούς CT.

Με τις τεχνικές παραθύρου μπορούμε εύκολα να αυξήσουμε την αντίθεση της εικόνας. Το παράθυρο καθορίζεται με το εύρος (width window- WW) του, το οποίο επηρεάζει την αντίθεση και το κέντρο (window level -WL) του το οποίο καθορίζει την φωτεινότητα της εικόνας. Στην ουσία με την τεχνική παραθύρων, μόνο ένα μέρος του εύρους των αριθμών απεικονίζεται κάθε φορά με την διαθέσιμη κλίμακα. Μειώνοντας το εύρος του παραθύρου αυξάνουμε την αντίθεση της εικόνας, χαμηλώνοντας το εύρος του παραθύρου η εικόνα γίνεται πιο φωτεινή ενώ αυξάνοντας το εύρος η εικόνα παρουσιάζεται περισσότερο σκοτεινή.

Την αρχή του παραθύρου θα την αναλύσουμε μελετώντας το σχήμα (1) και θα παρατηρήσουμε την αλλαγή της αντίθεσης και του εύρους στις εικόνες. Ας υποθέσουμε ότι το εύρος των αριθμών της μήτρας είναι 512 (2^9) από το V_1 έως το V_{512} και οι διαθέσιμοι τόνοι του γκρι είναι 16 (2^4) από το g_1 έως το g_{16} , όπως παρουσιάζονται από τον οριζόντιο και κάθετο άξονα του σχήματος (1).

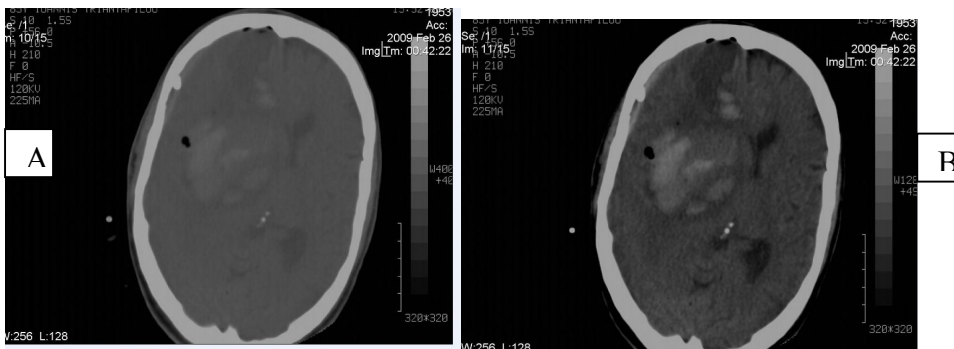
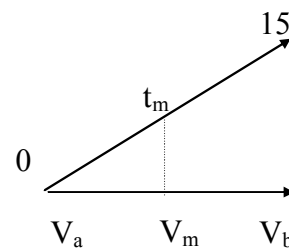
* Βέβαια και άλλοι παράγοντες επηρεάζουν την αντίθεση και το εύρος των ιστών αλλά αναφέρουμε την καμπύλη του H - D του φιλμ επειδή συσχετίζεται περισσότερο με τις τεχνικές παραθύρου.



$$t_m = \frac{15-0}{V_b-V_a}(V_m-V_a)+0$$

$$V_a = \min A$$

$$V_b = \max A$$



Στην εικόνα β μπορούμε διακρίνουμε κατά αρχήν την λευκή με την φαιά ουσία του εγκεφάλου. Επίσης απεικονίζεται ενκρινέστερα ένα ισχαιμικό και μία ενδοεγκεφαλική αιμοραγία. Στην εικόνα α σε αντίθεση με την εικόνα β δεν απεικονίζεται η παθολογία αλλά απεικονίζονται περισσότεροι ιστοί π. χ ο υποδόριος κυτταρολιπώδης ιστός.

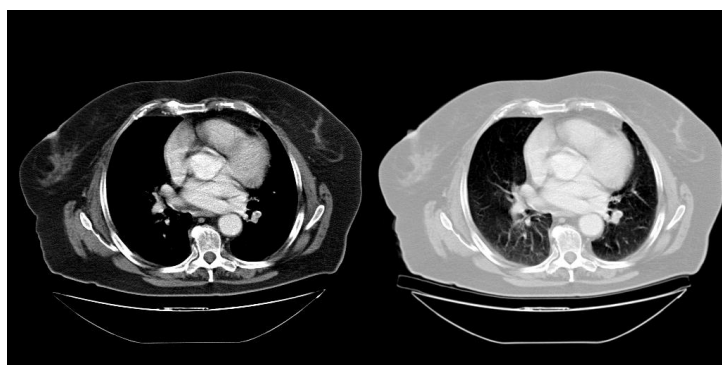
Αν κατανέμουμε όλο το εύρος τιμών της μήτρας (512) στους δεκαέξι (16) γκρι τόνους τότε σε ένα γκρι τόνο θα αντιστοιχούν τριάντα δύο (512/16) διαδοχικές τιμές εικόνας απεικονίζοντας έτσι μία χαμηλής αντίθεσης εικόνα (Z_1 μέθοδο απεικόνισης). Ένα τέτοιο παράθυρο παρουσιάζεται στην εικόνα (α). Όταν επιθυμούμε να απεικονίσουμε εικόνες υψηλής αντίθεσης εφαρμόζουμε την Z_2 μέθοδο απεικόνισης, κατά την οποία απεικονίζουμε μόνο ένα τμήμα τιμών της μήτρας (64 για παράδειγμα) στους δεκαέξι διαθέσιμους γκρι τόνους. Με την παραπάνω τεχνική σε κάθε τέσσερις

(4) διαδοχικές τιμές μήτρας, του επιλεγμένου προς απεικόνιση εύρους, αντιστοιχεί ένας τόνος γκρι και είναι προφανές ότι η αντίθεση είναι αρκετά αυξημένη. Η παραπάνω τεχνική έχει εφαρμοστεί στην εικόνα (B) η οποία είναι ίδια με την εικόνα α. Στην εικόνα β μπορούμε διακρίνουμε κατά αρχήν την λευκή με την φαιά ουσία του εγκεφάλου. Επίσης μπορούμε με αυτό το παράθυρο να απεικονίσουμε μία υπόπυκνη περιοχή στον δεξιό μετωπιαίο λοβό το οποίο αντιστοιχεί σε ισχαιμικό εγκεφαλικό επεισόδιο και μία υπέρπυκνη περιοχή που αντιστοιχεί σε αιμοραγία. Στην εικόνα α σε αντίθεση με την εικόνα β δεν απεικονίζεται η παθολογία αλλά απεικονίζονται περισσότεροι ιστοί π. χ ο υποδόριος κυτταρολιπώδες ιστός.

Όπως αναφέραμε και στην αρχή της ενότητας ο δεύτερος παράγοντας που καθορίζει την τεχνική παραθύρου είναι το κέντρο του παραθύρου (window level - WL) το οποίο εκφράζει την κεντρική τιμή του εύρους του παραθύρου δεξιά και αριστερά της οποίας θα αναπτυχθεί το παράθυρο. Στις εικόνες του σχήματος (α, β) το κέντρο έχει την ίδια τιμή (40). Αυτό επιλέχθηκε επειδή επιλέξαμε να απεικονίσουμε μόνο το εγκεφαλικό παρέγχυμα (λευκή και φαιά ουσία). Το σαράντα είναι η μέση τιμή των αριθμών CT της λευκής και της φαιάς ουσίας.

Γνωρίζοντας την τεχνική παραθύρου ο τεχνολόγος μπορεί να απεικονίσει με ικανοποιητική ευκρίνεια όλα τα όργανα και όλες τις εξεταζόμενες περιοχές. Επίσης πρέπει να γνωρίζει πόσους και ποιους ιστούς πρέπει να απεικονίσει. Για παράδειγμα, όταν επιθυμούμε να απεικονίσουμε τα εγκεφαλικά ημισφαίρια δηλ. αγγεία, E.N.Y, λευκή και φαιά ουσία, πρέπει το κέντρο να είναι κοντά στο σαράντα (40 WL) για το λόγο που προαναφέραμε. Το εύρος κατά αρχήν πρέπει να καλύπτει όλους τους αριθμούς CT των απεικονιζόμενων ιστών (περίπου από το -5 έως το 80). Επίσης πρέπει να είναι μικρό επειδή οι απεικονιζόμενοι ιστοί έχουν μικρές διαφορές πυκνοτήτων μεταξύ τους. Η λευκή με την φαιά ουσία έχουν μία διαφορά στις πυκνότητες τους γύρο στις 15 τιμές. Έτσι αν επιλέξουμε εύρος παραθύρου κοντά στο 90 θα απεικονίζονται σε έναν γκρι τόνο πέντε (5) επάλληλες τιμές. Δηλαδή στο μαύρο τόνο θα απεικονισθούν όλοι οι αριθμοί CT από το 0 και κάτω (όλες οι αρνητικές τιμές) με αποτέλεσμα να μην ξεχωρίζει το λίπος (-100) από τον αέρα (-1000) παρά την τεράστια διαφορά των συντελεστών τους εξασθένησης. Στον δεύτερο τόνο θα απεικονισθούν οι τιμές από το 5 έως το 0 και με την ίδια απόχρωση θα εμφανιστεί το E.N.Y. Η λευκή ουσία θα απεικονιστεί στο έκτο προς έβδομο γκρι τόνο με απόχρωση σκούρα ενώ η φαιά ουσία θα είναι πιο άσπρη με διαφορά από την λευκή περίπου στους δύο με τρεις τόνους.

Είναι προφανές ότι η καλή γνώση της τεχνικής του παραθύρου είναι πολύ σημαντική επειδή και η καλύτερη εξέταση αν δεν φωτογραφηθεί σωστά μπορεί να αποκρύψει χρήσιμες πληροφορίες. Για αυτό στο κεφάλαιο πρωτόκολλα εξετάσεων θα αναλύσουμε όλα τα πιθανά παράθυρα των επιμέρους εξετάσεων προκειμένου να βελτιστοποιήσουμε την ποιότητα των εξετάσεων. Επίσης στην ενότητα μελέτη και φωτογράφιση εικόνων θα αναφέρουμε κάποια τυποποιημένα παράθυρα.



Εικόνες 2. Με την τεχνική παραθύρου μπορούμε την ίδια τομή στην Υ.Τ να την απεικονίσουμε σε πολλαπλά παράθυρα και να απεικονίσουμε ευκρινώς διαφορετικούς ιστούς. Η παραπάνω τομή αντιστοιχεί στην μεσότητα του θώρακα. Η πρώτη εικόνα απεικονίζει μαλακούς ιστούς (μεσοθωράκιο, μύες, λίπος κλπ) WW 420 –WL 45. Η δεύτερη εικόνα απεικονίζει πνευμονικό παρέγχυμα WW 1200 –WL –600 και η τρίτη εικόνα απεικονίζει οστά WW 1800-WL 450.

Πριν όμως κλείσουμε αυτή την ενότητα θα θέλαμε να αναφέρουμε το διπλό και το μη γραμμικό παράθυρο. Εφαρμόζοντας ένα διπλό παράθυρο μπορούμε να απεικονίσουμε την ίδια εικόνα δύο ξεχωριστά παράθυρα και κάθε ένα σε διαφορετικό κέντρο. Κατά αυτό μπορούμε να επιλέξουμε ένα τμήμα των αριθμών CT, να απεικονισθεί σε κάποιους τόνους του γκρι και οι υπόλοιποι τόνοι να απεικονίζουν ένα άλλο μη διαδοχικό τμήματα. Δηλαδή σε μία εγκάρσια τομή στον θώρακα μπορούμε να απεικονίσουμε το πνευμονικό παρέγχυμα (-980 έως -400) στους οκτώ γκρι τόνους και τα μαλακά μόρια (-150 έως 150) στους υπόλοιπους. Το διπλό παράθυρο έχει περιορισμένες εφαρμογές. Μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε εξετάσεις θώρακος, σπονδυλικής στήλης και για αρχειοθέτηση εικόνων για λόγους ευκολίας και οικονομίας. Επίσης όταν γίνονται επεμβατικές πράξεις ένα διπλό παράθυρο βοηθάει να σχεδιάσουμε καλύτερα τον τρόπο προσπέλασης και συντομεύει, ελάχιστα βέβαια, τον χρόνο της επεμβατικής πράξης. Η περιορισμένη εφαρμογή της τεχνική του διπλού παραθύρου οφείλεται σε ένα σφάλμα που εμφανίζεται σε δομές στις οποίες οι αριθμοί CT απλώνονται ανάμεσα στα δύο παράθυρα (απεικονίζεται στα όρια των δύο παραθύρων). Σύγχρονες μελέτες, αναπτύσσουν τεχνικές (ιστογραμμικές) οι οποίες ελαχιστοποιούν το σφάλμα αυτό και ίσος είναι τρόπος για την μελέτη και την φωτογράφιση εικόνων σε τομογράφους πολλαπλών τομών (όπου) στους οποίους οι παραγόμενες εικόνες είναι πολλές και με την τεχνική του απλού παραθύρου πρέπει να γίνει κάποια επιλογή στις εικόνες που θα φωτογραφηθούν σε φιλμ. Ο τρόπος με τον οποίο οι τιμές της εικόνας αντιστοιχούνται σε τόνους του γκρι δεν είναι απαραίτητα γραμμικός αλλά μπορεί να είναι μη γραμμικός. Αυτές τεχνικές παραθύρου ονομάζονται μη γραμμικές και μπορούν να απεικονίζουν συγχρόνως μεγάλο εύρος από τις τιμές της εικόνας στο μεγαλύτερο αριθμό των γκρι τόνων και στους ιστούς (τιμές της εικόνας) τους οποίους επιθυμούμε την αντίθεση να τους απεικονίσουμε στους υπόλοιπους τόμους.



Διπλό παράθυρο. Απεικονίζει σύγχρονος πνευμονικό παρέγχυμα και μαλακά μόρια.

Αύξησης της αντίθεσης της εικόνας με τεχνικές ιστογράμματος

Το ιστόγραμμα είναι μια γραφική παράσταση που δίνει τον αριθμό των pixels που αντιστοιχούν σε κάθε γκρι τόνο μίας ψηφιακής εικόνας. Κάθε απεικονιζόμενη ιατρική εικόνα έχει ένα μοναδικό ιστόγραμμα και οι ιστογραμμικές τεχνικές μεταβάλλουν το ιστόγραμμα της εικόνας ώστε να αυξηθεί η αντίθεση της εικόνας. Το νέο ιστόγραμμα μπορεί να είναι αυτό μιας γνωστής εικόνας (επιθυμητής αντίθεσης) ή ένα ιστόγραμμα ίσου αριθμού pixels ανά γκρι τόνο. Η πρώτη περίπτωση είναι γνωστή ως histogram modification και η τελευταία αναφέρεται στην ιστογραμμική τεχνική γνωστή ως histogram equalization, η οποία χρησιμοποιείται πολύ στα ιατρικά απεικονιστικά συστήματα.

Προγράμματα Επεξεργασίας Εικόνας

Μετρήσεις διαστάσεων. Όλα τα συστήματα Υ.Τ. διαθέτουν χάρακα ο οποίος δίνει την δυνατότητα στον Τ.Α. να μετρήσει διαστάσεις φυσιολογικών οργάνων οι και παθολογιών. Επίσης δίνεται η δυνατότητα μέτρησης περιμέτρου και εμβαδού για ογκομετρικές μετρήσεις. Άλλα εργαλεία δίνουν τις συντεταγμένες ανατομικών περιοχών και την τοπογραφική σχέση τους με άλλες δομές (γωνία μεταξύ τους, από τον κατακόρυφο άξονα, κλπ).

Μετρήσεις συντελεστή εξασθένησης. Όπως αναφέρθηκε και στην κλίμακα HU στην Υ.Τ. ο κάθε ιστός αντιστοιχεί σε συγκεκριμένες τιμές πυκνότητας. Η μέτρηση του συντελεστή εξασθένησης επιτυγχάνεται διαδραστικά με την εφαρμογή του κέρσορα στην περιοχή ενδιαφέροντος (Region of Interest –ROI). Για την αποφυγή λανθασμένων μετρήσεων θα πρέπει η μετρητής να εφαρμοστεί στο κέντρο της περιοχή ενδιαφέροντος, να μην υπάρχουν τεχνικά σφάλματα (ανεπαρκούς δειγματοληψίας, streak, μερικού όγκου. Επίσης οι εικόνες δεν πρέπει να έχουν ανακατασκευαστεί με αλγόριθμο υψηλής Χ.Δ.Ι.

Εξομάλυνση Εικόνας (Image Smoothing). Οι τεχνικές εξομάλυνσης εικόνας χρησιμοποιούνται στην καταστολή του θορύβου εικόνας (θόρυβος λόγω δειγματοληψίας, μετάδοσης, στατιστικής φύσης της ακτινοβολίας). Συνήθως, ο θόρυβος ιατρικής εικόνας είναι στατιστικός και κυρίως ευρίσκεται στις υψηλές συχνότητες της εικόνας μαζί με το χρήσιμο σήμα, όπως παρυφές οργάνων λεπτομέρεια υφής. Έτσι, οι τεχνικές εξομάλυνσης εικόνας είναι ουσιαστικά τεχνικές καταστολής των υψηλών συχνοτήτων της εικόνας ή αλλιώς τεχνικές χαμηλο-περατού φιλτραρίσματος (low pass filtering). Η παραπάνω επεξεργασία εφαρμόζεται στην μήτρα της εικόνα, διαιρώντας το άθροισμα δυο γειτονικών pixels με έναν αριθμό ανάλογα με την επιθυμητή καταστολή του θορύβου όλα τα ψηφία της μήτρας. Η πράξεις μπορεί να γίνονται προς ένα άξονα ή προς τους δύο άξονες (κάθετο, οριζόντιο).

4	8	2
6	10	10
2	8	6

6	5,5	5
5	8	7
4	9	7

Αριστερά είναι μέρος της *αυθεντικής* μήτρας απεικόνισης. Δεξιά η μήτρα μετά την εξομάλυνση με συντελεστή δυο.

Όξυνση Εικόνας (Image Sharpening). Οι τεχνικές όξυνσης εικόνας είναι τεχνικές αναβάθμισης εικόνας, που εφαρμόζονται για να ελαττώσουν την ασαφοποίηση της εικόνας (blurring) που προκαλείται από την Point Spread Function (PSF) του συστήματος κατά την διαδικασία σχηματισμού της εικόνας. Η εξίσωση που περιγράφει την διαδικασία υποβάθμισης της εικόνας δίνεται από την εξίσωση:

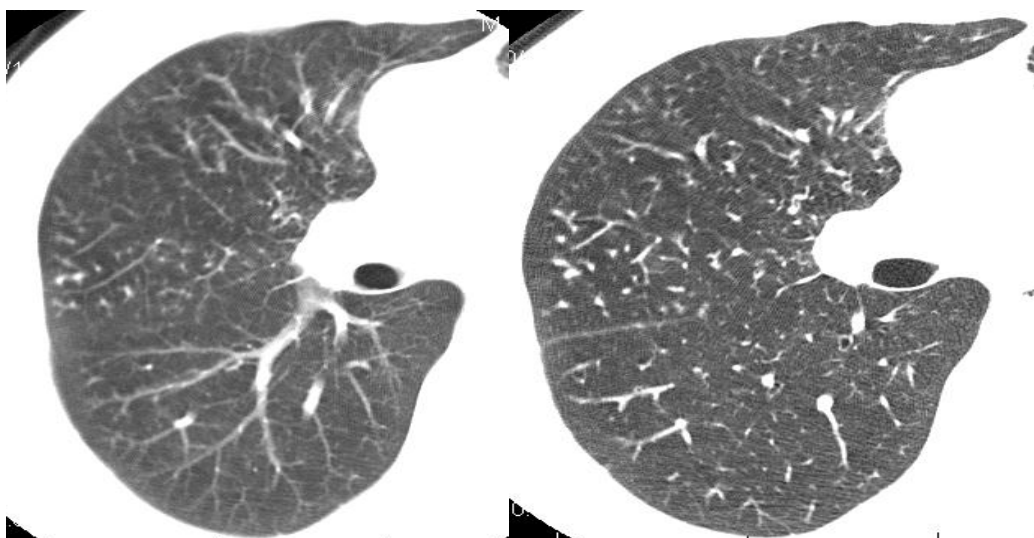
$$y(n_1, n_2) = x(n_1, n_2) * h(n_1, n_2) + d(n_1, n_2)$$

όπου $x(n_1, n_2)$ είναι η αρχική εικόνα,
 $y(n_1, n_2)$ είναι η υποβαθμισμένη εικόνα,
 $h(n_1, n_2)$ είναι η κρουστική απόκριση ή αλλιώς PSF του συστήματος σχηματισμού της εικόνας (π.χ. της γ -camera) και
 $d(n_1, n_2)$ είναι ο θόρυβος της εικόνας.

Το αποτέλεσμα της ασαφοποίησης της εικόνας είναι η υποβαθμισμένη απεικόνιση της λεπτομέρειας υφής της εικόνας και η έλλειψη σαφήνειας στις παρυφές των απεικονιζόμενων οργάνων, δηλαδή είναι η καταστολή του πλάτους στις μέτριες προς υψηλές συχνότητες.

Είναι, λοιπόν, προφανές ότι η απο-ασαφοποίηση (deblurring) ή όξυνση είναι μία διαδικασία ενίσχυσης του πλάτους των υψηλών συχνοτήτων της εικόνας ή αλλιώς υψηπερατού φιλτραρίσματος (high pass filtering).

Ομως, το υπερβατικό φιλτράρισμα πρέπει να εφαρμόζεται με προσοχή, επειδή ο θόρυβος καταλαμβάνει τις υψηλές συχνότητες του φάσματος της εικόνας μαζί με το χρήσιμο σήμα και σε μερικές περιπτώσεις τα μεγέθη τους μπορεί να είναι συγκρίσιμα. Η παραπάνω επεξεργασία εφαρμόζεται στην μήτρα της εικόνας, πολλαπλασιάζοντας τις τιμές του συντελεστή εξασθένησης με έναν αριθμό ανάλογα με την επιθυμητή όξυνση ή **επαναλαμβάνοντας** pixel υψηλής συχνότητας.



Εικόνα 1. Απεικόνιση πνευμονικού παρεγχύματος με φίλτρα για εντονότερη (σαφέστερη) απεικόνιση των ορίων μίας ανατομικής δομής (*edge enhancement filters*) ή για λείανση (εξομάλυνση) των διαφορών μεταξύ διαφόρων περιοχών της εικόνας (*smoothing*).

3	5				
2	8				
6	6	6	10	10	10
6	6	6	10	10	10
4	4	4	16	16	16
4	4	4	16	16	16

Πάνω είναι μέρος των τιμών εξασθένησης της αυθεντικής εικόνας. Κάτω τιμές εξασθένησης μετά την όξυνση.

Μεγέθυνση εικόνας. Με την μεγέθυνση πετυχαίνετε αύξηση στην Χ.Δ.Ι της εικόνας. Είναι η ποιο διαδεδομένη επεξεργασία εικόνας και γίνεται με αύξηση των δεδομένων επαναλαμβάνοντας pixels της αυθεντικής εικόνας. Μεγάλη μεγέθυνση σημαίνει αυξημένη επανάληψη των pixels και δημιουργεί ασαφοποίηση (blurring) στην εικόνα.

Ανασυνθέσεις σε πολλαπλά επίπεδα (Multi Planar Reconstruction - MPR).

Στην Υ.Τ οι εικόνες που παράγονται είναι σε εγκάρσιο επίπεδο και σπάνια σε μετωπιαίο. Με τις ανασυνθέσεις σε πολλαπλά επίπεδα παράγονται εικόνες σε όλα τα επίπεδα. Αναγκαία προϋπόθεση για παραγωγή εικόνων υψηλής ποιότητας είναι, η ογκομετρική σάρωση, χωρίς κλίση του gantry, αλληλεπικαλυπτόμενα δευτερογενή δεδομένα, μικρό πάχος τομής και ανακατασκευής. Η παραπάνω επεξεργασία προσφέρει εικόνες υψηλής ποιότητας στους τομογράφους με πολλές σειρές ανιχνευτών επειδή η εφαρμογή των παραπάνω προϋποθέσεων μπορεί να επιτευχθεί χωρίς μεγάλη αύξηση της δόσης στον εξεταζόμενο.

Προβολή Μέγιστης Έντασης (Maximum Intensity Projection – MIP)

Με την παραπάνω τεχνική εξειδικευμένος αλγόριθμος επιπροβάλλει σε τρισδιάστατη μορφή μόνο τα δεδομένα των μέγιστων αριθμών πυκνοτήτων. Μέσο προγραμμαμάτων δίνεται η δυνατότητα περιστροφής δεδομένων στο χώρο και επιλεκτικής αφαίρεσης για να αποφευχθεί η συμπίεση της περιοχής ενδιαφέροντος από ιστούς με υψηλό αριθμό πυκνοτήτων (οστό, αγγείο με σκιαστικό, κλπ). Το τελικό αποτέλεσμα είναι μια δισδιάστατη εικόνα η οποία μπορεί να περιστραφεί σε διάφορες γωνίες και σε όλα τα επίπεδα. Η παραπάνω τεχνική προσφέρει εικόνες υψηλής ποιότητας αγγειογραφίες σε τομογράφους με πολλές σειρές ανιχνευτών.

Προβολή Ελάχιστης Έντασης (Minimum Intensity Projection – MiniIP)

Η μόνη διαφορά της προβολή ελάχιστης έντασης σε σχέση προβολή μέγιστης έντασης είναι ότι γίνεται απόδοση των δεδομένων των μικρότερων αριθμών πυκνοτήτων και είναι χρήσιμη στην χολαγγειογραφία και στην βρογχογραφία.

Παρουσίαση Φωτοσκιασμένης Επιφάνειας (Shaded Surface Display- SSD)

Η SSD ανήκει και αυτή στην τρισδιάστατη απεικόνιση. Η διαφορά με τις προηγούμενες είναι ότι στην εικόνα δεν αποτυπώνονται τόνοι του γκρι αλλά επιλέγεται ένα πρότυπο ανάλογα με την περιοχή ενδιαφέροντος (αγγεία, οστά πυέλου, Σ.Σ, κλπ). Ανάλογα με την ανατομική περιοχή ενδιαφέροντος επιλέγετε συγκεκριμένο εύρος πυκνοτήτων και καθορισμένη σκίαση. Σε αντίθεση με την MIP επεξεργασία, επιλέγετε εύρος πυκνοτήτων ίδιο με αυτό που αντιστοιχεί στις αυθεντικές εικόνες του απεικονιζόμενου ιστού. Η επιλογή αυτή μπορεί να γίνει και χειροκίνητα, δηλ. όταν πρέπει να απεικονισθούν οστά το εύρος επιλογής είναι από 200 – 3000 HU, ενώ για αγγεία από 100 – 800 HU. Σε περίπτωση που αγγειογραφία έγινε σε καθυστερημένη φάση (φλέβες) θα πρέπει να τροποποιηθεί εύρος πυκνοτήτων 70 – 400 HU.

Επεξεργασία ακατέργαστων δεδομένων

Αλγόριθμοι ανασύνθεσης

Ο αλγόριθμος ανασύνθεσης, που χρησιμοποιείται για να ανασυνθέσουμε μια εικόνα από τα **ακατέργαστων δεδομένων** (row data αυτής), καθορίζει την χωρική διακριτική ικανότητα και τον θόρυβο της εικόνας. Η αύξηση του θορύβου περιορίζει την αντιθετική διακριτική ικανότητα της εικόνας και κατά συνέπεια η ικανότητα να διακρίνεις αντικείμενα τα οποία έχουν πολύ μικρή διαφορά οι συντελεστές εξασθένησης από το περιβάλλον τους. Η υψηλή αντιθετική διακριτική ικανότητα μας επιτρέπει να ανιχνεύσουμε και να χαρακτηρίσουν οι ιατροί ακτινολόγοι, βλάβες μέσα σε παρεγχυματικά όργανα (ήπαρ, πάγκρεας, κλπ.) και γενικότερα σε μαλακούς ιστούς (μύες, λίπος). Η υψηλή χωρική διακριτική ικανότητα μας βοηθάει να ανιχνεύσουμε πολύ μικρές βλάβες μορφολογικές αλλαγές στους πνεύμονες και στα οστά. Ένας αλγόριθμος υψηλής χωρικής διακριτικής ικανότητας (HR kernel, sharp kernel) βελτιώνει πολύ την χωρική διακριτική ικανότητα της εικόνας, αλλά αυξάνει πολύ το θόρυβο με αποτέλεσμα να μειώνεται πάρα πολύ η αντιθετική διακριτική ικανότητα. Οι περισσότεροι τομογράφοι διαθέτουν πολλούς διαφορετικούς (έως και 15) αλγόριθμους ανασύνθεσης.

Στην πρώτη κατηγορία είναι οι αλγόριθμοι που μειώνουν τον θόρυβο της εικόνας και χαμηλής χωρικής διακριτικής ικανότητας. Αυτοί χρησιμοποιούνται συνήθως στην εξέταση εγκεφάλου.

Στην δεύτερη κατηγορία ανήκουν οι αλγόριθμοι μαλακών ιστών με ικανοποιητική αντιθετική διακριτική ικανότητα και λίγο ποιο βελτιωμένη χωρική διακριτική ικανότητα σε σχέση με την πρώτη κατηγορία. Κατά κύρια τους εφαρμόζουμε όταν εξετάζουμε κοιλιά, τράχηλο, άκρα και το διαγνωστικό ενδιαφέρον δεν εστιάζεται στα οστά.

Στην τρίτη κατηγορία είναι αλγόριθμοι με ποιο βελτιωμένη X . Δ . I σε σχέση με την δεύτερη κατηγορία. Αυτοί χρησιμοποιούνται συνήθως σε εξετάσεις πνευμόνων (απεικονίζεται με μεγαλύτερη ευκρίνεια το πνευμονικό παρέγχυμα) και οστά όταν η εξέταση έγινε με λίγα στοιχεία.

Στην τέταρτη κατηγορία ανήκουν οι αλγόριθμοι υψηλής X . Δ . I . (οστικός αλγόριθμος). Αυτοί αποδίδουν την μεγαλύτερη X . Δ . I και επειδή αυξάνουν πολύ τον θόρυβο της εικόνας τους εφαρμόζουμε μόνο όταν το διαγνωστικό ενδιαφέρον επικεντρώνεται σε διάχυτες βλάβες του πνευμονικού παρεγχύματος και σε οστά.

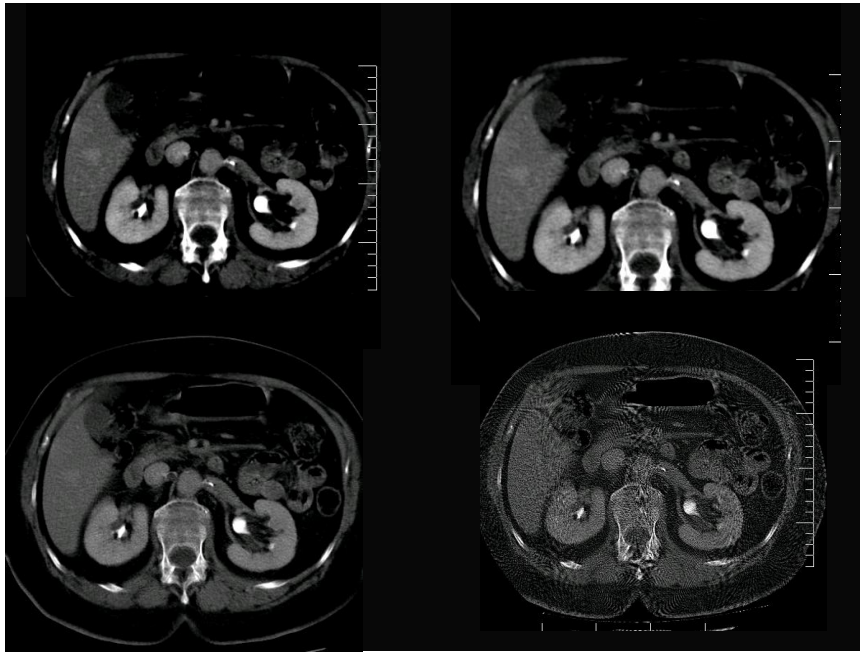
Σε κάθε κατηγορία διατίθενται τουλάχιστον δύο αλγόριθμοι. Ανάλογα με τα ακτινολογικά στοιχεία που χρησιμοποιήσαμε για να παράγουμε τα ακατέργαστα δεδομένα εφαρμόζουμε και το αντίστοιχο π.χ μία εξέταση λιθοειδών οστών πρέπει να γίνει με τον αλγόριθμο που παράγει εικόνες με την μεγαλύτερη X . Δ . I. και τα raw data πρέπει να παραχθούν χρησιμοποιώντας πολλά στοιχεία (mA, KVp, χρόνος ακτινοβολίας).

Μερικοί κατασκευαστές καθορίζουν τους αλγόριθμους ανασύνθεσης με κλασματικούς αριθμούς (1/10, 2/10, κλπ). Μικρά κλάσματα (1/10) αποδίδουν την ελάχιστη χωρική διακριτική ικανότητα στην εικόνα και περιορίζουν τον θόρυβο στο ελάχιστο δυνατό. Το αντίθετο συμβαίνει με τα μεγάλα κλάσματα (9/10).

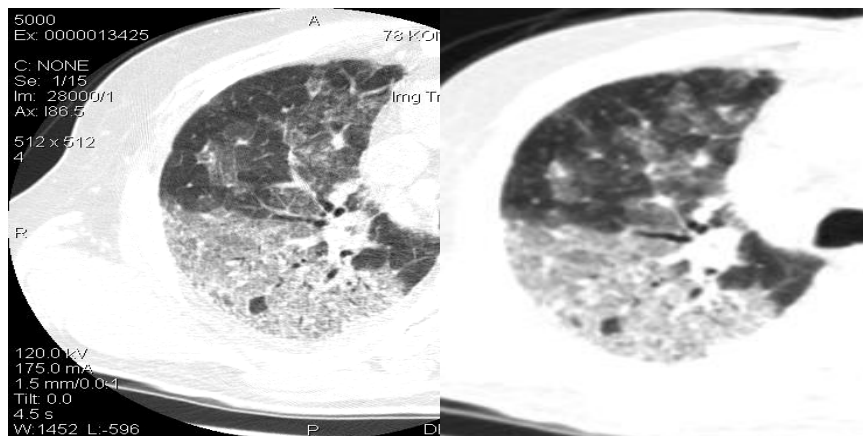
Μία περιοχή εξέτασης περιέχει πολλά όργανα και ανάλογα με το διαγνωστικό ενδιαφέρον εφαρμόζουμε και τον κατάλληλο αλγόριθμο. Όταν δεν υπάρχουν κλινικές ενδείξεις ή άλλες απεικονιστικές εξετάσεις προκειμένου να εστιάσουμε σε ένα όργανο, εφαρμόζουμε έναν αλγόριθμο δεύτερης ή τρίτης κατηγορίας. Αν αποθηκεύσουμε τα raw data μπορούνε σε δεύτερο χρόνο να ξαναανασυνθέσουμε εικόνες με και με άλλους αλγορίθμους.

Η παραπάνω τεχνική μπορεί να εφαρμοστεί σε όλες τις εξετάσεις με την προϋπόθεση ότι έχουν αποθηκευτεί τα ακατέργαστα δεδομένα στον σκληρό δίσκο. Αν για παράδειγμα σε μία εξέταση θώρακος, βάση των κλινικών πληροφοριών, πρέπει να απεικονίσουμε το μεσοθωράκιο επιβάλετε να εφαρμόσουμε έναν αλγόριθμο υψηλής αντιθετικής διακριτικής ικανότητας. Ένα τυχαίο εύρημα σε έναν θωρακικό σπόνδυλο μπορεί να απεικονιστεί με μεγαλύτερη ευκρίνεια ξαναπαράγοντας εικόνες από raw data με έναν αλγόριθμο υψηλής διακριτικής ευκρίνειας (οστικό αλγόριθμο). Στην περίπτωση που το τυχαίο εύρημα είναι στο πνευμονικό παρέγχυμα μπορούμε να αναπαράγουμε εικόνες με τον ίδιο τρόπο, αλλά εφαρμόζοντας έναν αλγόριθμο της τρίτης κατηγορίας (πνευμονικό αλγόριθμο). Όπως αναφέραμε και παραπάνω το ίδιο ισχύει στις περισσότερες εξετάσεις, βέβαια εικόνες πολύ υψηλής χωρικής διακριτικής ικανότητας (με την τεχνική υψηλής χωρικής διακριτικής ικανότητας) δεν μπορούμε να παράγουμε επειδή τεχνική υψηλής χωρικής διακριτικής ικανότητας απαιτεί περισσότερα στοιχεία ακτινοβολίας και λεπτότερο πάχος τομής σε σχέση με την συμβατική εξέταση θώρακος.

Οι αλγόριθμοι ανασύνθεσης μεταβάλλουν τους αριθμούς CT. Συνιστάτε όταν μετράμε τιμές πυκνοτήτων, να μην χρησιμοποιούμε αλγορίθμους υψηλής διακριτικής ευκρίνειας και σε επανελέγχους, να παράγουμε εικόνες με τον ίδιο αλγόριθμο.



Οι εικόνες (Α, Β, Γ, Δ) έχουν παραχθεί με διαφορετικούς αλγορίθμους αυξάνοντας σταδιακά από την Α-Δ την χωρική διακριτική ικανότητα. Η αύξηση της Χ.Δ.Ι. με την αλλαγή αλγορίθμου οδηγεί σε αύξηση του θορύβου και κατά συνέπεια την μείωση της αντίθεσης, αποτέλεσμα μη επιθυμητό για την απεικόνιση μαλακών μορίων και συμπαγών οργάνων. Καλλίτερη αντίθεση στην πρώτη εικόνα και χειρότερη στην τελευταία.



Δύο εικόνες (Α, Β) στην ίδια θέση του πνεύμονα. Α) Είχε παραχθεί με τεχνική υψηλής χωρικής διακριτικής ικανότητας. Β) Εικόνα από συμβατική εξέταση θώρακος. Καλλίτερη απεικόνιση στο πνευμονικό παρέγχυμα στην πρώτη εικόνα.

ΠΟΙΟΤΗΤΑ ΕΙΚΟΝΑΣ

Η ποιότητα της εικόνας στην Υ.Τ. διαφέρει σχεδόν σε όλα τα συστήματα ακόμη και σε συστήματα ίδιας εταιρείας και ίδιας γενεάς. Κατ' αρχήν σε όλα τα σύστημα Υ.Τ. υπάρχουν παράγοντες οι οποίοι επηρεάζουν την ποιότητα της εικόνας αλλά δεν μπορούν να μεταβληθούν, π.χ. το είδος και αριθμός των ανιχνευτών, οι διαθέσιμοι τόνοι του γκρι της οθόνης, το είδος του μετατροπέα του σήματος από αναλογικό σε ψηφιακό (λόγω του σφάλματος που εισάγει στο σήμα με την ψηφιοποίηση και την κβαντοποίηση, κ.λ.π.). Αυτοί οι παράγοντες καθορίζονται από την κατασκευή του συστήματος της Υ.Τ. και χαρακτηρίζουν την κρουστική του απόκριση.

$$y(n) = x(n) * h(n)$$

Όπου $y(n)$ είναι το σήμα εξόδου, $x(n)$ είναι το σήμα εισόδου, το σύμβολο $*$ είναι η αριθμητική πράξη της συνέλιξης, $h(n)$ είναι η κρουστική απόκριση. Βέβαια σε σύγχρονα συστήματα Υ.Τ. μπορεί να σχεδιαστεί κατάλληλα το $h(n)$ για να βελτιωθεί ένα από τα χαρακτηριστικά της ποιότητας της εικόνας υποβαθμίζοντας κάποιο άλλο, ανάλογα με το κλινικό πρόβλημα π.χ. μείωση του θορύβου της εικόνας υποβαθμίζοντας την χωρική διακριτική ικανότητα [10].

Η ποιότητα της εικόνας στην Υ.Τ. δεν κρίνεται οπτικά, αλλά ορίζεται με αντικειμενικά χαρακτηριστικά. Η ποιότητα της ιατρικής εικόνας εξαρτάται από τρεις παραμέτρους: την οξύτητα (sharpness), την αντίθεση (contrast) και τον θόρυβο (noise).

Οι παράμετροι οι οποίοι επηρεάζουν την ποιότητα της εικόνας και χωρίζονται

σε δύο μεγαλύτερες κατηγορίες:

A) Παράμετροι σάρωσης.

B) Παράμετροι ανακατασκευής.

Θα εξηγηθούν οι παράμετροι σάρωσης και ανακατασκευής, επίσης θα αναλυθούν τα χαρακτηριστικά της εικόνας που καθορίζουν την ποιότητα της. Ακόμη θα αναφερθεί η αλληλεξάρτηση αυτών και η χρησιμότητά τους στην κλινική πράξη.

Κάποιες από τις παραμέτρους επηρεάζουν άμεσα την ποιότητα την ποιότητα της εικόνας, ενώ άλλοι έμμεσα.

Παράμετροι ή παράγοντες σάρωσης

Σε έναν Υ.Τ. οι μεταβαλλόμενοι παράγοντες που χαρακτηρίζουν ένα πρωτόκολλο εξέτασης χωρίζονται σε δύο κατηγορίες: στους παράγοντες λήψης και στους παράγοντες ανασύνθεσης.

Παράμετροι λήψης Μέγεθος μήτρας (ανακατασκευής και παρουσίας), πεδίο απεικόνισης (field of view)

Η εικόνα της Υ.Τ. όπως και κάθε ψηφιακή εικόνα, αποτελείται από πολλά στοιχεία εικόνας (pixel). Το κάθε pixel είναι τετράγωνο και μπορεί να πάρει διαφορετική τιμή (αριθμός CT) και κατά συνέπεια διαφορετική απόχρωση του γκρι και αναπαριστά μια μικρή τρισδιάστατη μάζα υλικού (voxel).

Ο συνολικός αριθμός των pixel που συμμετέχουν στον σχηματισμό της εικόνας καθορίζουν το μέγεθος της μήτρας. Σήμερα οι υπολογιστικοί τομογράφοι διαθέτουν μήτρες 256 X 256, 320 X 320, 512 X 512, 1024 X 1024 pixels. Στην πραγματικότητα υπάρχουν δύο μήτρες: α) η μήτρα ανακατασκευής (reconstruction matrix) στην οποία αναγράφονται οι συντελεστές εξασθένησης του κάθε voxel, β) η μήτρα παρουσίας της εικόνας (display matrix) η οποία έχει σχέση με την παρουσίαση της εικόνας. Όταν αυξηθεί το μέγεθος της μήτρας ανακατασκευής σημαίνει ότι αυξάνονται τα pixel τα οποία συμμετέχουν στο σχηματισμό της εικόνας δηλαδή μικραίνουν οι δύο διαστάσεις του pixel (μικραίνει το εμβαδόν του pixel) με αποτέλεσμα να επιτυγχάνεται καλύτερη αναπαράσταση της τομής του εξεταζόμενου (βελτιώνεται η χωρική διακριτική ικανότητα). Η μήτρα παρουσίας συνήθως είναι μεγαλύτερη από την μήτρα ανακατασκευής (αν η πρώτη είναι 512 X 512 η δεύτερη είναι 1024 X 1024). Δηλαδή το κάθε pixel πριν παρουσιαστεί, υποδιαιρείται σε τέσσερα ίσα στοιχεία. Είναι σαφές ότι η χωρική διακριτική ικανότητα, για μία δεδομένη εικόνα, δεν μπορεί να είναι καλύτερη από αυτό που προκαθορίζει το μέγεθος του pixel της μήτρας παρουσίας. Η μήτρα παρουσίας βοηθάει έτσι ώστε να είναι δυνατή η διάκριση δύο γειτονικών σημειακών αντικειμένων, θα πρέπει ανάμεσα στις δύο απεικονίσεις τους (στη μήτρα παρουσίας), να παρεμβάλλεται τουλάχιστον ένα pixel. Διαφορετικά τα δύο αντικείμενα δεν θα διαχωρίζονται (θα απεικονίζονται ενωμένα). Είναι επίσης σαφές ότι όσο αυξάνεται το μέγεθος της μήτρας βελτιώνεται η Χ.Δ.Ι αλλά ταυτόχρονα αυξάνεται και ο θόρυβος της εικόνας επειδή λιγότεροι φορείς πληροφορίας θα συμμετέχουν στον σχηματισμό της εικόνας. Μεγάλο πεδίο απεικόνισης χρησιμοποιείται σε εύσωμους εξεταζόμενους και μεγάλη μήτρα ή μικρό πεδίο απεικόνισης για την ανάδειξη μικρών δομών (έσω ους, επινεφρίδια, κ.λ.π.). Μεγάλες μήτρες απεικόνισης και ανακατασκευής αυξάνουν τον θόρυβο στην εικόνα και απαιτούν περισσότερα ακτινολογικά στοιχεία (mAs, kVp). Σε κάποιες περιπτώσεις (εξέταση εγκεφάλου) θα πρέπει να χρησιμοποιούμε μικρότερες μήτρες επειδή έχουμε πολλά ακτινολογικά στοιχεία προκειμένου να μειωθεί ο θόρυβος και να αυξηθεί η αντίθεση.

Πάχος τομής (Slice thickness), Κατανομή τομής (Section profile)

Όπως προαναφέρθηκε, το pixel έχει δύο διαστάσεις (χ, ψ) οι οποίες αλλάζουν από το μέγεθος της μήτρας και το οπτικό πεδίο ανασύνθεσης. Το κάθε pixel αναπαριστά ένα voxel που έχει τρεις διαστάσεις (χ, ψ, ζ). Οι δύο πρώτες (χ, ψ) είναι ίδιες. Η τρίτη διάσταση η ζ στους συμβατικούς και σε Υ.Τ. ελικοειδούς σάρωσης είναι πολύ μεγαλύτερη κατά δέκα (10) έως και είκοσι (20) φορές. Άρα το voxel δεν έχει σχήμα κύβου αλλά σχήμα παραλληλόγραμμο και μάλιστα μοιάζει με ένα σπιρτόξυλο. Αυτή όμως η ανισοροπία μπορεί να ελαττωθεί μειώνοντας το πάχος τομής (το μήκος του ζ άξονα).

Το πάχος τομής στην συμβατική Υ.Τ. εξαρτάται από το άνοιγμα των διαφραγμάτων. Το αποτέλεσμα της λαμβανόμενης τομής μπορεί να περιγραφεί με την κατανομή ευαισθησίας τομής (Section sensitivity profile – SSP) ή κατανομή τομής (slice

profile) το οποίο δείχνει κατά πόσο ένα σημείο του αντικειμένου συμβάλει στην εικόνα, σαν λειτουργία (αποτέλεσμα) της απόστασης από το κέντρο της τομής. Η ιδεατή κατανομή της τομής έχει σχήμα ορθογώνιο, το πλάτος του οποίου είναι το επιθυμητό (επιλεγμένο) πάχος τομής και έτσι όλα τα σημεία έξω από την τομή δεν συμβάλουν στις μετρήσεις εξασθένησης, ενώ τα σημεία μέσα στο επιλεγμένο πάχος τομής συμμετέχουν ομοιόμορφα στον σχηματισμό των CT αριθμών της μήτρας. Η πραγματική κατανομή τομής έχει περιφερειακά αιχμές (άκρες), δηλαδή η κατανομή δεν είναι ορθογώνια αλλά έχει σχήμα τριγωνικό, που σημαίνει ότι, παρακείμενες δομές συμβάλουν ελάχιστα στον σχηματισμό της εικόνας. Ενώ η κατανομή σε ένα φαρδύ πάχος τομής (7-10 mm) μοιάζει περισσότερο με ορθογώνιο σχήμα, η κατανομή λεπτότερου πάχους τομής μοιάζει περισσότερο με σχήμα καμπάνας (κάπως τριγωνικό). Δηλαδή όσο μειώνεται το πάχος τομής τόσο λεπταίνει η κορυφή της κατανομής (ουρά). Στην κλινική πράξη η αυξανόμενη λεπτότητα της κατανομής της τομής, που σχετίζεται με την μείωση του επιλεγμένου πάχους τομής, δεν σημαίνει υποβάθμιση της εικόνας, απεναντίας, είναι πολύ σημαντικό επειδή βελτιώνει την χωρική διακριτική ικανότητα στον άξονα Z. Επίσης μείωση του πάχους τομής σημαίνει περιορισμός του φαινομένου «μερικού όγκου» (ίδη ενότητα φαινόμενο μερικού όγκου) και αύξηση του θορύβου.

Σε ελικοειδείς τομογράφους ο θόρυβος της εικόνας και η δόση στον εξεταζόμενο αυξάνει περισσότερο σε σχέση με τους συμβατικούς τομογράφους, όταν επιλεγεί λεπτότερο πάχος διαφραγμάτων. Στους ελικοειδείς τομογράφους με δεκαέξι σειρές ανιχνευτών αυτή η αύξηση είναι μικρότερη. Βέβαια η συμπεριφορά του θορύβου είναι άμεσα συνδεδεμένη και με τον παράγοντα mAs. Δηλαδή όταν μειώνεται το πάχος διαφραγμάτων (SC) με έναν παράγοντα τέσσερα (4), για να αντισταθμιστεί ο θόρυβος θα πρέπει να αυξηθούν τα mAs με τον ίδιο παράγοντα. Επίσης οι κατασκευαστές προσπαθούν να εξασφαλίσουν, να δέχονται όλοι οι ανιχνευτές την ίδια δόση.

Πραγματικό πάχος τομής (Effective Slice thickness)

Όπως είναι γνωστό η δέσμη των ακτίνων X είναι αποκλίνουσα με αποτέλεσμα την μεγέθυνση του σημείου απεικόνισης. Είναι αυτονόητο ότι η κατανομή έντασης της ακτινοβολίας περιέχει ένα ποσοστό σφάλματος με αποτέλεσμα να είναι μεγαλύτερη στο κέντρο της τομής και μικρότερη στην περιφέρεια. Η καμπύλη της οπτικής πυκνότητας εκφράζει την «συνάρτηση σημειακής διασποράς» (Point spread function- LSF).

Το εύρος της κατανομής ευαισθησίας τομής (SSP) είναι συνήθως ποσοτικοποιημένο με μέτρηση του εύρους της καμπύλης στο μισό (50%) της μέγιστης τιμής και ονομάζεται «εύρος της καμπύλης στο μέσο της μέγιστης τιμής» (Full width at half maximum – FWHM). Αυτή η τιμή είναι επίσης γνωστή σαν πραγματικό πάχος τομής ή εύρος τομής και είναι ίσο προς το άνοιγμα των διαφραγμάτων στην συμβατική Υ.Τ. Πρέπει να σημειωθεί ότι στην ελικοειδή και πολλαπλών τομών Υ.Τ. δεν είναι ίσο επειδή επηρεάζεται και από άλλες παραμέτρους. Η τιμή του ολικού εύρους στο μισό του μέγιστου είναι ο πλέον κοινά αποδεκτός δείκτης χωρικής διακριτικής ικανότητας στον άξονα Z.

Μία πολύ αυστηρή μέτρηση του εύρους της κατανομής τομής είναι το «ολικό εύρος στο 1/10 του μέγιστου» (Full width at tenth area - FWTA). Η τιμή FWTA θεωρείται πιο αυστηρή σε σύγκριση με την FWHM επειδή περισσότερα σημεία (το 90%) συμμετέχουν στην μέτρηση ενώ το 10% των σημείων δεν λαμβάνονται υπόψη.

Αυτή η μέτρηση δείχνει ότι τα αντικείμενα τα οποία βρίσκονται εκτός του πάχους τομής συμμετέχουν μόνο στο 10% των αριθμών CT.

Ενώ το εύρος της κατανομής του πάχους τομής σε ένα συμβατικό Υ.Τ. είναι ίδιο προς το εύρος (άνοιγμα) των διαφραγμάτων, στην Υ.Τ. ελικοειδούς σάρωσης η κατανομή του πάχους τομής ορίζεται από το πραγματικό πάχος τομής (Effective slice thickness) ή το εύρος τομής (Section width). Το πραγματικό πάχος τομής εξαρτάται από εύρος των διαφραγμάτων και από άλλους παράγοντες οι οποίοι περιλαμβάνουν τον παράγοντα βήμα (μετακίνηση) τράπεζας και τον αλγόριθμο παρεμβολής.

Το εύρος τομής όπως δίνεται από το FWHM, είναι ίδιο με το άνοιγμα των διαφραγμάτων αν χρησιμοποιηθεί γραμμικός αλγόριθμος παρεμβολής 180° και pitch ίσο με ένα, δηλ. μετακίνηση τράπεζας ανά περιστροφή ίση με το πάχος τομής. Το εύρος τομής διευρύνεται περίπου στο 28% όταν χρησιμοποιηθεί γραμμικός αλγόριθμος παρεμβολής 360° και pitch ένα, ενώ ίδια διεύρυνση του εύρους τομής πετυχαίνεται αν χρησιμοποιηθεί pitch δύο και αλγόριθμος παρεμβολής 180° . Ο γραμμικός αλγόριθμος παρεμβολής 180° θα πρέπει να χρησιμοποιείται με υψηλούς παράγοντες pitch επειδή αυξάνει πολύ τον θόρυβο στην εικόνα σε σχέση με τον γραμμικό αλγόριθμο παρεμβολής 360° και ο τελευταίος με χαμηλούς παράγοντες pitch. Επίσης υψηλοί παράγοντες pitch (πάνω από 2) αυξάνουν τα τεχνικά σφάλματα ανεπαρκούς δειγματοληψίας. Το παραπάνω τεχνικό σφάλμα είναι εντονότερο όταν οι γειτνιάζουσες περιοχές έχουν μεγάλες διαφορές στους συντελεστές εξασθένησης τους και εμφανίζεται στο ενδιάμεσο διάστημα των δύο διαφορετικών ιστών.

Επίσης ο γραμμικός αλγόριθμος παρεμβολής 180° μειώνει τα σφάλματα κίνησης στις εξετάσεις θώρακος και κοιλίας.

Φαινόμενο μερικού όγκου (partial volume effect)

Η επιλογή του πάχους τομής σε μία εξέταση εξαρτάται κατά κύρια από το μήκος της εξεταζόμενης περιοχής και από την απαιτούμενη ευκρίνεια στον άξονα Z. Πριν όμως αναλυθεί πώς επιλέγεται το πάχος τομής σε μία εξεταζόμενη περιοχή, είναι σκόπιμο να αναλυθεί το φαινόμενο μερικού όγκου, επειδή παίζει και αυτό καθοριστικό ρόλο για την επιλογή του πάχους τομής. Ο αριθμός CT από ένα pixel καθορίζεται από τον συντελεστή εξασθένησης των ακτίνων X στο αντίστοιχο voxel. Αν στο ίδιο voxel υπάρχουν διαφορετικοί ιστοί, κατά συνέπεια έχουν διαφορετικό συντελεστή εξασθένησης π.χ. αγγεία και πνευμονικός ιστός σε εγκάρσια τομή στον θώρακα, ο τελικός αριθμός CT θα ανταποκρίνεται στον μέσο όρο των δύο ή περισσότερων συντελεστών εξασθένησης των διαφορετικών ιστών που πιθανόν υπάρχουν στο ίδιο voxel.

$$CT = v_1 \times CT_1 + v_2 \times CT_2 + \dots,$$

όπου v_1 είναι το ποσοστό συμμετοχής των όγκων των διαφορετικών ιστών μέσα στο ίδιο pixel. Το συνολικό άθροισμα αυτών είναι ίσο με το 1.

Δίνεται μεγαλύτερη σημασία στην Z διάσταση του voxel από την X και Y διάσταση, επειδή η Z διάσταση είναι πολύ μεγαλύτερη και η συμμετοχή της στο φαινόμενο μερικού όγκου είναι πολύ μεγαλύτερη [2].

Πάχος τομής την συμβατική και στην ελικοειδή υπολογιστική τομογραφία

Ένας μεγάλος αριθμός από ανατομικές δομές (τμήματα της αορτής, θωρακικό τοίχωμα, όρια ήπατος) βρίσκονται παράλληλα στον κατά μήκος άξονα του σώματος. Στην Υ.Τ. συνήθως παράγονται εικόνες σε εγκάρσιο επίπεδο. Εγκάρσιο επίπεδο σημαίνει ότι η δέσμη των ακτίνων X είναι κάθετη προς τα όργανα τα οποία παρουσιάζουν διαγνωστικό ενδιαφέρον. Όσο πιο κάθετη κλίση εφαρμοσθεί τόσο ελαχιστοποιείται το φαινόμενο μερικού όγκου. Για τον λόγο αυτόν στις περισσότερες εξετάσεις στην συμβατική Υ.Τ. (όταν εξετάζονται μεγάλα όργανα με κάθετη δέσμη)

δεν είναι αναγκαίο η σάρωση να γίνεται με λεπτό πάχος τομής και χρησιμοποιείται εύρος τομής από 7–10 mm. Το φαινόμενο μερικού όγκου είναι ιδιαίτερα συχνό όταν σαρώνονται (ακτινοβολούνται) σε λοξό ή παράλληλο επίπεδο τα όργανα (το διάφραγμα, οι κορυφές των πνευμόνων, οι πόλοι των νεφρών) και όταν να απεικονίζονται μικρά σε μέγεθος όργανα (επινεφρίδια, μικρά αγγεία κ.λ.π.). Σε αυτές τις περιπτώσεις ένα εύρος διαφραγμάτων 3-5 mm είναι κατάλληλο για την εξέταση οργάνων τα οποία βρίσκονται παράλληλα με το πλάνο εξέτασης (π.χ πάγκρεας) ή την εκτίμηση μικρών οργάνων όπως τα επινεφρίδια. Λεπτό πάχος τομής 1-2 mm χρησιμοποιείται στους πνεύμονες για να διαγνωσθούν βλάβες διάμεσου πνευμονικού παρεγχύματος.

Σε Υ.Τ. πολλαπλών τομών το λεπτό εύρος διαφραγμάτων έχει καθιερωθεί και σε πολλές περιπτώσεις οι τρεις διαστάσεις του voxel είναι περίπου ίδιες, με αποτέλεσμα να βελτιώνεται πολύ η ποιότητα της εικόνας.

Στην ελικοειδή Υ.Τ. η τομή διαφραγμάτων Section collimation–SC) είναι διαφορετική από το πάχος τομής επειδή η κατανομή της τομής εξαρτάται και από τον παράγοντα pitch.

Παράγοντες έκθεσης

Όπως είναι γνωστό, και από την συμβατική ακτινολογία για να λειτουργήσει μία λυχνία ακτίνων X απαιτείται ηλεκτρική ενέργεια. Η ενέργεια αυτή καταναλώνεται για την θέρμανση του νήματος η οποία απελευθερώνει ηλεκτρόνια (θερμιονική εκπομπή) και για την παραγωγή της υψηλής τάσης που τα επιταχύνει.

Αυξομειώνοντας την διαφορά δυναμικού μεταξύ της ανόδου και της καθόδου δηλ. την υψηλή τάση που επιταχύνει τα ηλεκτρόνια (το KVp) μεταβάλλεται η διεισδυτικότητα των ακτίνων X και φυσικά η ενέργεια της ακτινοβολίας. Μείωση του KVp σημαίνει ότι το μεγαλύτερο μέρος των φωτονίων θα απορροφηθεί στο εξωτερικό στρώμα του υποδόριου κυτταρολιπώδους ιστού του εξεταζόμενου και λιγότερη δόση στον ασθενή (ο βαθμονομημένος δείκτης στην Υ.Τ CTDI vol για ίδια mAs είναι μικρότερος με έναν παράγοντα 3 έως 4 με μείωση του KVp από 140 στο 90). Ο θόρυβος της εικόνας είναι αυξημένος όπως επίσης και συντελεστής εξασθένησης σε όργανα με υψηλό ατομικό αριθμό, όπως οστά, ιωδιούχο σκιαγραφικό.

Το κύκλωμα θέρμανσης του νήματος, για την θερμιονική εκπομπή ηλεκτρονίων σε όλες τις λυχνίες μεταβάλλεται αυξομειώνοντας τον παράγοντα mAs. Ο παράγοντας mAs είναι το γινόμενο mA (ρεύμα της λυχνίας) με το χρόνο ακτινοβολίας της λυχνίας (scan time). Για λυχνίες σταθερού δυναμικού και φιλτραρισμένης δέσμης, το ρεύμα (mA) είναι ανάλογο με την δόση στον ασθενή και το ρεύμα στον ανιχνευτή (σήμα). Αύξηση δηλαδή του mA σημαίνει ότι περισσότερα ηλεκτρόνια προσπίπτουν στην κάθοδο και περισσότερα φωτόνια (φορείς πληροφορίας) παράγονται, με αποτέλεσμα να μειώνεται ο κβαντικός θόρυβος και να αυξάνεται η δόση στον ασθενή.

Το ίδιο ισχύει και για τον χρόνο ακτινοβολίας. Όταν επιζητείται υψηλής ποιότητας εικόνα επιλέγεται μεγάλος χρόνος ακτινοβολίας προκειμένου να παραχθεί μεγαλύτερος αριθμός φωτονίων. Επίσης επηρεάζει και τον αριθμό των προβολών που συμμετέχει στον σχηματισμό της εικόνας επειδή αλλάζει το τόξο ακτινοβολίας της λυχνίας. Σε μικρούς χρόνους ακτινοβολίας το τόξο που ακτινοβολεί η λυχνία είναι μικρότερο από 360° ενώ σε μεγαλύτερους χρόνους είναι μεγαλύτερο (360°).

Βέβαια μεγάλος χρόνος εξέτασης δεν μπορεί να χρησιμοποιηθεί όταν εξετάζονται κινούμενα όργανα (καρδιά, μεγάλα αγγεία, διάφραγμα, έντερο) ή όργανα τα οποία επηρεάζονται από τις κινήσεις των παραπάνω οργάνων και σε εξετάσεις με ενδοφλέβια έγχυση σκιαγραφικού όταν πρέπει να σαρωθεί γρήγορα η εξεταζόμενη περιοχή. Εκτός της μείωσης της ασάφειας που επιτυγχάνεται χρησιμοποιώντας μικρό χρόνο ακτινοβολήσης μπορούν να αποφευχθούν και τεχνικά σφάλματα. Τα εν λόγω τεχνικά σφάλματα γνωστά έως streak artifacts είναι πιο έντονα σε εξετάσεις θώρακος με ενδοφλέβια έγχυση κυρίως λόγω της καρδιακής κίνησης και του πυκνού σκιαγραφικού που περιέχει η άνω κοίλη φλέβα.

Μόνο σε υπολογιστικούς τομογράφους πολλαπλών τομών ο θόρυβος της εικόνας μεταβάλλεται με τον παράγοντα pitch όταν το mAs είναι σταθερό. Η δόση στον ασθενή, ωστόσο είναι ανάλογη προς το ενεργό mAs (effective mAs). Περισσότερα μέτρα προς μείωση της δόσης του ασθενή, είναι συνήθως συνδυασμένα με την μείωση του ενεργού mAs (effective mAs).

Όσο το mAs ανά περιστροφή μειώνεται ο θόρυβος της εικόνας αυξάνει. Το παραπάνω αποτέλεσμα (η αύξηση του θορύβου) μειώνει σε μεγάλο βαθμό την αντιθετική διακριτική ικανότητα της εικόνας, όμως δεν επηρεάζει την χωρική διακριτική ικανότητα όταν η αντίθεση των μικρών δομών υπερβαίνει το επίπεδο του θορύβου κατά έναν παράγοντα 2 έως 3. Υπερβολική μείωση του παράγοντα mAs, ειδικότερα σε παχύσαρκους εξεταζόμενους και σε συνδυασμό με λεπτό εύρος διαφραγμάτων, μειώνει την δόση στους ανιχνευτές, ο ηλεκτρονικός θόρυβος κυριαρχεί και η εικόνα είναι υποβαθμισμένη. Αν το πάχος ανασύνθεσης τομών είναι πιο παχύ ή χρησιμοποιείται ένας πιο λείος αλγόριθμος ανακατασκευής μειώνεται σημαντικά ο θόρυβος. Οι παραπάνω αλλαγές μειώνουν και την χωρική διακριτική ικανότητα της εικόνας, γι' αυτό υπερβολική μείωση του παράγοντα mAs θα πρέπει να αποφεύγεται εκτός από ειδικές περιπτώσεις, π.χ. πρωτόκολλα χαμηλής δόσης [12].

Βήμα (μετακίνηση) τράπεζας, (Table feed) Παράγοντας (δείκτης) μετακίνησης τράπεζας (Table Index)

Στην συμβατική Υ.Τ. το εξεταζόμενο όργανο (περιοχή εξέτασης) ακτινοβολείται τομή προς τομή. Αυτό επιτυγχάνεται με μετακίνηση της εξεταστικής τράπεζας αμέσως μετά την ακτινοβολήση της τομής έτσι ώστε να μπορεί να σαρωθεί (ακτινοβοληθεί) η επόμενη τομή (σημειωτέον, ότι όταν η τράπεζα μετακινείται η λυχνία δεν ακτινοβολεί στους συμβατικούς Υ.Τ.).

Στην ελικοειδή Υ.Τ. η μετακίνηση της εξεταστικής τράπεζας ανά περιστροφή (table feed per rotation) η οποία ονομάζεται και προσαύξηση εξεταστικής τράπεζας, μπορεί να επιλεγεί ανεξάρτητα από το εύρος των διαφραγμάτων στην Υ.Τ. ελικοειδούς σάρωσης. Ο παράγοντας pitch καθορίζεται από την αναλογία του βήματος της εξεταστικής τράπεζας ανά περιστροφή προς την τομή των διαφραγμάτων.

$$\text{Pitch} = \text{TF} / \text{N} \times \text{SC}$$

όπου TF είναι το βήμα της τράπεζας, N είναι ο αριθμός περιστροφών της λυχνίας και SC το εύρος των διαφραγμάτων.

Σε μία σάρωση, αν επιλεγεί παράγοντας pitch μικρότερος από ένα, τότε η ακτινοβολήση είναι επικαλυπτόμενη και το ίδιο ισχύει για τις παραγόμενες εικόνες. Μία τέτοια σάρωση αυξάνει πολύ την δόση προς τον εξεταζόμενο. Η τεχνική των επικαλυπτόμενων δομών εφαρμόζεται για να βελτιώσει την ποιότητα της εικόνας όταν τρισδιάστατες εικόνες πρέπει να παραχθούν. Όμως οι ελάχιστες ενδείξεις και μικρή βελτίωση της ποιότητας της εικόνας δεν μπορεί να αντισταθμιστεί με την

αύξηση της δόσης, παρά μόνο σε ελάχιστες περιπτώσεις. Επιπλέον δεν υπάρχουν ενδείξεις ότι μειώνεται ο θόρυβος στην εικόνα.

Αν ο παράγοντας pitch είναι μεγαλύτερος από δύο θα προκύψουν τεχνικά σφάλματα ανεπαρκούς δειγματοληψίας. Το παραπάνω τεχνικό σφάλμα είναι εντονότερο όταν οι γειτνιάζουσες περιοχές έχουν μεγάλες διαφορές στους συντελεστές εξασθένησης τους και εμφανίζεται στο ενδιάμεσο διάστημα των δύο διαφορετικών ιστών. Σε πολυτραυματίες μπορεί να εφαρμοστεί ένα πρωτόκολλο με pitch > 2 επειδή προτεραιότητα πρέπει να δοθεί στην γρήγορη εκτίμηση μιας μεγάλης περιοχής παρά στην εικόνα υψηλής ποιότητας. Όμως ένας γενικός κανόνας που πρέπει να εφαρμόζεται συμβουλεύει να αποφεύγεται pitch μεγαλύτερο από δύο. Μία εξαίρεση αποτελούν πρωτόκολλα τα οποία χρησιμοποιούν λεπτό εύρος διαφραγμάτων, όπου ακόμα και στην συμβατική Υ.Τ. η κατανομή τους έχει το σχήμα της καμπάνας (λεπτή κορυφή και μεγάλη Χ.Δ.Ι).

Το εύρος τομής καθορίζει τον θόρυβο της εικόνας με τον ίδιο τρόπο όπως το πάχος των διαφραγμάτων. Είναι προφανές ότι το εύρος τομής, εξαρτάται άμεσα από το πάχος διαφραγμάτων και το pitch σε συμβατικούς τομογράφους ελικοειδούς σάρωσης, όμως αυτό δεν γίνεται ανεξάρτητη παράμετρος σε τομογράφους πολλαπλών τομών.

Όταν οι παράμετροι σάρωσης είναι επιλεγμένοι, για να αποκτήσουμε ιδανική χωρική διακριτική ικανότητα στον άξονα Z (ισοτροπικό voxel, με στενό εύρος διαφραγμάτων και μικρό παράγοντα pitch), ο θόρυβος της εικόνας αυξάνει, λόγω του μικρού πάχους των διαφραγμάτων. Επιλέγοντας, όμως περισσότερα mAs μπορεί να αντισταθμιστεί η αύξηση του θορύβου. Για παράδειγμα η δόση στον ασθενή και ο θόρυβος στην εικόνα με παραμέτρους σάρωσης SC / TF = 5/10 και 200 mAs είναι ακριβώς ίδιος με την δόση στον ασθενή και τον θόρυβο στην εικόνα αν χρησιμοποιήθηκαν παράμετροι σάρωσης SC / TF = 10/10 και 100 mAs, με την διαφορά ότι το εύρος τομής στην πρώτη περίπτωση είναι 6.4 mm και στην δεύτερη 10mm.

Η ευκρίνεια στον άξονα Z μπορεί να βελτιωθεί χωρίς να αυξηθεί η έκθεση (CTDIvol), με μείωση του εύρους των διαφραγμάτων και διατηρώντας το πραγματικό ή ενεργό mAs σταθερό. Έτσι ο θόρυβος της εικόνας θα διατηρηθεί σταθερός.

Το εύρος τομής (SC) στους τομογράφους πολλαπλών τομών ακολουθεί μία περίπλοκη συμπεριφορά στις αλλαγές του παράγοντα pitch και το εύρος του είναι από 100% έως 128% του πάχους διαφραγμάτων. Ο θόρυβος της εικόνας έχει επίσης την ίδια συμπεριφορά. Η δόση στον εξεταζόμενο είναι αρκετά υψηλότερη όταν το εύρος τομής (SW) είναι ίδιο προς το πάχος των διαφραγμάτων (SC) και ουσιαστικά μειωμένη, όταν το εύρος τομής είναι μεγαλύτερο κατά 28% από το πάχος των διαφραγμάτων.

Συμπερασματικά:

- Οι τομογράφοι πολλαπλών τομών δίνουν ευκαιρία από τα ίδια ακατέργαστα δεδομένα (row data) να έχουμε εικόνες με υψηλή η ευκρίνεια στον άξονα Z και με την αναπαραγωγή παχύτερων τομών (από τις ίδιες εικόνες) με την τεχνική των πολυεπίπεδων ανασυνθέσεων (MPR) παράγουμε εικόνες με μειωμένο θόρυβο.
- Η ανασύνθεση παχύτερων τομών από δευτερογενή δεδομένα (row data) που έχουν ληφθεί με λεπτότερη τομή διαφραγμάτων, είναι πιο αποτελεσματική (ευκρινής μείωση θορύβου) όταν τα δευτερογενή δεδομένα δηλαδή οι εγκάρσιες τομές, έχουν παραχθεί με επικάλυψη 50% του εύρους τομής.

- Ο θόρυβος της εικόνας είναι πιο μειωμένος όταν παράγονται εικόνες (MPR) σε στεφανιαίο επίπεδο. Ένα τέτοιο MPR μπορεί να γίνει με λεπτότερο πάχος τομής σε σχέση με πολύεπίπεδες ανασυνθέσεις σε εγκάρσιο ή οβελιαίο επίπεδο [28].

Χρόνος περιστροφής (Rotation time)

Ο χρόνος περιστροφής της ακτινολογικής λυχνίας (διάρκεια μίας περιστροφής) είναι ένα (1) δευτερόλεπτο στα περισσότερα συστήματα αλλά μπορεί να διαφοροποιηθεί από 0.4 –2 seconds εξαρτώμενο από τον τύπο του μηχανήματος.

Όταν χρησιμοποιείται σύντομος χρόνος περιστροφής, μπορεί να καλυφθεί μεγαλύτερο εύρος στον άξονα Z της εξεταζόμενης περιοχής για έναν δεδομένο χρόνο εξέτασης (σάρωσης).

Προκειμένου να επιτευχθεί το ίδιο μήκος σάρωσης με έναν πιο αργό τομογράφο πρέπει να αυξηθεί ο χρόνος περιστροφής. Αυτό είναι εφικτό μόνο όταν η περιοχή εξέτασης δεν επηρεάζεται από αναπνευστικές κινήσεις (συνήθως εξετάσεις εγκεφάλου και μυοσκελετικού συστήματος). Σε όλες τις άλλες περιπτώσεις πρέπει να αυξηθεί το εύρος των διαφραγμάτων. Αντιστρόφως, συστήματα ταχύτερα (με σύντομο χρόνο περιστροφής) εκτελούν εξετάσεις με μικρότερο εύρος διαφραγμάτων.

Σε αρκετούς Υ.Τ. ο αριθμός των διαθέσιμων προβολών που συμμετέχουν στον σχηματισμό της εικόνας είναι μειωμένος όταν χρησιμοποιείται ο ελάχιστος χρόνος περιστροφής. Αυτό οδηγεί σε υποβάθμιση της ποιότητας της εικόνας.

Με μικρούς χρόνους σάρωσης μπορούν να απεικονιστούν αγγεία χωρίς τεχνικά σφάλματα και σε συνδυασμό με καρδιακό σκανδαλισμό να αναδείξουν την καρδιά και τα στεφανιαία αγγεία. Βέβαια μεγάλος χρόνος εξέτασης δεν μπορεί να χρησιμοποιηθεί όταν εξετάζονται κινούμενα όργανα (καρδιά, μεγάλα αγγεία, διάφραγμα, έντερο) ή όργανα τα οποία επηρεάζονται από τις κινήσεις των παραπάνω οργάνων και σε εξετάσεις με ενδοφλέβια έγχυση σκιαγραφικού όταν πρέπει να σαρωθεί γρήγορα η εξεταζόμενη περιοχή. Εκτός της μείωσης της ασάφειας που επιτυγχάνεται χρησιμοποιώντας μικρό χρόνο ακτινοβολήσης μπορούν να αποφευχθούν και τεχνικά σφάλματα. Τα εν λόγω τεχνικά σφάλματα γνωστά έως streak artifacts είναι πιο έντονα σε εξετάσεις θώρακος με ενδοφλέβια έγχυση κυρίως λόγω της καρδιακής κίνησης και του πυκνού σκιαγραφικού που περιέχει η άνω κοίλη φλέβα.

Χρόνος ακτινοβολήσης

Ο μέγιστος χρόνος έκθεσης σε Υ.Τ. ελικοειδούς σάρωσης εξαρτάται από την θερμοχωρητικότητα της λυχνίας παραγωγής ακτίνων X. Σε παλαιότερους τύπους ο χρόνος δεν ξεπερνούσε τα 24 δευτερόλεπτα, ενώ σύγχρονα υπολογιστικά συστήματα διαθέτουν μέγιστο χρόνο έκθεσης μεγαλύτερο από 100 δευτερόλεπτα .

Στην πράξη χρόνος έκθεσης (χρόνος ακτινοβολήσης) πάνω από 35 δευτερόλεπτα εφαρμόζεται μόνο σε ανατομικές περιοχές οι οποίες δεν επηρεάζονται από αναπνευστικές κινήσεις (εγκεφάλου, τραχήλου, πυέλου, άκρων). Στον θώρακα και στην κοιλία οι εξετάσεις απαιτούν συγκράτηση της αναπνοής για να εξασφαλιστεί ιδανική ποιότητα εικόνας (συνολικός χρόνος εξέτασης 35'). Στους πολυτομικούς τομογράφους με δεκαέξι σειρές ανιχνευτών η σάρωση (θώρακα και κοιλίας) δεν ξεπερνά τα 12 δευτερόλεπτα.

Παράμετροι ανασύνθεσης

Αλγόριθμοι ανασύνθεσης

Ο αλγόριθμος ανασύνθεσης, που χρησιμοποιείται για να ανασυντεθεί μια εικόνα από τα ακατέργαστα δεδομένα (raw data) αυτής, καθορίζει την χωρική διακριτική ικανότητα και τον θόρυβο της εικόνας. Η αύξηση του θορύβου μειώνει την αντιθετική διακριτική ικανότητα της εικόνας με αποτέλεσμα την ελάττωση της αντίθεσης ιστών. Το πρόβλημα γίνεται εντονότερο οι συντελεστές εξασθένησης του ιστού έχει πολύ μικρή διαφορά από το περιβάλλον τους. Η υψηλή αντιθετική διακριτική ικανότητα επιτρέπει την ανίχνευση και τον χαρακτηρισμό από τους ιατρούς, βλαβών μέσα σε παρεγχυματικά όργανα (ήπαρ, πάγκρεας, κ.λ.π.) και γενικότερα σε μαλακούς ιστούς (μύες, λίπος). Η υψηλή χωρική διακριτική ικανότητα βοηθάει στην ανίχνευση πολύ μικρών βλαβών και μορφολογικών αλλαγών στους πνεύμονες και στα οστά. Ένας αλγόριθμος υψηλής χωρικής διακριτικής ικανότητας (HR kernel, sharp kernel) βελτιώνει πολύ την χωρική διακριτική ικανότητα της εικόνας, αλλά αυξάνει πολύ το θόρυβο με αποτέλεσμα να μειώνεται η αντιθετική διακριτική ικανότητα.

Μία περιοχή εξέτασης περιέχει πολλά όργανα και ανάλογα με το διαγνωστικό ενδιαφέρον εφαρμόζεται και ο κατάλληλος αλγόριθμος. Όταν δεν υπάρχουν ειδικές κλινικές ενδείξεις, εφαρμόζεται ένας γενικός αλγόριθμος. Αν αποθηκευθούν τα raw data είναι δυνατόν σε δεύτερο χρόνο να πραγματοποιηθεί εκ νέου ανασύνθεση με άλλους αλγορίθμους. Οι τιμές HU μεταβάλλονται με την αλλαγή των αλγορίθμων ανακατασκευής και προσεγγίζουν περισσότερο την πραγματική τιμή όταν η εικόνα έχει ανακατασκευαστεί με αλγόριθμο ρουτίνας (κανονικό- normal).

Οι αλγόριθμοι ανακατασκευής υψηλής ευκρίνειας λόγω της μεγάλης συχνότητας δειγματοληψίας που χρησιμοποιούν και το γεγονός ότι συνήθως συνδυάζονται με λεπτό πάχος τομής εκτός του υψηλού θορύβου που προσθέτουν στην εικόνα παράγουν και τεχνικά σφάλματα. Για την εξάλειψη τεχνικών σφαλμάτων και του θορύβου θα πρέπει να αυξηθούν οι παράμετροι mAS και kVp.

Αλγόριθμοι παρεμβολής (Interpolation algorithm) και κατανομή της τομής (Section profile)

Η κίνηση της εξεταστικής τράπεζας κατά την διάρκεια της ακτινοβολήσης θα προκαλούσε σφάλματα κίνησης αν τα λαμβανόμενα ακατέργαστα δεδομένα από μία περιστροφή 360° χρησιμοποιούνταν κατευθείαν (άμεσα) για την ανακατασκευή εικόνας. Αυτό συμβαίνει επειδή η πρώτη και η τελευταία προβολή της περιστροφής των 360° περιέχει δείγμα διαφορετικών δεδομένων (λόγω της κίνησης του τραπέζιου κατά την διάρκεια της περιστροφής). Για να αποφευχθεί αυτό το σφάλμα είναι απαραίτητη μία παρεμβολή στις ακατέργαστες πληροφορίες πριν ανακατασκευαστούν οι εικόνες. Οι περισσότεροι κατασκευαστές χρησιμοποιούν αλγόριθμους γραμμικής παρεμβολής (linear interpolation – LI). Αυτοί υπολογίζουν την τιμή εξασθένησης ενός σημείου, χρησιμοποιώντας δεδομένα από δύο γειτονικά σημεία τα οποία βρίσκονται εκατέρωθεν από αυτό.

Η απλούστερη γραμμική παρεμβολή της προβολής δεδομένων ονομάζεται 360° LI. Σε κάθε γωνιακή θέση της περιστροφής των 360° αυτή παρεμβαίνει ανάμεσα σε δύο προβολές οι οποίες είναι πλησιέστερες στην επιλεγόμενη θέση κατά μήκος του επιμήκη άξονα. Αυτή η παρεμβολή από δεδομένα 2 x 360° οδηγεί σε μία πλήρη σειρά (360°) προβολών στην επιλεγόμενη θέση στον άξονα Z.

Ένας άλλος αλγόριθμος γνωστός σαν γραμμικός αλγόριθμος παρεμβολής 180° υπολογίζει μία δεύτερη εικονική ελίκωση για τις εξασθενημένες τιμές κατά μήκος

των ακτίνων X από τους ανιχνευτές προς την λυχνία και η παρεμβολή γίνεται στις προβολές των αντίστοιχων κλίσεων ανάμεσα στις πραγματικές και στις εικονικές ελικώσεις. Η κατανομή της τομής με την εφαρμογή του γραμμικού αλγόριθμου παρεμβολής 180° είναι στενότερη. Επίσης, επειδή χρησιμοποιεί μισά δεδομένα σε σύγκριση με τον αλγόριθμο παρεμβολής 360° οι εικόνες έχουν περισσότερο θόρυβο όμως η δόση που δέχεται ο ασθενής είναι μισή και μειώνει τα σφάλματα κίνησης στις εξετάσεις θώρακος και κοιλίας.

Πιο σύγχρονοι αλγόριθμοι δεν χρησιμοποιούν δύο γειτονικά σημεία (πραγματικό και εικονικό), αλλά εφαρμόζουν περίπλοκους τρόπους παρεμβολής. Ένας τέτοιος αλγόριθμος είναι ο Z-Filter, ο οποίος λειτουργεί καθορίζοντας πόσο πολύ κάθε προβολή συμμετέχει στην τελική εικόνα. Ο παραπάνω αλγόριθμος είναι ιδανικός για να αποκτηθεί μία ιδανική ορθογώνια κατανομή της τομής με κόστος την αύξηση του θορύβου, ή να μειώσει τον θόρυβο (και την απαιτούμενη δόση) αποκτώντας στενότερη κατανομή της τομής. Δηλαδή ιδανικές εικόνες υψηλής ευκρίνειας, αντίθεσης και ικανοποιητικής απόδοσης σε μεγάλες τιμές του Pitch.

Στους σύγχρονους τομογράφους πολλαπλών τομών χρησιμοποιούμε προσαρμοστικό Z – φίλτρο παρεμβολής, επειδή μειώνει τον θόρυβο στην εικόνα.

Διάστημα ανακατασκευής (Reconstruction interval)

Ένα από τα κυριότερα πλεονεκτήματα της ελικοειδούς σάρωσης είναι η συνεχόμενη λήψη πληροφοριών, με αποτέλεσμα η απόκτηση των δεδομένων να αντιπροσωπεύει μία ή περισσότερες εξεταστικές περιοχές (θώρακος, κοιλιά). Αυτό μας δίνει την δυνατότητα να ανακατασκευάσουμε εικόνες σε άλλα επιθυμητά επίπεδα (διαφορετικά από το επίπεδο σάρωσης) μέσα στο όγκο σάρωσης. Ο παραπάνω παράγοντας καθορίζει το διάστημα των ανακατασκευαζόμενων εικόνων και είναι ανεξάρτητος από το εύρος τομής. Στην πράξη το διάστημα ανακατασκευής εκφράζει τον βαθμό επικάλυψης των παραγόμενων εικόνων. Για την ανίχνευση μικρών δομών (πνευμονικούς όζους), είναι πολύ σημαντικό να επιλέγεται διάστημα ανακατασκευής έτσι ώστε οι εικόνες να επικαλύπτονται τουλάχιστον κατά 30%. Όταν επιζητείται ένα ιδανικό MPR (εικόνες σε πολλαπλά επίπεδα) ή τρισδιάστατες ανασυνθέσεις (3D) το διάστημα ανακατασκευής δεν πρέπει να υπερβαίνει το μισό του εύρους τομής.

Η επικαλυπτόμενη ανακατασκευή είναι ένα μεγάλο πλεονέκτημα στην Υ.Τ. ελικοειδούς σάρωσης και πρέπει να εφαρμόζεται ανεπιφύλακτα επειδή περιορίζει το φαινόμενο μερικού όγκου και απεικονίζει με μεγαλύτερη ευκρίνεια μικρές δομές παράγοντας ιδανικές ανασυνθέσεις (MPR, 3D) με μειωμένα ραβδωτά τεχνικά σφάλματα.

Παράθυρα (windows)

Στην κλασσική ακτινολογία η αντίθεση της εικόνας και το εύρος των απεικονιζόμενων ιστών εκτός από τους παράγοντες ακτινοβολίας εξαρτώνται και από την κλίση αντίθεσης του φιλμ (καμπύλη H-D)*. Βέβαια καμία προσπάθεια δεν μπορεί να αποδώσει, όταν και η διαδικασία στερέωσης ολοκληρωθεί. Σε αντίθεση στην ψηφιακή απεικόνιση είναι δυνατό εύκολα να μεταβληθεί η αντίθεση των ιστών και το εύρος των απεικονιζόμενων ιστών.

**Βέβαια και άλλοι παράγοντες επηρεάζουν την αντίθεση και το εύρος των ιστών αλλά αναφέρεται η καμπύλη του H-D του φιλμ επειδή συσχετίζεται περισσότερο με τις τεχνικές παραθύρου.*

Στις ψηφιακές ιατρικές εικόνες το εύρος των αριθμών της μήτρας εικόνας είναι (επίπεδα κβαντισμού) πολύ μεγάλο (περίπου 6000 τιμές).

Το ανθρώπινο μάτι μπορεί να διακρίνει μόνο ένα περιορισμένο αριθμό διαβαθμίσεων της σκάλας του γκρι. Παλαιότερες μελέτες μιλούν για δέκα έξι διαβαθμίσεις ενώ πρόσφατες αναφέρουν ότι ανάλογα από την κατάσταση όρασης μπορεί να διακριθούν 40 έως και 100 διαβαθμίσεις. Επίσης και για οικονομικούς λόγους οι οθόνες διαθέτουν μόνο δέκα έξι τόνους γκρι (από το άσπρο έως και το μαύρο). Κάθε προσπάθεια να απεικονισθεί όλο το εύρος αριθμών μήτρας με τους διαθέσιμους τόνους γκρι θα είχε σαν αποτέλεσμα την καταστροφή της αντίθεσης, με συνέπεια να μην μπορούν να διακριθούν διαφορές σε δομές οι οποίες έχουν μικρές διαφορές στους αριθμούς CT. Σήμερα είναι διαθέσιμα στην αγορά τυποποιημένα παράθυρα για την ανίχνευση παθολογιών.

Με τις τεχνικές παραθύρου υπάρχει η δυνατότητα, εύκολα να αυξηθεί η αντίθεση της εικόνας. Το παράθυρο καθορίζεται με το εύρος του (width window- WW), το οποίο επηρεάζει την αντίθεση και με το κέντρο του (window level -WL), το οποίο καθορίζει την φωτεινότητα της εικόνας. Στην ουσία με την τεχνική παραθύρων, μόνο ένα μέρος του εύρους των αριθμών απεικονίζεται κάθε φορά με την διαθέσιμη κλίμακα. Μειώνοντας το εύρος του παραθύρου αυξάνεται η αντίθεση της εικόνας, χαμηλώνοντας το εύρος του παραθύρου η εικόνα γίνεται πιο φωτεινή ενώ αυξάνοντας το εύρος η εικόνα παρουσιάζεται περισσότερο σκοτεινή.

Σε εξειδικευμένες εξετάσεις (πνευμονικά αγγεία) για να επιτευχθεί η βέλτιστη αντίθεση θα πρέπει να μετρώνται οι τιμές HU των αγγείων και να ορίζεται εύρος ελαφρώς μεγαλύτερο από την τιμή του προς απεικόνιση ιστού και κέντρο περίπου στο μισό.

Επίσης ιδιαίτερη προσοχή χρειάζεται για την αναγνώριση και απεικόνιση των τεχνικών σφαλμάτων. Για ακτινοδιαγνή τεχνικά σφάλματα χρησιμοποιούμε μεγάλο εύρος και χαμηλό κέντρο, ενώ για ακτινοσκοπερά μεγάλο εύρος και κέντρο. Ιδιαίτερα υψηλό κέντρο (σχεδόν ίσο με την πυκνότητα του αγγείου) απαιτείται όταν απεικονίζονται αγγειογραφίες και υπάρχουν στην εικόνα γραμμικά τεχνικά σφάλματα (streak artifacts).

Χαρακτηριστικά της εικόνας στην Υ. Τομογραφία

Χωρική διακριτική ικανότητα (Χ.Δ.Ι)

Η χωρική διακριτική ικανότητα είναι ένα μέγεθος που εκφράζει την ικανότητα ενός απεικονιστικού συστήματος να απεικονίζει ως ξεχωριστές οντότητες δύο ή περισσότερες δομές, πολύ μικρών διαστάσεων, που βρίσκονται πολύ κοντά η μία στην άλλη. Η ελάχιστη απόσταση που πρέπει να απέχουν δύο τέτοιες δομές ώστε να είναι δυνατή η διάκριση τους ονομάζεται συχνά όριο διακριτικής ικανότητας.

Ο παράγοντας που επηρεάζει περισσότερο την Χ.Δ.Ι της εικόνας είναι το πάχος τομής ή ενεργό άνοιγμα των διαφραγμάτων. Όπως προαναφέρθηκε η διάσταση στον Z άξονα του voxel καθορίζεται από τις διαστάσεις των διαφραγμάτων. Όσο μειώνεται το πάχος τομής αυξάνεται η Χ.Δ.Ι. Επίσης επηρεάζεται από το μέγεθος της μήτρας ανακατασκευής. Αυξάνοντας το μέγεθος της (π.χ. από 320 x 320 σε 512 x 512) περίπου τετραπλασιάζονται τα pixel τα οποία συμμετέχουν στον σχηματισμό της εικόνας. Το μέγεθος της μήτρας στην ουσία τροποποιεί τις άλλες δύο διαστάσεις του pixel. Ένας άλλος παράγοντας ο οποίος επηρεάζει το μέγεθος του pixel είναι το πεδίο απεικόνισης (F.O.V.). Αυτό μετριέται σε εκατοστά και όσο αυξάνεται μειώνεται το μέγεθος του pixel με αποτέλεσμα την ελάττωση της Χ.Δ.Ι.

Άλλοι παράγοντες ακτινοβολήσης που μεταβάλλουν την Χ.Δ.Ι. της εικόνας είναι το kVp (διεισδυτικότητα των ακτίνων X) και το mAs (αριθμός φωτονίων που συμμετέχουν στον σχηματισμό της εικόνας). Αύξηση της διεισδυτικότητας των ακτίνων X και του αριθμός των φωτονίων που συμμετέχουν στον σχηματισμό της εικόνας βελτιώνει την Χ.Δ.Ι.

Από τους παράγοντες ανακατασκευής αυτοί που μεταβάλλουν την Χ.Δ.Ι. είναι ο αλγόριθμος ανακατασκευής και ο αλγόριθμος παρεμβολής ενώ στην ελικοειδή σάρωση και στους τομογράφους πολλαπλών τομών εκτός του αλγόριθμου ανακατασκευής επηρεάζει και ο παράγοντας ανασύνθεσης (βήμα ανακατασκευής) όπως και το pitch (παράγοντας επικάλυψης).

Θόρυβος (noise)

Ως «Θόρυβος» ορίζεται το σύνολο των πληροφοριών που περιέχονται σε μία εικόνα οι οποίες δεν έχουν διαγνωστική αξία. Είναι αυτονόητο, ότι ο θόρυβος είναι ανεπιθύμητος και συχνά υποβαθμίζει την εικόνα με συνέπεια να κρύβει την χρήσιμη πληροφορία. Ο θόρυβος συνήθως είναι πιο επιζήμιος όταν το σήμα είναι ασθενές. Με τον όρο σήμα ορίζεται η διαγνωστική χρήσιμη πληροφορία. Μία φυσική παράμετρος η οποία μετρά την ποιότητα της εικόνας είναι ο «λόγος σήματος προς θόρυβο» (signal to noise ratio – SNR). Αφθονο σήμα ή μείωση του θορύβου παράγουν υψηλής ποιότητας εικόνα.

Υπάρχουν πολλών ειδών μορφές θορύβου. Ο κβαντικός θόρυβος ως ο κυριότερος στην ψηφιακή απεικόνιση αποτελεί ένα πολύ σημαντικό εμπόδιο στο σχηματισμό εικόνας υψηλής ποιότητας. Ο θόρυβος της εικόνας, είναι στατιστικός και το μέγεθος του εξαρτάται από το μέγεθος του σήματος, αλλά προσεγγιστικά μπορεί να θεωρηθεί προσθετικός στο σήμα. Η συμπεριφορά του θορύβου σε κάθε pixel της εικόνας δεν είναι γνωστή, αλλά μία ολική εκτίμηση της συμπεριφοράς του θορύβου στην εικόνα είναι δυνατόν να εκτιμηθεί από την σταθερή απόκλιση (standard deviation – σ)

$$\Sigma = \sqrt{v}$$

$$\text{και } v = 1/N \Sigma (n_1 - n_2)^2$$

Σε αυτή την ενότητα θα εξεταστεί πώς μπορεί να αυξηθεί ο λόγος σήματος προς θόρυβο. Επειδή ο θόρυβος δεν μπορεί να εξαλειφθεί, πρέπει να μειωθεί. Ο θόρυβος της εικόνας μειώνεται αυξάνοντας τα mAs επειδή περισσότεροι φορείς πληροφορίας (φωτόνια) συμμετέχουν στον σχηματισμό της εικόνας. Η διεισδυτικότητα της ακτινοβολίας μειώνει επίσης τον θόρυβο στο κέντρο της εικόνας όπου είναι πάντα αυξημένος.

Στην ελικοειδή Υ.Τ. επιπρόσθετοι παράγοντες επηρεάζουν τον θόρυβο στην εικόνα. Όσο πιο κοντά βρίσκεται η περιοχή της εικόνας στην λυχνία μία ελαφρώς καλύτερη κατανομή επιτυγχάνεται (πιο Sharpness), επειδή η περιοχή αυτή στερείται παρεμβολής. Στην αντίθετη περιοχή της εικόνας παρατηρείται η μέγιστη παρεμβολή του αλγορίθμου με αποτέλεσμα η εικόνα να στερείται οξύτητας (smooth). Νεότεροι αλγόριθμοι παρεμβολής (180⁰ προσαρμοστικοί αλγόριθμοι) μπορούν να διορθώσουν αυτές τις διαφορές.

Συγκρίνοντας έναν γραμμικό αλγόριθμο παρεμβολής 360⁰ με τον αντίστοιχο των 180⁰, ο γραμμικός αλγόριθμος παρεμβολής 360⁰ αποδίδει 28% μεγαλύτερο εύρος κατανομής (λιγότερη χωρική διακριτική ικανότητα στον άξονα Z) και 29% λιγότερο θόρυβο στην εικόνα.

Στην συμβατική Υ.Τ. ο θόρυβος της εικόνας είναι αντιστρόφως ανάλογος από το εύρος των διαφραγμάτων λόγω του ότι μειώνεται η ένταση της ακτινοβολίας που

φτάνει στους ανιχνευτές. Στην Υ.Τ. ελικοειδούς σάρωσης η κατανομή της τομής δεν μεταβάλλεται μόνο από τον αλγόριθμο παρεμβολής αλλά και από την μετακίνηση τράπεζας ή τον παράγοντα pitch. Ένας γενικός κανόνας που ισχύει είναι ότι όσο ο παράγοντας pitch μεγαλώνει τόσο ο θόρυβος στην εικόνα αυξάνει.

Ασάφεια (Blurring)

Με τον όρο ασάφεια ή «θάμπωμα» στην ψηφιακή εικόνα ορίζεται η υποβάθμιση της λεπτομέρειας της εικόνας που είναι κατά κύρια αποτέλεσμα της κρουστικής απόκρισης του απεικονιστικού συστήματος. Η ασάφεια είναι το αντίθετο της οξύτητας. Η οξύτητα της εικόνας, αναφέρεται στην δυνατότητα να διακριθεί η λεπτομέρεια. Μία εικόνα μεγάλης οξύτητας είναι εικόνα υψηλής χωρικής διακριτικής ικανότητας και υπολογίζεται μετρώντας το slice sensitivity profile (SSP) και το point spread function (PSF).

Η ασάφεια κατά κύρια οφείλεται στους παρακάτω παράγοντες: α) στο (ενεργό) μέγεθος της εστίας της λυχνίας (μεγάλη εστία μεγάλη παρασκιά), β) στην κίνηση του εξεταζόμενου, στην κίνηση των οργάνων, γ) στο πάχος τομής, δ) στο πάχος του ασθενή και στο οπτικό πεδίο απεικόνισης, ε) στη μήτρα επεξεργασίας της εικόνας, στ) στα ηλεκτρονικά του συστήματος και στους αλγόριθμους ανακατασκευής και ανασύνθεσης. Στην Υ.Τ. μεγάλη ασάφεια παρατηρείται όταν δεν σαρώνονται κάθετα οι ιστοί που επιζητείται να απεικονιστούν.

Για να βελτιωθεί η ασάφεια της εικόνας, τις περισσότερες φορές, αρκεί να βελτιωθεί η χωρική διακριτική ικανότητα αυτής. Επίσης η συγκράτηση αναπνοής σε εξετάσεις θώρακος- κοιλιάς και η ακινητοποίηση των μη συνεργάσιμων εξεταζομένων και των παιδιών περιορίζουν την ασάφεια. Τα μη γραμμικά φίλτρα όξυνσης (sharp) τα οποία επεμβαίνουν στην εικόνα (όχι στα raw data) βελτιώνουν την ποιότητα της εικόνας (αυξάνεται η οξύτητα).

Διακριτική ικανότητα χαμηλής αντίθεσης (Low contrast resolution)

Η αντίθεση της εικόνας είναι η παράμετρος που περιγράφει την ικανότητα ενός συστήματος να διακρίνει μικρές διαφορές στην ένταση του σήματος και να τις απεικονίζει. Δηλαδή την ικανότητα να διακρίνει μικρές ανατομικές δομές που ευρίσκονται σε χαμηλή αντίθεση με τον περιβάλλοντα ιστό. Θεωρείται ότι υφίστανται συνθήκες χαμηλής αντίθεσης, όταν οι ιστοί οι οποίοι εξετάζονται, έχουν διαφορές πυκνότητας μικρότερες του 0,5% .

Για την εκτίμηση της αντίθεσης της εικόνας χρησιμοποιείται ο όρος διακριτική ικανότητα χαμηλής αντίθεσης ή αντιθετική διακριτική ικανότητα ή αντιθετική ευκρίνεια και ορίζεται σαν η μικρότερη διακριτή διαφορά έντασης μεταξύ μίας μικρής επιφάνειας της εικόνας (συγκεκριμένου σχήματος και μεγέθους) και του περιβάλλοντα ιστού.

Η αντίθεση της εικόνας μετριέται από την ακόλουθη σχέση:

$$\% \text{ Contrast} = \frac{I_{\text{area}} - I_{\text{background}}}{I_{\text{background}} + I_{\text{area}}} \times 100$$

Όσο μεγαλύτερη είναι η αντιθετική ευκρίνεια του συστήματος, τόσο μικρότερες διαφορές στις εντάσεις του σήματος μπορούν να απεικονισθούν. Η μεγαλύτερη πηγή υποβάθμισης της αντίθεσης εικόνας, στα ψηφιακά απεικονιστικά συστήματα είναι ο στατιστικός θόρυβος [38].

Άρα για να βελτιωθεί η αντιθετική ευκρίνεια πρέπει να μειωθεί ο θόρυβος. Η σημαντικότερη παράμετρος βελτίωση του θορύβου επιτυγχάνεται με την αύξηση του mAs όμως ταυτόχρονα αυξάνεται η δόση στον ασθενή. Επίσης ο θόρυβος μειώνεται με την αύξηση της διεισδυτικότητας της δέσμης (KVp), την αλλαγή του αλγόριθμου εξέτασης και την αύξηση του πάχους τομής.

Το πάχος τομής ενώ όσο αυξάνεται, μειώνεται ο θόρυβο της εικόνας, ταυτόχρονα αυξάνεται η διάσταση στον Z άξονα του pixel και το φαινόμενο μερικού όγκου με αποτέλεσμα στην κλινική πράξη σε αρκετές εξετάσεις (μικρά όργανα και δομές) να μειωθεί και η αντιθετική ευκρίνεια. Για αυτόν τον λόγο αυξάνουμε το πάχος τομής για να αντισταθμίσουμε τον θόρυβο μόνο σε ειδικές περιπτώσεις (εύσωμους εξεταζομένους).

ΤΕΧΝΙΚΑ ΣΦΑΛΜΑΤΑ – ΨΕΥΔΕΝΔΕΙΞΕΙΣ (ARTIFACTS)

Ο Ιατρός και ο τεχνολόγος Ακτινολόγος θα πρέπει να γνωρίζουν την απεικόνιση των φυσιολογικών ιστών του ανθρώπινου σώματος, των φυσιολογικών παραλλαγών και των τεχνικών σφαλμάτων για να αναγνωρίζουν την παθολογία. Κάθε απόκλιση στην απεικόνιση των ακτινοβολούμενων ιστών ανεξάρτητα από την αιτία της λανθασμένης καταγραφής ή απεικόνισης ονομάζεται τεχνικό σφάλμα ή ψευδένδειξη.

Γίνεται λοιπόν αυτονόητο ότι τα τεχνικά σφάλματα μπορούν να υποβαθμίσουν την ποιότητα ολόκληρης της εικόνας, μέρος αυτής και σε αρκετές περιπτώσεις να μιμηθούν και παθολογία. Η αναγνώριση των τεχνικών σφαλμάτων και η ελαχιστοποίηση ή εξάλειψή τους απαιτεί άρτια γνώση των φυσικών αρχών και των παραμέτρων σάρωσης και ανακατασκευής.

Τα τεχνικά σφάλματα κατατάσσονται στις εξής κατηγορίες:

A) Σε αυτά που οφείλονται σε υποσυστήματα του Υ.Τ. (λυχνία, ανιχνευτές, κ.λ.π.).

B) Σε αδυναμία καταγραφής (ανεπαρκούς δειγματοληψίας, λάθος air calibration)

Γ) Σε σκλήρυνση της δέσμης (πυκνό σκιαγραφικό, μέταλλα, μεγάλο πεδίο απεικόνισης).

Δ) Σε λάθος επιλογή των παραγόντων έκθεσης ή σε πρωτόκολλα χαμηλής δόσης.

E) Σε τεχνικά σφάλματα από κίνηση.

ΣΤ) Σε φαινόμενα εισροής.

Z) Στο φαινόμενο μερικού όγκου.

H) Σε σφάλματα όταν ιστοί βρίσκονται εκτός του πεδίου απεικόνισης.

Θ) Σφάλματα λόγω εσφαλμένου παραθύρου.

I) Σφάλματα και αλγόριθμοι ανακατασκευής.

Κατηγορίες τεχνικών σφαλμάτων.

A) Σε αυτά που οφείλονται σε υποσυστήματα του Υ.Τ (λυχνία, ανιχνευτές).

Σε πολλές περιπτώσεις λόγω της μη σωστής λειτουργίας ή υποσυστημάτων του υπολογιστικού τομογράφου είναι η αιτία τεχνικών σφαλμάτων. Η πιο συνηθισμένη αιτία είναι η δυσλειτουργία της λυχνίας παραγωγής ακτίνων -X και του συστήματος καταγραφής (ανιχνευτών).

Στην λυχνία παραγωγής ακτίνων -X σε κάποιες περιπτώσεις παράγεται σπινθήρας και διακόπτεται του ρεύματος τροφοδοσία (aging) προς αυτήν (για λόγους προστασίας) με αποτέλεσμα να έχουμε στην εικόνα μας ακτινοσκιερές

γραμμές (line artifacts). Το πρόβλημα είναι συνηθέστερο σε λυχνίες πολυχρησιμοποιημένες δηλ. λίγο πριν την αντικατάστασή της. Επίσης σε τέτοιες λυχνίες διακρίνουμε μια εικόνα με περισσότερο θόρυβο (ποιο κοκκώδη).

Η ακτίνες -X προσπίπτουν στους ανιχνευτές και αυτοί μετατρέπουν την ενέργεια αυτή σε ηλεκτρικό ρεύμα. Κάθε δυσλειτουργία (αστάθειες, μη ομοιόμορφη απόκριση) ή βλάβη του συστήματος ανιχνευτών θα έχει σαν αποτέλεσμα την παραγωγή στην εικόνα ακτινοσκοπιών γραμμών (line artifacts) ή ακτινοσκοπιών ομόκεντρων κύκλων (ring artifacts). Σε περιπτώσεις που δεν απεικονίζονται καθόλου ανατομικοί ιστοί αλλά μόνο ακτινοσκοπιές γραμμές ή ακτινοσκοπιό ομόκεντροί κύκλοι μπορεί να υπάρξει δυσλειτουργία και βλάβη της πλακέτας των ανιχνευτών.

B) Σε αδυναμία καταγραφής ή αποθήκευσης δεδομένων, ανεπαρκούς δειγματοληψίας και λανθασμένο air calibration.

Στην κλίμακα του Hounsfield αναφέραμε τους συντελεστές εξασθένησης όλων των ιστών. Σε κάποιες περιπτώσεις όταν ιστοί έχουν μεγάλη διαφορά στους συντελεστές εξασθένησης στα όρια των ιστών αυτών δεν μπορεί το υπολογιστικό σύστημα να αποτυπώσει ακριβώς τις δομές με αποτέλεσμα στα όρια αυτών των ιστών ανάλογα με τους ιστούς που γειτνιάζουν να έχουμε ακτινοσκοπιή ή ακτινιδιανυγές παρυφές. Το φαινόμενο αυτό ονομάζεται «φαινόμενο παρυφής» (edge effect) και μπορεί να ελαχιστοποιηθεί αλλάζοντας τον αλγόριθμο ανακατασκευής.

Επίσης αν χρειαστεί να αποθηκεύσουμε δεδομένα (raw data) και κάποιες από τις υποδοχές αποθήκευσης του δίσκου είναι ελαττωματικές, με την μετεπεξεργασία των δεδομένων να έχουμε εικόνες με ακτινοσκοπιές ή ακτινιδιανυγές γραμμώσεις και εικόνες που να μην αντιστοιχούν οι ιστοί στις σωστές τοπογραφικές συντεταγμένες.

Σε κάθε μετατροπή ενός σήματος συνεχούς χρόνου σε σήμα διακριτού χρόνου (discrete time signal) με την λήψη δειγμάτων του αναλογικού σήματος θα πρέπει το χρονικό διάστημα ή η περίοδος T να καθοριστεί με βάση το θεώρημα δειγματοληψίας του Shannon:

$T = 1/2f_M$ Όπου f_M είναι η μέγιστη συχνότητα του αναλογικού δείγματος. Δηλαδή η συχνότητα δειγματοληψίας πρέπει να είναι διπλάσια από την μέγιστη συχνότητα του αναλογικού σήματος προκειμένου να αποφύγουμε σφάλματα δειγματοληψίας[38]. Τα σφάλματα είναι έντονα όταν χρησιμοποιούμε μεγάλο βήμα μετακίνησης τράπεζας με αποτέλεσμα στις παρυφές των ιστών να εμφανίζεται τόνος του γκρι που δεν αντιστοιχούν στους ιστούς. Επίσης στην τεχνική υψηλής διακριτικής ευκρίνειας επειδή χρησιμοποιούμε λεπτό πάχος τομής επηρεάζει την διακριτική αντιθετική ικανότητα των σημείων στις συντεταγμένες ΧΨ, είναι εμφανέστερο το τεχνικό σφάλμα και συνίσταται από ακτινοσκοπιές ή ακτινοδιανυγές παράλληλες γραμμές (streak artifacts). Κατά την διάρκεια του air calibration δεν πρέπει να παρεμβάλετε τίποτα στην διαδρομή της δέσμης των ακτίνων X προς τους ανιχνευτές. Σε περίπτωση παρεμβολής έστω και ενός χαρτιού (υλικό μικρού συντελεστή εξασθένησης) απορυθμίζονται οι ανιχνευτές με αποτέλεσμα την λάθος αποτύπωση των ιστών στην εικόνα.

Γ) Σε σκλήρυνση της δέσμης (πυκνό σκιαγραφικό, μέταλλα, μεγάλο πεδίο απεικόνισης). Φίλτρα (gas correction, beam hardening)

Ο συντελεστής εξασθένησης δεν εξαρτάτε μόνο από τον ατομικό αριθμό και την πυκνότητα αλλά και από την ενέργεια της ακτινοβολίας. Η ενέργεια όμως της δέσμης των ακτίνων X είναι διαφορετική όταν εισέρχεται στο σώμα του ασθενή σε σχέση με την ενέργεια που έχει λίγο πριν εξέλθει. Αυτό συμβαίνει επειδή τα φωτόνια χαμηλής

ενέργειας σταματούν στο σώμα του εξεταζόμενου (περισσότερα περιφερειακά) και συνολικά η δέσμη περιέχει περισσότερα φωτόνια υψηλής ενέργειας όταν εξέρχεται από το σώμα του εξεταζόμενου. Με άλλα λόγια το ανθρώπινο σώμα λειτουργεί σαν φίλτρο. Το παραπάνω φαινόμενο ονομάζεται «σκλήρυνση της δέσμης» και εμφανίζεται περισσότερο σε παλαιάς τεχνολογίας Υ.Τ. σε εύσωμους εξεταζόμενους και όταν η δέσμη περνάει μέσα από ιστούς με μεγάλο συντελεστή εξασθένησης (οστά, μέταλλα, συγκεντρωμένο ιωδιούχο σκιαγραφικό) και το συναντάμε στους ώμους των εξεταζομένων, στην γεφυροπαρεγκεφαλιδική γωνία γνωστή σαν σκοτεινή ζώνη του Hounsfield, στην ουροδόχο κύστη όταν περιέχει σκιαγραφικό, σε εξεταζόμενους όταν εξετάστηκαν με βαριούχο γεύμα και όταν παρεμβάλλονται μέταλλα στο πεδίο ακτινοβολήσης.

Σε αυτήν την περίπτωση δύο voxels με τον ίδιο ιστό που βρίσκονται σε διαφορετική θέση ως αναφορά την διαδρομής της δέσμης να απεικονίζονται με διαφορετικό συντελεστή εξασθένησης δηλαδή να απεικονίζονται σε διαφορετικούς τόνους του γκρι. Το παραπάνω τεχνικό σφάλμα περιορίζεται με αύξηση του kVp αλλά και των υπόλοιπων παραμέτρων έκθεσης (mA, χρόνος ακτινοβολήσης) αλλά αυξάνει και η δόση στον ασθενή.

Σύγχρονοι Υ.Τ. περιορίζουν περισσότερο τα τεχνικά σφάλματα λόγω την σκλήρυνση της δέσμης είτε χρησιμοποιώντας περίπλοκους αλγόριθμους οι οποίοι υπολογίζουν την σκλήρυνση της δέσμης από την κατανομή των πυκνοτήτων στην εικόνα της Υ.Τ. είτε εκτελώντας την εξέταση με λεπτότερες τομές, οι οποίες στη συνέχεια (παρουσίαση) προστίθενται για να δημιουργήσουν ένα μεγαλύτερο πάχος τομής.

Επίσης Υ.Τ. πολλαπλών τομών διαθέτουν αλγόριθμους για την καταστολή των τεχνικών σφαλμάτων που οφείλονται σε μέταλλα. Οι εν λόγω αλγόριθμοι σε πρώτο στάδιο εντοπίζουν τα αντικείμενα παραγωγής τεχνικών σφαλμάτων και στην συνέχεια χρησιμοποιώντας την πληροφορία αυτήν προσπαθούν να προβλέψουν τα τεχνικά σφάλματα και να τα διορθώσουν. Η παραπάνω διαδικασία μπορεί να επαναλαμβάνεται βελτιώνοντας ακόμη περισσότερο την εικόνα. Οι αλγόριθμοι καταστολής των τεχνικών σφαλμάτων που οφείλονται σε μέταλλα απαιτούν υψηλούς παραμέτρους έκθεσης και μεγάλους χρόνους ανασύνθεσης ή ελικοειδής σάρωσης περιορίζεις το προαναφερόμενο σφάλμα αν ανασυνθέσουμε τομές με μεγαλύτερο πάχος τομής από λεπτότερες πρωτογενείς τομές.

Τεχνικά σφάλματα επίσης εμφανίζονται και όταν η ακτινοβολία περνάει από υλικά με πολύ μικρό συντελεστή εξασθένησης όπως ο αέρας. Η ποιο συνηθισμένη περιοχή που παρατηρούνται αυτά τα σφάλματα είναι κοιλιά και η αιτία είναι ο αέρας που περιέχεται στο έντερο και η παλμικότητα του. Αυτό το σφάλμα εμφανίζεται με ακτινοδιαυγές ραβδώσεις γύρω από το έντερο και απεικονίζεται καλύτερα σε ένα πνευμονικό παράθυρο (1200/-600 περίπου) ή γενικότερα σε ένα ανοιχτό παράθυρο (600/10). Ειδικοί αλγόριθμοι οι οποίοι επεμβαίνουν και αυτοί στα raw data περιορίζουν καθορισμένες συχνότητες με έναν πολύ σύνθετο τρόπο και εξαλείφουν τα σφάλματα.

Δ) Σε λάθος επιλογή των παραγόντων έκθεσης ή σε πρωτόκολλα χαμηλής δόσης.

Σε εύσωμους εξεταζόμενους ή όταν χρησιμοποιούμε πρωτόκολλα χαμηλής δόσης θα έχουμε μια περισσότερο κοκκώδη εικόνα (αυξημένο θόρυβο) ή εικόνες με πολλές υπόπυκνες και υπέρπυκνες γραμμές (streak artifacts). Σε αυτήν την περίπτωση για να αναβαθμίσω την εικόνα θα πρέπει να αυξήσω την διεισδυτικότητα της δέσμης ή την παράγοντα mAs. Την διεισδυτικότητα σε γενικές γραμμές την αυξάνω (>120) όταν η

εικόνα περιέχει υπόπυκνες και υπέρπυκνες γραμμές (streak artifacts), όταν η δέσμη διέρχεται από ιστούς με μεγάλο συντελεστή εξασθένησης (οπίσθιο βόθρο, ώμους, λιθοειδή, λαγόνια) και όταν το πεδίο ακτινοβολήσης είναι πάνω 400mm.

Η μείωση του θορύβου (κοκκώδη εικόνα) βελτιώνεται περισσότερο με την αύξηση του παράγοντα mAs.

Ε) Σε τεχνικά σφάλματα από κίνηση.

Είναι γνωστό και από την συμβατική ακτινολογία ότι το όργανο το οποίο ακτινογραφείται θα πρέπει να παραμένει ακίνητο. Το ίδιο ισχύει και στην Υ.Τ. κατά την οποία η εξεταζόμενη περιοχή θα πρέπει να είναι ακίνητη την ώρα που ακτινοβολεί η λυχνία παραγωγής ακτίνων Χ. Όταν έχουμε μικρή κίνηση της εξεταζόμενης τομής η εικόνα περιέχει υπόπυκνες και υπέρπυκνες γραμμές (streak artifacts), αλλά σε μεγάλη κίνηση η εικόνα είναι πολύ υποβαθμισμένη και σίγουρα μη διαγνωστική. Εξεταζόμενοι μη συνεργάσιμοι θα πρέπει να ακινητοποιούνται και να μειώνεται ο χρόνος εξέτασης[48]. Επίσης σε κάποιες περιπτώσεις χρήσιμα είναι τα ηρεμιστικά και αναισθησία (παιδιά, διεγερτικοί εξεταζόμενοι).

ΣΤ) Σε φαινόμενα εισροής και παλμικότητας αγγείων και οργάνων.

Τα φαινόμενα εισροής των αρτηριών και φλεβών είναι συχνά όταν οι εξετάσεις εκτελούνται με ενδοφλέβια έγχυση σκιαγραφικού μέσου. Το τεχνικό σφάλμα εισροής απεικονίζει αγγεία με ανομοιογενή πρόσληψη και της περισσότερες φορές μιμούνται θρόμβους αγγείων. Το σφάλμα αυτό εμφανίζεται όταν επιχειρείτε πρόωρη αρτηριακή ή φλεβική φάση επειδή δεν έχουν προλάβει τα αγγεία να γεμίσουν με σκιαγραφικό. Επίσης είναι συχνό όταν το σκιαγραφικό δίνεται από την μηριαία ή την υποκλείδιο φλέβα.

Για την αποφυγή των φαινομένων εισροής θα πρέπει να εφαρμόζονται ακριβώς οι χρόνοι σάρωσης μετά την έγχυση σκιαγραφικού, εκτός αν προγραμματιστούν περισσότερες από μία σαρώσεις.

Ζ) Στο φαινόμενο μερικού όγκου

Η επιλογή του πάχους τομής με μία εξέταση εξαρτάτε κατά κύρια από το μήκος της εξεταζόμενης περιοχής και από την απαιτούμενη ευκρίνεια στον άξονα Z. Ο αριθμός CT από ένα pixel καθορίζεται από τον συντελεστή εξασθένησης των αντίνων Χ στο αντίστοιχο voxel. Αν στο ίδιο voxel υπάρχουν διαφορετικοί ιστοί, κατά συνέπεια έχουν διαφορετικό συντελεστή εξασθένησης π.χ. αγγεία και πνευμονικός ιστός σε εγκάρσια τομή στον θώρακα, ο τελικός αριθμός CT θα ανταποκρίνεται στον μέσο όρο των δύο ή περισσότερων συντελεστών εξασθένησης των διαφορετικών ιστών που πιθανόν υπάρχουν στο ίδιο voxel. Παράδειγμα:

$$CT = v_1 \times CT_1 + v_2 \times CT_2 + \dots,$$

όπου v_i είναι το ποσοστό συμμετοχής των όγκων των διαφορετικών ιστών μέσα στο ίδιο pixel. Το συνολικό άθροισμα αυτών είναι ίσο με το 1.

Δίνεται μεγαλύτερη σημασία στην Z διάσταση του voxel από την X και Ψ διάσταση επειδή Z διάσταση είναι πολύ μεγαλύτερη και η συμμετοχή του στο φαινόμενο μερικού όγκου είναι πολύ μεγαλύτερη σε σχέση με το μέγεθος του pixel (pixel size) στον άξονα XΨ που εξαρτάται από το πεδίο απεικόνισης (FOV) και το μέγεθος της μήτρας.

Η) Σε σφάλματα όταν ιστοί βρίσκονται στα όρια του πεδίου ακτινοβολήσης(Scan field of view).

Το παραπάνω σφάλμα συμβαίνει σε παχύσαρκους εξεταζόμενους επειδή κάποιοι ιστοί βρίσκονται στα όρια ή του πεδίου απεικόνισης, ή του πεδίου ακτινοβολήσης. Το παραπάνω τεχνικό σφάλμα συνίσταται σε υπέρπυκνη γραμμοειδή περιοχή η οποία ορίζει τα όρια του πεδίου με αποτέλεσμα εκτός του τεχνικού σφάλματος να μην απεικονίζονται οι ποιο περιφερειακοί ιστοί. Για την αποφυγή του σφάλματος θα πρέπει στους παχύσαρκους εξεταζόμενους η σάρωση να γίνεται με το μεγαλύτερο πεδίο ακτινοβολήσης. Επίσης θα πρέπει να τοποθετούνται στο κέντρο του πεδίου οι εξεταζόμενοι.

Θ) Σφάλματα λόγω εσφαλμένου παραθύρου.

Η επιλογή του σωστού παραθύρου εκτός του ότι βελτιώνει την ποιότητα της εικόνας αυξάνει και την ακρίβεια των μετρήσεων. Ένα στενό παράθυρο αυξάνει την αντίθεση και αναδεικνύει τον θόρυβο ενώ ένα ευρύ μειώνει τον θόρυβο και την αντίθεση της εικόνας.

Στις μετρήσεις διαστάσεων παθολογίας, αγγείων, κ.λ.π. θα πρέπει όταν γίνεται επανέλεγχος να μετρούνται με το ίδιο παράθυρο[40,49].

Ένα ευρύ παράθυρο αυξάνει τις διαστάσεις της παθολογίας ενώ ένα ποιο στενό τις ελαττώνει. Ένας κανόνας που εφαρμόζεται στις μετρήσεις διαστάσεων λέει το εξής:

α) Μετρούνται τις τιμές HU του ιστού που πρέπει να μετρηθεί και του περιβάλλον του.

β) Σαν κέντρο μπαίνει η μέση τιμή από της δύο μετρήσεις HU.

γ) Στο εύρος συμπεριλαμβάνονται όλες τις HU, επί δύο επειδή πρέπει να απεικονισθούν δύο ιστοί.

Παράδειγμα: Μέτρηση του εύρους της αορτής.

A) Η αορτή αν μετράει 250 HU και το λίπος -120HU.

B) Το κέντρο είναι $250 + 120 / 2 = 185$.

Γ) Το εύρος $370 \times 2 = 740$. Δηλαδή $740 / 185$

Σε περίπτωση που πρέπει να απεικονισθούν και αποτιτανώσεις.

A) Η αορτή αν μετράει 250 HU, το λίπος -120HU και αποτιτανώσεις 100.

B) Το κέντρο είναι $100 + 250 + 120 / 3 = 156$.

Γ) Το εύρος $370 \times 3 = 1110$. Δηλαδή $1110 / 156$

Δ) Σφάλματα και αλγόριθμοι ανακατασκευής.

Όπως αναφέραμε και στο κεφάλαιο των αλγορίθμων ανακατασκευής δεν πρέπει να μετρηθούν τιμές HU όταν εφαρμόζουμε τεχνική υψηλής ευκρίνειας ή αλγόριθμο υψηλής ευκρίνειας. Στις παραπάνω περιπτώσεις εκτιμούνται (εφαρμογή αλγορίθμου υψηλής ευκρίνειας) μόνο οι ιστοί για τους οποίους εφαρμόζεται η παραπάνω τεχνική.

Μερική σάρωση

Στην υπολογιστική τομογραφία η εξασθένιση της δέσμης των ακτίνων X είναι όμοια και από τις δύο κατευθύνσεις (από την λυχνία προς τους ανιχνευτές και από τους ανιχνευτές προς την λυχνία). Επαρκεί δεδομένα μπορούν να συγκεντρωθούν και χωρίς να γίνει μία πλήρη περιστροφή των 360° , για να ανακατασκευάσουμε μια εικόνα Υ.Τ. Αντί για την πλήρη περιστροφή λοιπόν, δεδομένα από μερική περιστροφή των 180° (συν την κλίση της δέσμης των ακτίνων X είναι περίπου 60°) είναι επαρκή για τον σκοπό αυτό. Η μερική ακτινοβολήση μπορεί να χρησιμοποιηθεί

για να μειωθεί ο χρόνος ακτινοβολήσης ανά περιστροφή και έτσι να μειωθούν κινητικά σφάλματα και ο χρόνος εξέτασης. Ειδικότερα χρησιμοποιείται σε καρδιολογικές εξετάσεις με υπολογιστικούς τομογράφους δέσμης ηλεκτρονίων ή τομογράφους πολλαπλών τομών.