

ΕΙΣΑΓΩΓΗ - ΒΑΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΩΝ ΜΕΘΟΔΩΝ

Επιμέλεια: **Νικόλαος Λ. Κελέκης, Αντώνιος Δρεβελέγκας**

1. Εισαγωγή	3
<i>Ν. Λ. Κελέκης</i>	
2. Βασικές Αρχές Απεικόνισης με Ακτίνες-Χ	4
<i>Ε. Ευσταθόπουλος, Μ. Κωνσταντινίδης</i>	
3. Ψηφιακή Εικόνα - Ψηφιακά Συστήματα	8
<i>Ν. Λ. Κελέκης</i>	
4. Βασικές Αρχές Υπερηχοτομογραφίας	9
<i>Π. Καραϊσκος, Ν. Λ. Κελέκης</i>	
5. Βασικές Αρχές Υπολογιστικής Τομογραφίας	11
<i>Ι. Σεϊμένης, Ν. Λ. Κελέκης</i>	
6. Βασικές Αρχές Μαγνητικής Τομογραφίας	15
<i>Ν. Λ. Κελέκης</i>	
7. Μετεπεξεργασία Εικόνων	21
<i>Ν. Λ. Κελέκης</i>	
8. Σκιαγραφικά Μέσα στην Ακτινολογική Απεικόνιση	22
<i>Μ. Μαδεμλή</i>	
9. Βασικές Αρχές Ακτινοπροστασίας	25
<i>Ε. Ευσταθόπουλος</i>	

Εισαγωγή

Ν. Λ. Κελέκης

Ορισμός

Ο όρος **ακτινολογία** και στην ευρύτερη μορφή **ιατρική απεικόνιση** αναφέρεται στην οπτική αποτύπωση μακροσκοπικών πληροφοριών από επιφανειακές ή εν τω βάθει δομές του ανθρώπινου σώματος σε δισδιάστατες προβολές όγκου από συγκεκριμένη γωνία παρατήρησης (*προβολικές μέθοδοι*) ή δισδιάστατες τομές σε καθορισμένο επίπεδο με συγκεκριμένο πάχος (*τομογραφικές μέθοδοι*), με τη χρήση διαφόρων φυσικών ιδιοτήτων των υπό μελέτη ιστών βάσει των οποίων εξαρτάται το σήμα ή χρώμα της οπτικοποίησης.

Αυτές περιλαμβάνουν την περιεκτικότητα σε άτομα υψηλού ατομικού αριθμού (**ακτίνες-Χ, απλές ακτινογραφικές τεχνικές και υπολογιστική τομογραφία**), το βαθμό ανάκλασης, διάθλασης, απορρόφησης ενέργειας δέσμης υπερήχων και παρουσία ροής αίματος ή υγρών (**υπερηχογραφία**), συγκέντρωση, ενδομοριακό και εξωμοριακό περιβάλλον (πλέγμα) πρωτονίων υδρογόνου, ροή υγρών και τυχαία μοριακή κίνηση Brown (**μαγνητικός συντονισμός**). Από τη μεθοδολογία εξαιρείται η άμεση απεικόνιση σε ορατό από τον άνθρωπο μήκος κύματος (πχ απλή επισκόπηση, φωτογράφιση δέρματος ή ενδοσκοπικών στιγμιότυπων).

- **Προβολικές μέθοδοι:** Απλές ακτινογραφίες, ακτινοσκοπικές τεχνικές, ακτινολογικές εξετάσεις με χορήγηση σκιαγραφικών, ενδαρτηριακή αγγειογραφία, τεχνικές μετεπεξεργασίας τομογραφικών εικόνων με αυξημένο πάχος σε διάφορα επίπεδα.
- **Τομογραφικές μέθοδοι:** Κλασική τομογραφία, υπερηχοτομογραφία, υπολογιστική τομογραφία, ΜΤ.

Απλές ακτινογραφίες - Ακτινοσκοπικές και Ακτινογραφικές εξετάσεις

- Η ακτινολογία ιστορικά ξεκίνησε από την ανακάλυψη των ακτίνων-Χ (ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία με πολύ μικρό μήκος κύματος) από τον Roentgen το 1895. Οι **απλές ακτινογραφίες** αποτέλεσαν τη

πρώτη απεικονιστική εφαρμογή ιστορικά και σύντομα διαφάνηκε η ανάγκη και επινοήθηκαν **σκιαγραφικά μέσα** για τη καλύτερη απεικόνιση αρχικά κοιλοτήτων όπως το ΓΕΣ και αργότερα της αποχετευτικής μοίρας του ουροποιητικού συστήματος ή των αγγείων με καθετηριασμό, που οδήγησαν σε πλειάδα εξετάσεων βασισμένων σε προβολικές ακτινογραφικές λήψεις σε συνδυασμό με χορήγηση σκιαγραφικών (εξετάσεις ανωτέρου πεπτικού, βαριούχο υποκλυσμό, εξετάσεις λεπτού εντέρου, ενδοφλέβια ουρογραφία, αρτηριογραφίες, φλεβογραφίες, λεμφογραφίες κλπ).

Η χρήση της **ακτινοσκόπησης** στην αρχή με απλό φθορίζον διάφραγμα και αργότερα με συμπλήρωση με ενισχυτή εικόνας επέτρεψε την εξέταση σε πραγματικό χρόνο κινούμενων δομών όπως η αναπνευστική μετατόπιση των ημιδιαφραγμάτων, η μελέτη της φυσιολογίας της κατάποσης ή η εκτίμηση του περισταλτισμού του ΓΕΣ.

Στη διαδρομή διαφάνηκαν οι περιορισμένες δυνατότητες των αυστηρά προβολικών απεικονίσεων με ακτινογραφικές λήψεις στον επαρκή καθορισμό ανατομίας και παθολογικών εξεργασιών στο χώρο και αναπτύχθηκε η **κλασική τομογραφία** σαν μέθοδος απεικόνισης σχετικά λεπτής τομής του σώματος στο χώρο με ελαχιστοποιημένες επιπροβολές από των εκτός τομής δομών.

Αρκετά χρόνια αργότερα με την εισαγωγή της ψηφιακής τεχνολογίας αντικαταστάθηκε σταδιακά η παραγωγή αναλογικής εικόνας μέσω άμεσης ακτινοβολήσης του φιλμ από χρήση ανιχνευτών που μετατρέπουν την προσπίπτουσα δέσμη σε ηλεκτρικό ρεύμα που καταγράφεται και παράγεται ψηφιακή εικόνα που επεξεργάζεται και αποθηκεύεται σε υπολογιστή. Κατ' αυτό τον τρόπο εξελίχθηκε η **ψηφιακή ακτινογραφία, ψηφιακή αφαιρετική αγγειογραφία, ψηφιακή μαστογραφία** και ακτινοσκοπικά μηχανήματα με δυνατότητα ψηφιακής αποθήκευσης της ακτινοσκοπικής εικόνας ή βίντεο.

Βασικές Αρχές Απεικόνισης με Ακτίνες-Χ

Ε. Ευσταθόπουλος, Μ. Κωνσταντινίδης

Από μια τεχνητή πηγή (λυχνία παραγωγής ακτίνων-χ) παράγονται φωτόνια υψηλής ενέργειας (60-140kVp). Η ακτινοβολία Χ παράγεται από την πρόσκρουση επιταχυνόμενων ηλεκτρονίων πάνω σε μια επιφάνεια (εστία). Η πρόσκρουση αυτή προκαλεί αφ' ενός την εκπομπή φωτονίων λόγω επιβράδυνσης των ηλεκτρονίων (ακτινοβολία πέδησης –συνεχής κατανομή ενεργειών στο φάσμα) όταν πλησιάζουν κοντά στα άτομα της εστίας, αφ' ετέρου δε φωτονίων που προκύπτουν από τον εκποτισμό ηλεκτρονίων τροχιάς και πάλι των ατόμων της εστίας (χαρακτηριστική ακτινοβολία –διακριτή κατανομή ενεργειών). Η δέσμη, διαμορφώνεται ως προς το σχήμα της από ένα σύστημα διαφραγμάτων στην έξοδο της από τη λυχνία, ώστε να περιοριστεί στην περιοχή ενδιαφέροντος. Μετά την αλληλεπίδραση τους με τους ιστούς που συναντούν στην πορεία τους και ανιχνεύονται από κατάλληλο ανιχνευτή (ακτινολογικό φιλμ, ενισχυτή εικόνας ή ψηφιακό ανιχνευτή).

Η **τελική ποσότητα** των φωτονίων που θα διέλθουν εξαρτάται από την **ενέργειά** τους (kVp), την **ποσότητά** τους (mAs), την **παρουσία** και τη **συγκέντρωση** ατόμων με **υψηλό ατομικό αριθμό** στη διαδρομή τους (πχ μεταλλικά ιόντα) και είναι ανάλογη με το οπτικό αποτέλεσμα στην εικόνα. Μέρος της προσπίπτουσας ακτινοβολίας απορροφάται ολοκληρωτικά αφήνοντας την ενέργειά της μέσα στο σώμα συμβάλλοντας στην αύξηση της απορροφούμενης δόσης απο τον ασθενή. Ένα άλλο μέρος αλληλεπιδρά με το σώμα με αποτέλεσμα τη σκέδαση της ακτινοβολίας σε διαφορετικές γωνίες από την αρχική του διεύθυνση και όσα από τα φωτόνια αυτά εξέρχονται του ανθρώπινου σώματος, καταγράφονται στον ανιχνευτή με αποτέλεσμα την υποβάθμιση της εικόνας (θόρυβος). Τέλος, όσα φωτόνια διαπεράσουν το ανθρώπινο σώμα χωρίς οποιαδήποτε αλληλεπίδραση με το σώμα του ασθενή προκαλούν την πραγματική απεικόνιση του σώματος. Ο αριθμός των φωτονίων που προσπίπτει στο ανι-

χνευτικό μέσο (φιλμ, ψηφιακός ανιχνευτής) προκαλεί και την αμαύρωση στην τελική εικόνα.

Τα φωτόνια ακτίνων-χ λόγω του γεγονότος ότι μεταφέρουν μεγάλη ενέργεια έχουν την ιδιότητα όταν αλληλεπιδρούν με τα άτομα της ύλης του σώματος μας, να προκαλούν ιοντισμό της ύλης (**δηλ. το «σπάσιμο» του ατόμου σε δύο ιόντα, ένα ηλεκτρόνιο που έχει αρνητικό φορτίο και το υπόλοιπο άτομο που έχει θετικό φορτίο**), διαδικασία η οποία είναι υπεύθυνη για την επιβλαβή δράση της ακτινοβολίας στο σώμα μας. Οι ακτινοβολίες αυτές, ονομάζονται **ιοντίζουσες**. Στη διαδικασία της απεικόνισης (η οποία πρέπει να είναι αιτιολογημένη σύμφωνα με τα πλεονεκτήματα που προσφέρει – Αρχή της Αιτιολόγησης στην Ακτινοπροστασία) θα πρέπει να επιδιώκουμε το **μέγιστο δυνατό όφελος** (διαγνωστική πληροφορία) με το **μικρότερο δυνατό κόστος** (**δόση στον εξεταζόμενο – Αρχή της Βελτιστοποίησης στην Ακτινοπροστασία**).

Για να πετύχουμε την καλύτερη καταγραφή της πληροφορίας, θα πρέπει να αντιμετωπίσουμε το πρόβλημα της απεικόνισης.

Ας θεωρήσουμε ένα απλό ομοιογενές αντικείμενο με δύο περιοχές που έχουν διαφορετικό πάχος. Κατά τη διαδικασία της απεικόνισης, δέσμη ακτίνων-χ αρχικής έντασης I_0 (**ο όρος ένταση σημαίνει την ποσότητα των φωτονίων της δέσμης**) διέρχεται από το αντικείμενο. Μετά τη διέλευσή της και λόγω της αλληλεπίδρασής της με αυτό, εξασθενεί σύμφωνα με την εξίσωση

$$I_{(x)} = I_0 * e^{-\mu x} \quad \text{ή} \quad \ln [I_{(x)}/I_0] = -\mu x \quad (\text{Εξίσωση 1})$$

Όπου:

I_0 η αρχική ένταση της δέσμης

$I_{(x)}$ η ένταση της δέσμης μετά την αλληλεπίδραση της με το αντικείμενο

e η βάση των φυσικών λογαρίθμων

x το πάχος του αντικειμένου

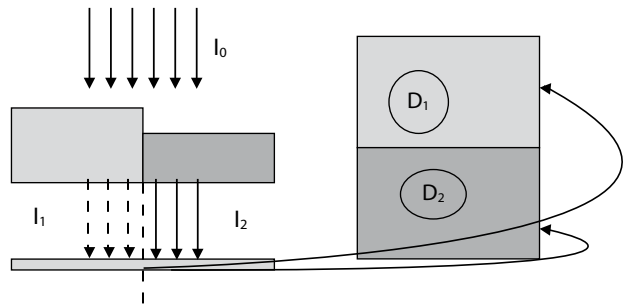
μ ο συντελεστής εξασθένησης της δέσμης κατά την αλληλεπίδραση της με το συγκεκριμένο αντικείμενο, που εξαρτάται από την ενέργεια των φωτονίων της δέσμης και τη φύση του αντικειμένου.

Μετά τη διέλευσή της από το αντικείμενο, θα έχουμε δύο διαφορετικές τιμές έντασης I_1 και I_2 , που θα αντιστοιχούν στις δύο διαφορετικές περιοχές του αντικειμένου. Μετά την αλληλεπίδραση των φωτονίων με το ανιχνευτικό σύστημα θα δημιουργηθεί σήμα (οπτική πυκνότητα στο φιλμ, αν το ανιχνευτικό σύστημα είναι το κλασικό ακτινολογικό φιλμ, ψηφιακό σήμα αν είναι ψηφιακός ανιχνευτής) με δύο διαφορετικές τιμές D_1 και D_2 (Σχήμα 1.1).

Το πρόβλημα της απεικόνισης είναι να μεγιστοποιήσουμε τη διαφορά D_1-D_2 ώστε να μπορούμε να ξεχωρίσουμε τις δύο περιοχές του αντικειμένου ως διαφορετικές.

Παράγοντες που επηρεάζουν την ποιότητα της εικόνας (σήμα D1 και D2):

■ **Ενέργεια της δέσμης:** Καθορίζεται από τον Τεχνολόγο – Ακτινολόγο κατά τη διάρκεια της ακτινογράφησης, όταν επιλέγει τα **kV** από το χειριστήριο του ακτινολογικού μηχανήματος (Σχήμα 1.2Α). Όταν αυξάνουμε την ενέργεια της δέσμης (αυξάνουμε την τιμή των **kV** από το χειριστήριο του μηχανήματος – «σκληραίνουμε» τη δέσμη), η δέσμη μας γίνεται πιο διεισδυτική και μειώνεται η διακριτική ικανότητα χαμηλής αντίθεσης, δηλαδή διακρίνονται με μεγαλύτερη δυσκολία δομές με μικρές διαφορές πυκνότητας μεταξύ τους. Εάν έχουμε τέτοιες



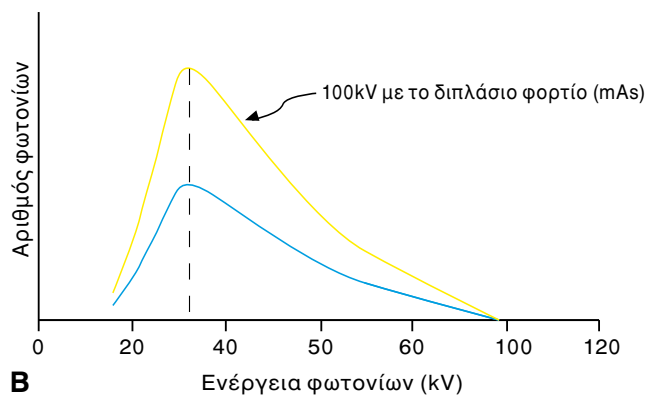
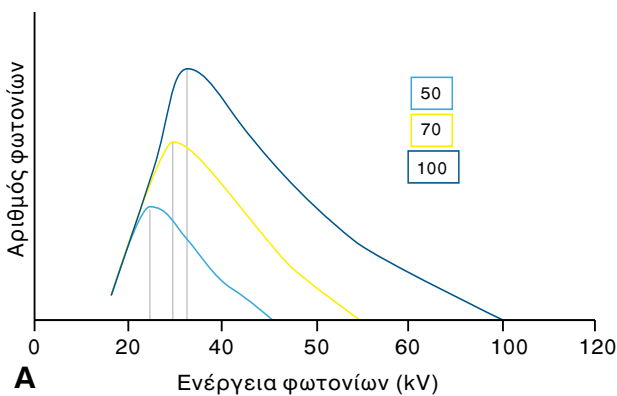
Σχήμα 1.1

Διαφορά στην εξερχόμενη ένταση των ακτίνων Χ και η αντίστοιχη καταγραφή της σε ανιχνευτή.

δομές τις οποίες θέλουμε να αναδείξουμε, θα πρέπει να απεικονίσουμε σε χαμηλές ενέργειες.

Γι αυτό για παράδειγμα στη **μαστογραφία** απεικονίζουμε το μαστό σε χαμηλές ενέργειες της τάξης των 25-30 kVp. Οι δέσμες χαμηλών ενεργειών όμως, αυξάνουν τη δόση στον εξεταζόμενο, γι αυτό η επιλογή της ενέργειας της δέσμης, γίνεται κατά περίπτωση και ανάλογα με την περιοχή ενδιαφέροντος.

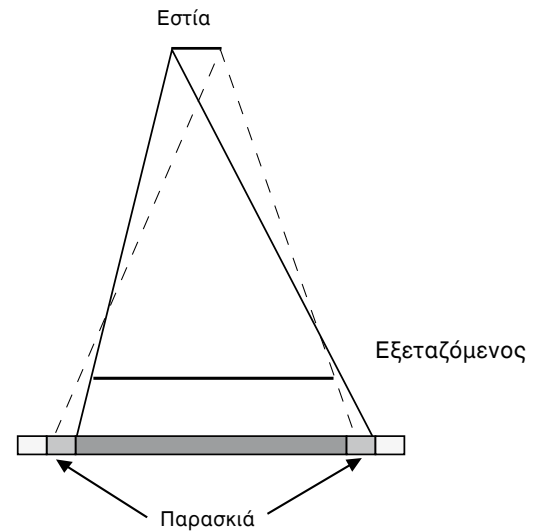
Αντίθετα, στην **ακτινογραφία θώρακος** όπου έχουμε μια περιοχή που περιέχει δομές υψηλής αντίθεσης (αέρας, αγγεία, οστά, μυς) και είναι μια συχνή εξέταση χρησιμοποιούμε υψηλές ενέργειες (120-140 kVp). Σε **ακτινογραφία πλευρών** για καλύτερη απεικόνιση των οστικών δοκίδων δεν χρειαζόμαστε τόσο διαπεραστική δέσμη και χρησιμοποιούμε ενέργειες στην τάξη των 60-70kVp με υψηλότερα mAs για να επιτύχουμε παρόμοια αμαύρωση.



Σχήμα 1.2

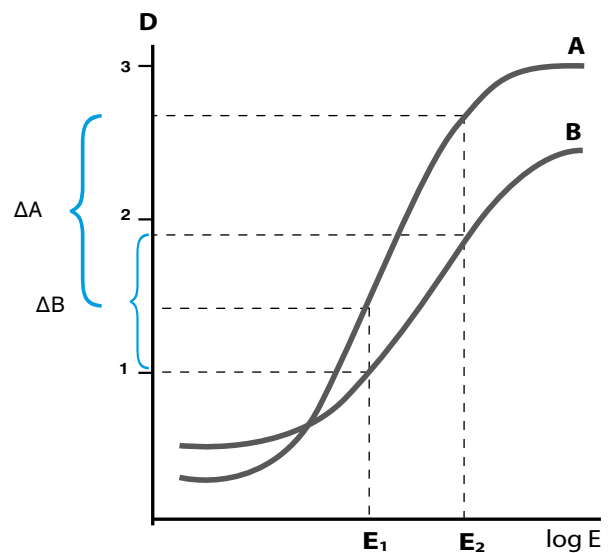
Το φάσμα των ακτίνων Χ: **(Α)** αύξηση παραγόμενων φωτονίων αλλά και της μέσης ενέργειάς τους με την αύξηση της υψηλής τάσης, **(Β)** γραμμική αύξηση του αριθμού των φωτονίων με την αύξηση του γινομένου mAs.

- **Η ένταση (ποσότητα των φωτονίων) της δέσμης:** Καθορίζει το πλήθος των φωτονίων (mAs) που θα «φτάσουν» στον ανιχνευτή μας, άρα και την αμαύρωση της εικόνας. mAs σημαίνει mA (ένταση ρεύματος της λυχνίας, δηλαδή ποσότητα νέφους ηλεκτρονίων ανά δευτερόλεπτο που προσπίπτουν στην άνοδο ανά μονάδα χρόνου) επί s τα δευτερόλεπτα που διαρκεί η ακτινοβολία (Σχήμα 1.2B). Στην επιλογή του γινομένου mAs παίζει ρόλο και το όργανο που ακτινογραφούμε, δηλαδή στο θώρακα (συγκράτηση αναπνοής, κινούμενες δομές) θέλουμε όσο το δυνατό μικρότερο χρόνο (συνδυασμός με πολύ υψηλά kVp, υψηλά mA και το συντομότερο δυνατό χρόνο σε s). Σε ακτινογραφία οστών πχ άκρας χειρός (ακίνητο όργανο) θέλουμε σχετικά χαμηλά kVp για καλή ανάδειξη λεπτών οστικών δοκίδων και σταθμισμένα σχετικά υψηλά mA με αρκετό χρόνο (s) για πλήθος ηλεκτρονίων και αντίστοιχα πλήθος φωτονίων ακτίνων-χ (καλή λεπτομέρεια μικρών δομών).
- **Μέγεθος εστίας, διαστάσεις πηγής:** Η εστία παραγωγής της δέσμης ακτίνων-Χ δεν είναι σημειακή, αλλά έχει διαστάσεις π.χ. στις κλασικές ακτινολογικές λυχνίες οι διαστάσεις της πηγής είναι της τάξης 1x1 χιλ. Έτσι, κατά την απεικόνιση μπορεί να εμφανίζεται το φαινόμενο της παρασκιάς, το οποίο είναι περισσότερο έντονο όταν είναι μεγαλύτερες οι διαστάσεις της εστίας (Σχήμα 1.3).
- **Φίλτρο λυχνίας:** Στην έξοδο της δέσμης από τη λυχνία χρησιμοποιούμε φίλτρο ώστε να αποκόψουμε από τη δέσμη τα φωτόνια χαμηλών ενεργειών. Όσο μεγαλύτερου πάχους φίλτρο χρησιμοποιούμε, τόσο περισσότερο διεισδυτική γίνεται η δέσμη μας (χρησιμοποιούμε μερικές φορές τον όρο “σκληραίνει”)
- **Η δομή και φύση της περιοχής που απεικονίζεται:** Η δέσμη εξασθενεί με διαφορετικό τρόπο όταν διέρχεται από οστό απ’ ότι όταν διέρχεται από τον πνεύμονα (αέρας). Οι βασικές δομές του ανθρώπινου σώματος που μπορούν ν’ απεικονιστούν στην απλή ακτινογραφία είναι: Αέρας, λίπος, μαλακά μόρια και οστά (από τη μεγαλύτερη οπτική πυκνότητα – μαύρο, προς τη μικρότερη – άσπρο).
- **Το πάχος του αντικειμένου:** Είναι προφανές, ότι όσο μεγαλύτερη είναι η διαφορά πάχους των δύο περιοχών του παραδείγματος σε σχέση με το πάχος της μιας περιοχής, τόσο μεγαλύτερη θα είναι



Σχήμα 1.3

Παρασκιά είναι η περιοχή μικρότερης έντασης ακτινοβολίας που λειτουργεί ως περιθώριο της προς απεικόνιση δομής (βέλη).



Σχήμα 1.4

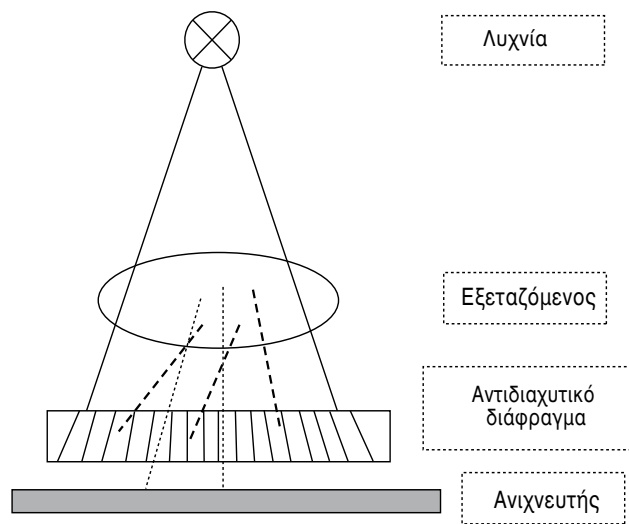
Φίλμ διαφορετικής αντίθεσης. Η διαφορετική καμπύλη απόκρισής τους συμβάλλει στην αποτύπωση του ίδιου εύρους εντάσεων ακτίνων Χ με διαφορετική οπτική πυκνότητα.

η διαφορά I_1-I_2 , που επηρεάζει τη διαφορά D_1-D_2 (Σχήμα 1.1).

- **Οι ιδιότητες του ανιχνευτικού συστήματος.** Καθορίζουν τον τρόπο με τον οποίο μια συγκεκριμένη διαφορά I_1-I_2 θα μετατραπεί σε διαφορά D_1-D_2 .

(Βλ. σχήμα. 1.4). Το ακτινογραφικό φιλμ χαρακτηρίζεται από την ευαισθησία και την αντίθεσή του. Η αντίθεση ορίζεται από την κλίση της σιγμοειδούς καμπύλης. Έτσι η καμπύλη Α στο **σχήμα. 1.4** αναπαριστά φιλμ με μεγαλύτερη αντίθεση από ότι η καμπύλη Β. Αποτέλεσμα είναι η μετατροπή των εξερχόμενων από το σώμα του εξεταζόμενου εντάσεων σε διαφορετικές οπτικές πυκνότητες. Τελικά η διαφορά στην οπτική πυκνότητα ΔΑ είναι μεγαλύτερη από τη ΔΒ για την ίδια διαφορά εξερχόμενων εντάσεων λόγω της διαφοράς στην αντίθεση των φιλμς.

- **Χρήση αντιδιαχτυκτικού διαφράγματος ή αύξηση της απόστασης αντικειμένου – ανιχνευτικού συστήματος:** Χρησιμοποιείται η πρώτη (συχνότερα) ή η δεύτερη μέθοδος για να αποκοπούν τα σκεδαζόμενα φωτόνια που καταγράφονται από το ανιχνευτικό σύστημα. Όσο λιγότερα σκεδαζόμενα φωτόνια καταγραφούν, τόσο καλύτερη είναι η ποιότητα της εικόνας, καθώς τα σκεδαζόμενα φωτόνια προσθέτουν θόρυβο στην εικόνα (**Σχήμα 1.5**)
- **Κίνηση του εξεταζόμενου:** Εάν ο εξεταζόμενος κινηθεί κατά τη διάρκεια της έκθεσης σε ακτινοβολία, η εικόνα θα είναι ασαφής.
- **Γεωμετρία απεικόνισης:** Έχει σημασία γιατί μπορεί να είναι διαφορετικό το σχήμα ενός αντικειμένου στην εικόνα από αυτό που είναι στην πραγματικότητα. π.χ. λόγω παραμόρφωσης ο κύκλος απεικονίζεται ως έλλειψη ή η απόσταση δύο σημείων από την κατακόρυφο μπορεί να απεικονίζονται σε διαφορετικές αποστάσεις απ' ότι στην πραγματικότητα.
- **Σκιαγραφικές ουσίες:** Χρησιμοποιούνται σε ειδι-



Σχήμα 1.5

Αντιδιαχτυκτικό διάφραγμα. Η σκεδαζόμενη ακτινοβολία που σχηματίζει γωνία μεγαλύτερη από την επιτρεπόμενη από την διάταξη γωνία απορροφάται και δεν καταγράφεται στον ανιχνευτή, συμβάλλοντας στη μείωση του θορύβου.

κές περιπτώσεις, π.χ. στην απεικόνιση των αγγείων (αγγειογραφία).

- **Εξεταστική τράπεζα:** Επηρεάζει τόσο την απορρόφηση όσο και τη σκέδαση των φωτονίων της δέσμης.
- **Συνθήκες παρατήρησης:** Επηρεάζουν σημαντικά την ποσότητα της πληροφορίας που βλέπει το μάτι του διαγνώστη στην εικόνα. Γι' αυτό στους χώρους που γίνονται οι διαγνώσεις, οι προδιαγραφές φωτισμού, διαφανοσκοπίων ή οθόνης, υπολογιστή και απόδοσης κάρτας γραφικών είναι αυστηρά ελεγχόμενες.

Ψηφιακή Εικόνα – Ψηφιακά Συστήματα

Ν. Α. Κελέκης

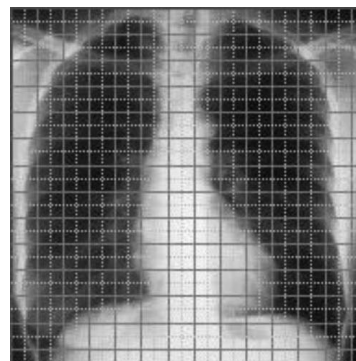
Η βασική διαφορά των αναλογικών από τα ψηφιακά συστήματα είναι η εισαγωγή του ηλεκτρονικού υπολογιστή. Σε αυτή τη διαδικασία, η εικόνα μπορεί να λαμβάνεται άμεσα ή έμμεσα με ψηφιακό τρόπο· η δε αποθήκευσή της να γίνεται σε υπολογιστή. Στην έμμεση ψηφιακή απεικόνιση, η εικόνα καταγράφεται σε ανιχνευτή ο οποίος αργότερα με τη χρήση σαρωτών μετατρέπεται σε ψηφιακή εικόνα. Στην άμεση απεικόνιση ο ανιχνευτής είναι συνδεδεμένος με υπολογιστή και η προκύπτουσα εικόνα αποστέλλεται στον υπολογιστή.

Η αποθήκευση των εικόνων σε ψηφιακή μορφή γίνεται με κατακερματισμό τους σαν ψηφιδωτό σε ένα καμβά, μία δισδιάστατη μαθηματική μήτρα στοιχείων εικόνας (συντεταγμένες x,y). Κάθε είδος αρχείου εικόνας (όπως τα γνωστά σε όλους *.bmp, *.jpg, *.tiff κ.α.) έχει στην αρχή του μία κεφαλίδα (header) που φέρει πληροφορίες για το είδος της εικόνας (πχ μαυρόασπρο, κλίμακα του γκρι, έγχρωμο) το είδος συμπίεσης και μετά σε σειρά την περιγραφή της μαθηματικής δισδιάστατης μήτρας (πχ 512x512 εικονοστοιχεία) που αντιστοιχεί στην εικόνα, όπου κάθε εικονοστοιχείο έχει έναν αριθμό που περιγράφει την έντασή του και τη διαβάθμιση του χρώματός του (Εικ. 1.1). Το λογισμικό του υπολογιστή διαβάζει την κεφαλίδα και ακολούθως οπτικοποιεί την εικόνα βάσει των πληροφοριών της και των δεδομένων της μαθηματικής μήτρας, μετατρέποντας τις αριθμητικές τιμές σε αντίστοιχες εντάσεις της κλίμακας του γκρι ή χρωματικών χώρων για τελική θέαση στην οθόνη ή εκτύπωση.

Στις ιατρικές εικόνες των απεικονιστικών μεθόδων το διεθνές πρότυπο επικοινωνίας και πρωτόκολλο ψηφιακών αρχείων ιατρικής εικόνας ονομάζεται **DICOM** (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) και διαφέρει από τα κοινά αρχεία στο ότι η κεφαλίδα του φέρει εκτός από τα γενικά στοιχεία της εικόνας πλειάδα ειδικών πληροφοριών όπως δημογραφικά χαρακτηριστικά του ασθενούς, μοντέλο και κατασκευαστή του απεικονιστικού μηχανήματος, τα επιμέρους στοιχεία έκθεσης, ημερομηνίες, πάχος τομής κλπ, θέση τομής ή προβολής στο χώρο κλπ. Σε κάθε μη-

χάνημα αλλά και σε πρακτικά κάθε υπολογιστή μπορεί να λειτουργήσει ιατρικό λογισμικό ανάγνωσης και οπτικοποίησης των DICOM εικόνων (DICOM viewer) με εργαλεία όπως μετρήσεις τιμών, αποστάσεων, γωνιών, μεγέθυνσης, προσαρμογής παραθύρου καθώς και εφαρμογές μετεπεξεργασίας εικόνων. Σήμερα όταν παραδίδεται μία εξέταση σε ψηφιακή μορφή, αυτή σε CD περιέχει τα αρχεία DICOM των εικόνων, ένα DICOM λογισμικό θέασης με λίγες απαιτήσεις πόρων και τη γνωμάτευση.

Χρησιμοποιώντας το πρωτόκολλο DICOM αναπτύχθηκαν τα νοσοκομειακά δίκτυα αποθήκευσης και επικοινωνίας ιατρικών εικόνων (**PACS**, Picture Archiving and Communications System). Αυτά επιτρέπουν την αρχειοθέτηση εικόνων σε κεντρικό εξυπηρετητή από όλα τα απεικονιστικά μηχανήματα, τη διάθεσή τους στο δικτυακό περιβάλλον του νοσοκομείου ή μέσω διαδικτύου σε κάθε εξουσιοδοτημένο υπολογιστή εκτός νοσοκομείου. Τα συστήματα PACS συνδέονται άμεσα με λογισμικό διαχείρισης προγραμματισμού εξετάσεων ακτινολογικού τμήματος και αποθήκευσης γνωματεύσεων (**RIS**, Radiology Information System). Και τα δύο ως άνω συστήματα λογισμικού διασυνδέονται με το κεντρικό λογισμικό διαχείρισης του νοσοκομείου (**HIS**, Hospital Information System), ούτως ώστε να είναι προσβάσιμες οι απεικονιστικές εξετάσεις, τα πορίσματα και ο προγραμματισμός τους μέσω του ηλεκτρονικού ιατρικού φακέλου του ασθενούς στις κλινικές.



Εικόνα 1.1

Η ψηφιακή απεικόνιση αποτελείται από μικρά τετράγωνα που καθένα έχει συγκεκριμένη απόχρωση του γκρι, όπως ένα ψηφιδωτό σε ένα καμβά.

Βασικές Αρχές Υπερηχοτομογραφίας

Π. Καραϊσκος, Ν. Α. Κελέκης

Επιτρέπει μελέτη ιστών βάσει άλλων φυσικών χαρακτηριστικών τους, δηλαδή παρουσία και μέγεθος ανακλαστικών επιφανειών, υλικών διαφορετικής ακουστικής εμπέδησης, και βαθμό απορρόφησης και εξασθένησης της δέσμης υπερήχων.

Υπέρηχοι: μηχανικά διαμήκη κύματα συχνότητας μεγαλύτερης από 20 kHz που είναι το ανώτατο όριο της ανθρώπινης ακοής. Οι διαγνωστικές εφαρμογές των υπέρηχων βασίζονται στο φαινόμενο της ανάκλασής τους στις διαχωριστικές επιφάνειες μεταξύ διαφορετικών δομών του ανθρώπινου σώματος.

Αρχικά εκπέμπεται ένας ηχητικός παλμός στην περιοχή των υπέρηχων ο οποίος διαδίδεται μέσα στο σώμα. Κατά τη διάδοσή του συναντά διάφορες δομές οι οποίες ανακλούν τον ήχο. Με τη χρήση ειδικού ανιχνευτή καταγράφονται τόσο η ένταση του ανακλώμενου κύματος όσο και ο χρόνος που απαιτείται για να φτάσει στον ανιχνευτή. Από τον χρόνο της καταγραφής καθορίζεται η περιοχή (η απόσταση) στην οποία έγινε η ανάκλαση (στη διάγνωση υπερήχων θεωρούμε την ταχύτητα του κύματος σταθερή ανεξάρτητα από το μέσο διάδοσης) ενώ η ένταση της ανάκλασης δίνει πληροφορίες για την δομή από την οποία προήλθε. Ο πομπός και ταυτόχρονα ανιχνευτής είναι συστοιχία πιεζοηλεκτρικών κρυστάλλων που ευρίσκονται μέσα στον ηχοβολέα που κρατά ο εξεταστής και ακουμπώντας τον στο σώμα πραγματοποιεί τομές σε οποιοδήποτε επίπεδο στρέφοντάς τον ανάλογα.

Αναλυτικότερα, το ποσοστό της έντασης του ήχου που ανακλάται όταν ο ήχος αλλάξει μέσο διάδοσης, εξαρτάται από τη διαφορά στην ακουστική εμπέδηση, Z , μεταξύ των δύο μέσων. Αν οι τιμές αυτές είναι ίσες ($Z_1 = Z_2$), το ηχητικό κύμα δεν ανακλάται αλλά διαδίδεται ανεπηρέαστο. Όσο μεγαλύτερη είναι η διαφορά των Z_1 και Z_2 , τόσο μεγαλύτερο είναι το ποσοστό της έντασης που ανακλάται.

Επειδή τα υγρά του σώματος και οι μαλακοί ιστοί έχουν παρόμοιες τιμές ακουστικής εμπέδησης, οι περισσότεροι υπέρηχοι που εισέρχονται στο ανθρώπινο σώμα δεν ανακλώνται σε μεγάλο βαθμό. Αυτό ση-

μαίνει ότι οι υπέρηχοι μπορούν να διεισδύσουν βαθιά μέσα στο σώμα και να οδηγήσουν στην παραγωγή ανακλώμενων ήχων πάνω σε επιφάνειες που βρίσκονται σε μεγάλα βάθη μέσα στο σώμα, με εξαίρεση την περίπτωση που θα συναντήσουν αέρα ή οστό, οπότε λόγω της μεγάλης διαφοράς στην ακουστική εμπέδηση, το μεγαλύτερο μέρος τους θα ανακλαστεί.

Για τους ανωτέρω λόγους για την είσοδο της δέσμης στο σώμα χρησιμοποιείται υδαρής γέλη (gel) στο δέρμα για να μην παρεμβάλλεται αέρας, ενώ χρειάζεται στην περαιτέρω διαδρομή προς το όργανο να υπάρχει καλό «ακουστικό παράθυρο» όπως πχ η ουροδόχος κύστη, ενώ είναι αδύνατη η εξέταση διαμέσου του πνεύμονα ή των πλευρών λόγω πλήρους ανάκλασης της δέσμης.

Μία ηπατική κύστη δε θα δώσει στο εσωτερικό της ανακλάσεις γιατί έχει ομοιογενές υδατικό περιεχόμενο, θα απεικονιστεί μαύρη (άνηχο περιεχόμενο), δε θα εξασθενήσει η δέσμη στη διαδρομή της όσο σε διαδρομή στο γειτονικό παρέγχυμα και οι δομές από πίσω της θα έχουν αυξημένη ένταση συγκριτικά με τις γειτονικές της («ακουστική ενίσχυση» που σημαίνει στην ουσία μειωμένη εξασθένηση **(Εικ. 6.68Α)**). Αντίθετα αν υπάρχει στο ηπατικό παρέγχυμα λιπώδης διήθηση αυτή προκαλεί αυξημένες ανακλάσεις και εξασθένηση (λόγω των ενδοκυτταροπλασματικών συσσωρεύσεων λιπιδίων), οπότε συγκριτικά με το υγιές παρέγχυμα οι περιοχές με λιπώδη διήθηση θα φαίνονται πιο άσπρες (υπερηχογενείς) και το παρέγχυμα που ευρίσκεται πίσω τους θα έχει μειωμένη ένταση ή μπορεί και να μην απεικονίζεται καθόλου. Εάν υπάρχουν σε ιστό αποσιτανώσεις, αυτές θα δημιουργούν ανάκλαση (θα φαίνονται άσπρες) με μικρή ακουστική σκιά πίσω τους (οι ιστοί θα φαίνονται πιο μαύροι) αν είναι ευμεγέθεις. Αντίστοιχα σε παρουσία λίθων (πχ χολολίθων) η πρόσθια επιφάνειά τους (προς τον ηχοβολέα) θα φαίνεται έντονα ανακλαστική (άσπρη) με πλήρη ακουστική σκιά από εκεί και πίσω (καθαρά μαύρη περιοχή λόγω πλήρους ανάκλασης της δέσμης. **Εικ. 4.81Α**).

Σε παρουσία αέρα (π.χ. στο 12δάκτυλο) πάλι έχουμε έντονη ανάκλαση με ακουστική σκιά που περιέχει μερικές εσωτερικές ανακλάσεις («βρώμικη σκιά»).

Οι συχνότητες υπερήχων που χρησιμοποιούνται στην Ιατρική είναι από 1 έως 50 MHz και αντιστοιχούν σε μήκη κύματος της τάξης του mm. Η επιλογή αυτή των συχνοτήτων στηρίζεται στο γεγονός ότι το μέγεθος ενός αντικείμενου που είναι ικανό να ανακλά τον ήχο εξαρτάται από το μήκος κύματος (και άρα τη συχνότητα του ηχητικού κύματος). Αν ένα αντικείμενο είναι πολύ μικρότερο από το μήκος κύματος του ηχητικού κύματος, δεν ανακλά τον ήχο. Αντίθετα τα μεγαλύτερα αντικείμενα είναι πολύ καλύτεροι ανακλαστές. Επομένως η χωρική διακριτική ικανότητα της απεικόνισης με υπέρηχους εξαρτάται άμεσα από το μήκος κύματος. Γενικά, οι μικρότερες δομές είναι πιο ευδιάκριτες όταν χρησιμοποιούνται μικρότερα μήκη κύματος και άρα υψηλότερες συχνότητες. Οι υπέρηχοι με μεγάλες συχνότητες όμως απορροφούνται σε μεγάλο βαθμό πριν φτάσουν στην περιοχή ενδιαφέροντος και το ωφέλιμο βάθος απεικόνισης μειώνεται σημαντικά στις υψηλότερες συχνότητες, δηλαδή πρακτικά εξετάζονται καλά σχετικά

επιφανειακά όργανα.

Σαν παράδειγμα, στην απεικόνιση του μαστού, όπου οι δομές είναι σε μικρότερο βάθος χρησιμοποιούνται μεγαλύτερες συχνότητες (7,5 έως 10 MHz), από τις συχνότητες που χρησιμοποιούνται στην απεικόνιση δομών της κοιλιάς (περίπου 3 MHz), οι οποίες βρίσκονται σε βάθος της τάξης των 10 εκ. Από την άλλη μεριά βέβαια η χωρική διακριτική ικανότητα στην απεικόνιση του μαστού είναι υψηλότερη και η εικόνα λεπτομερέστερη.

Μια επίσης σημαντική εφαρμογή των υπερήχων για την ανίχνευση, μελέτη και παρουσίαση κινουμένων επιφανειών είναι η **έγχρωμη Doppler υπερηχοτομογραφία** στην οποία απεικονίζεται σε χρωματική κλίμακα η ροή του αίματος στα αγγεία (ή και άλλων υγρών όπως ο πίδακας ούρων από τα ουρητηρικά στόμια) επιπροβαλλόμενη στη συμβατική εικόνα της κλίμακας του γκρι. Η χρωματική κλίμακα αποτυπώνει την ταχύτητα και την κατεύθυνση της ροής. Επιλέγοντας ένα σημείο στο αγγείο μπορούμε να πάρουμε καταγραφή της ταχύτητας στη διάρκεια του καρδιακού κύκλου (κυματομορφή Doppler).

Βασικές Αρχές Υπολογιστικής Τομογραφίας

Ι. Σεϊμένης, Ν. Α. Κελέκης

Η εισαγωγή της **υπολογιστικής τομογραφίας (ΥΤ)** έγινε μετά από ανεξάρτητες μελέτες δύο δεκαετιών κυρίως από τους Sir Godfrey Hounsfield και Cormack, οι οποίοι το 1979 τιμήθηκαν με το βραβείο Νόμπελ για τη συμβολή τους στην Ιατρική. Το πρώτο κλινικό σύστημα που εγκαταστάθηκε το 1971 στο νοσοκομείο Atkinson Morley του Λονδίνου μπορούσε να σαρώσει μόνο εγκεφάλους με τη λήψη των δεδομένων για μία τομή να διαρκεί περίπου 5 λεπτά, ενώ ο χρόνος ανακατασκευής μιας εικόνας από τα ληφθέντα δεδομένα ήταν περίπου 7 λεπτά.

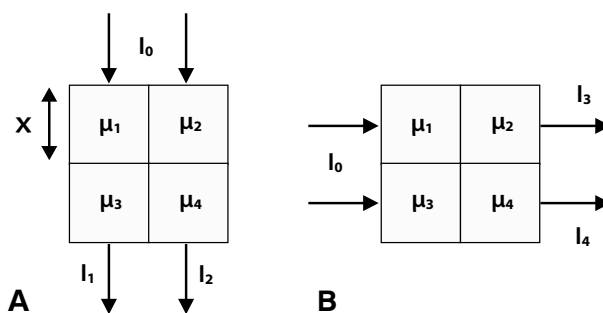
Η ΥΤ χρησιμοποιεί ακτίνες-Χ όπως και η κλασική ακτινογραφία. Η διαφορά τους είναι ότι ο ασθενής στην ΥΤ είναι ξαπλωμένος σε εξεταστική κλίνη με το σύστημα λυχνίας-ανιχνευτών μέσα σε κατασκευή που λέγεται ικρίωμα (gantry) να τον περιβάλλει και η ακτινοβολή να γίνεται όχι σε ευρεία περιοχή (πχ θώρακας) αλλά με περιστροφή του συστήματος λυχνίας-ανιχνευτών σε λεπτή δέσμη που αντιστοιχεί σε τομή κάθετη στον επιμήκη άξονα του σώματος της τάξης πάχους μερικών χιλιοστών (πχ για την απεικόνιση του θώρακος χρειάζονται τυπικά 30 τομές πάχους 1 εκ.). Επίσης γενικά η ΥΤ έχει σημαντικά μεγαλύτερη δόση στον ασθενή απ' ό τι οι απλές ακτινογραφίες. Η ΥΤ επιλύει σοβαρές δυσκολίες που αποτελούν περιορισμό για την κλασική ακτινογραφία: **1)** την απεικόνιση τομών και άρα την υπέρβαση του περιορισμού των προβολικών απεικονίσεων, **2)** τη μείωση της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας με τη χρήση πολύ μικρότερων πεδίων ακτίνων Χ και άρα την μείωση του θορύβου στην προκύπτουσα εικόνα, **3)** λόγω της βασικής αρχής και της μεθόδου ανακατασκευής της εικόνας, διαφορές στην πυκνότητα της τάξης του 1% μπορούν να διακριθούν, με αποτέλεσμα να καθίσταται δυνατή η απεικόνιση ιστών με μικρή διαφορά στην αντίθεσή τους.

Το σύστημα συλλογής δεδομένων καταγράφει την ποσότητα των ακτίνων-Χ που συλλέγονται από τους ανιχνευτές σαν «στιγμιότυπα ακτινοβολήσης» που αντιστοιχούν σε διαφορετικές γωνίες της λυχνίας (προβολές) κατά τη διάρκεια μιας πλήρους περι-

στροφής της. Όπως προαναφέρθηκε, οι ανιχνευτές μετρούν την προσπίπτουσα ακτινοβολία (για την ακρίβεια το αποτέλεσμά της επάνω τους μέσω ηλεκτρικού σήματος που παράγουν και καταγράφεται ψηφιακά για κάθε ανιχνευτή και για κάθε προβολή) μετά τη διέλευσή της από τον ασθενή και η διερχόμενη ένταση δίνεται από την **εξίσωση 1** (βλέπε απλές ακτινογραφίες). Κάθε προβολή είναι το αποτέλεσμα των μετρήσεων όλων των ανιχνευτών για μία συγκεκριμένη θέση του συστήματος λυχνίας-ανιχνευτών, οπότε λαμβάνονται πολλές προβολές για διάφορες θέσεις και για σάρωση 360° (πλήρης σάρωση). Τα ληφθέντα σήματα μετατρέπονται σε ψηφιακή μορφή και μετά αποθηκεύονται ως πρωτογενή δεδομένα (CT raw data).

Το στάδιο της ανασύνθεσης μιας εικόνας ΥΤ ουσιαστικά συνίσταται στη δισδιάστατη ανασύνθεση της κατανομής του συντελεστή εξασθένησης, $\mu(x,y)$ σε **μονάδες Hounsfield** (Hounsfield Units, HU), από το αντίστοιχο σύνολο των ληφθέντων προβολών για κάθε επιμέρους τομή.

Σ' ένα απλοποιημένο παράδειγμα ας θεωρήσουμε ότι έχουμε ένα στερεό με τέσσερα στοιχεία διαφορετικής πυκνότητας δηλαδή διαφορετικού συντελεστή εξασθένησης. Ακτινοβολούμε το στερεό σε δύο διαφορετικές προβολές κάθετες μεταξύ τους, με ένα σύστημα μίας λυχνίας με ένταση δέσμης I_0 και δύο ανιχνευτές (**Σχήμα 1.6**).



Σχήμα 1.6 (Α,Β)

Προβολές των ακτίνων Χ σε διαφορετικές γωνίες. Αποτελεί τη βάση για την ανακατασκευή της εικόνας στην ΥΤ.

Καταγραφή δεδομένων**(α) προβολή:**

$$\ln [I_1/I_0] = - (\mu_1 + \mu_3) x$$

$$\ln [I_2/I_0] = - (\mu_2 + \mu_4) x$$

(β) προβολή:

$$\ln [I_3/I_0] = - (\mu_1 + \mu_2) x$$

$$\ln [I_4/I_0] = - (\mu_3 + \mu_4) x$$

Συνδυασμός καταγραφών:

Σύστημα 4 εξισώσεων με 4 αγνώστους επίλυση και κατασκευή μαθηματικής μήτρας με τους 4 υπολογισμένους συντελεστές εξασθένησης. (I_0 γνωστό, I_{1-4} μετρημένα, x γνωστό)

$$\ln [I_1/I_0] = - (\mu_1 + \mu_3) x$$

$$\ln [I_2/I_0] = - (\mu_2 + \mu_4) x$$

$$\ln [I_3/I_0] = - (\mu_1 + \mu_2) x$$

$$\ln [I_4/I_0] = - (\mu_3 + \mu_4) x$$

Αν λαμβάνονταν άπειρες προβολές με άπειρα στοιχειώδη τμήματα η εικόνα θα ήταν ακριβώς όμοια με το πραγματικό αντικείμενο. Τα σύγχρονα συστήματα ΥΤ λαμβάνουν έως και περίπου 5.000 προβολές για κάθε περιστροφή 360° με εκατοντάδες στοιχειώδη τμήματα ανά προβολή. Διάφορες μαθηματικές προσεγγίσεις ερευνήθηκαν και εφαρμόστηκαν κατά καιρούς, με αυτή της οπισθοπροβολής μετά από φιλτράρισμα (filtered backprojection ή convolution method) να αποτελεί την πρώτη επιλογή στο σύνολο σχεδόν των εγκατεστημένων συστημάτων, ενώ πρόσφατα επανήλθαν οι λεγόμενες επαναληπτικές (iterative) μέθοδοι, οι οποίες απαιτούν μεγάλη υπολογιστική ισχύ αλλά έχουν καλύτερη απόδοση σήματος προς θόρυβο και συντελούν τελικά σε σημαντική μείωση της δόσης.

Τεχνικές Σάρωσης**Συμβατική ΥΤ**

Συμβατική ή απλή ή βηματική ΥΤ (sequential CT, axial CT, slice-by-slice ή scan-to-scan, **Σχήμα 1.7Α**) αποτέλεσε την πρώτη μέθοδο σάρωσης και τη μοναδική διαθέσιμη για πολλά χρόνια. Εκτελείται μια περιστροφή του συστήματος λυχνίας-ανιχνευτών με την τράπεζα ακίνητη, καταγράφονται τα δεδομένα, σταματά η ακτινοβολή, μετακινείται η τράπεζα στην επόμενη τομή και επαναλαμβάνεται η διαδικασία μέχρι να καλυφθεί όλη η περιοχή εξέτασης. Αργή μέθοδος με μεγάλο χρόνο εξέτασης που δεν επέτρεπε ταχεία σάρωση

μίας περιοχής πχ του ήπατος κατά την αρτηριακή φάση διόδου του σκιαγραφικού μέσου. Έχει πια αποσυρθεί.

Ελικοειδής ΥΤ / μονοτομική ελικοειδής ΥΤ (spiral CT single-slice spiral CT)

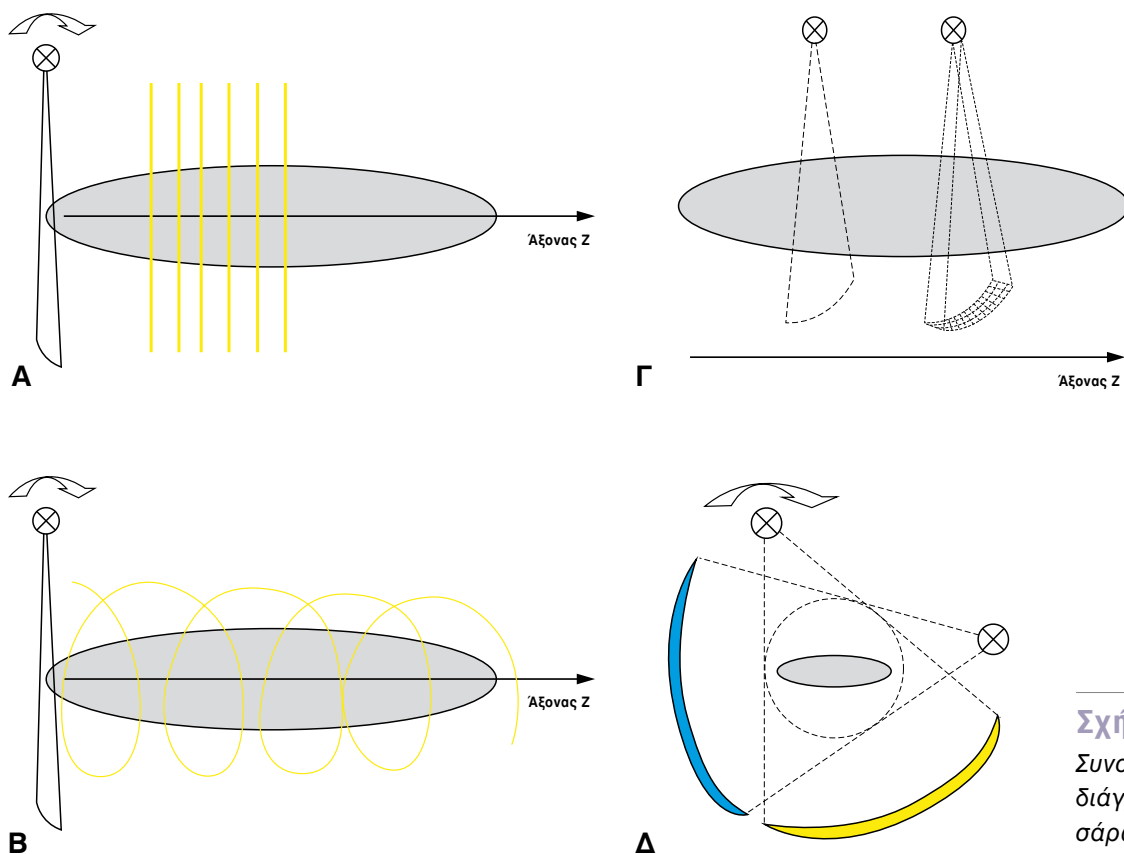
Εδώ έχουμε συνεχή περιστροφή του συστήματος λυχνίας-ανιχνευτών, συνεχή εκπομπή ακτίνων X από τη λυχνία με ταυτόχρονη μέτρηση και συνεχή μετακίνηση της εξεταστικής τράπεζας με σταθερή ταχύτητα προς την ίδια κατεύθυνση (**Σχήμα 1.7Β**). Ουσιαστικά, η λυχνία και η ανιχνευτική διάταξη διαγράφουν μια σπειροειδή τροχιά γύρω από τον ασθενή και καταγράφονται ελικοειδή δεδομένα όπου σε κάθε σημείο της έλικας δεδομένων μπορεί να ανασυντεθεί μία τομή. Ως αποτέλεσμα, η ελικοειδής ΥΤ χαρακτηρίζεται από σύντομους χρόνους εξέτασης (της τάξης των δευτερολέπτων) καθώς και από δυνατότητα ανασύνθεσης τομών με αλληλεπικάλυψη στον άξονα Z (ποιοτικές πολυεπίπεδες ανασυνθέσεις και μετεπεξεργασία). Έχει πια ουσιαστικά αντικατασταθεί από τα πολυτομικά συστήματα.

Πολυτομική Ελικοειδής ΥΤ (ΥΤ πολλαπλών σειρών ανιχνευτών, multislice/multidetector CT)

Αντί για μία συστοιχία ανιχνευτών όπως στην απλή ελικοειδή ΥΤ υπάρχουν πολλαπλές (2-320) σειρές ανιχνευτών (**Σχήμα 1.7Γ**), έτσι σε κάθε περιστροφή του συστήματος αντί για ένα βήμα έλικας δεδομένων καταγράφονται από 2-320 βήματα, δίνοντας μεγαλύτερη γεωμετρική κάλυψη ανά περιστροφή, επιταχύνοντας σημαντικά το χρόνο εξέτασης και παρέχοντας υψηλή χωρική διακριτική ικανότητα κατά τον άξονα z (μέσω της λήψης λεπτών τομών). Σήμερα για τις περισσότερες εφαρμογές επαρκούν οι πολυτομικοί ΥΤ 16 σειρών ανιχνευτών, ενώ οι περισσότερες σειρές ανιχνευτών (64-320) έχουν σαν μοναδικό στόχο την απεικόνιση της καρδιάς και ιδιαίτερα των στεφανιαίων με ικανοποιητική σάρωση όλης της περιοχής σε ένα καρδιακό κύκλο. Θα πρέπει να σημειωθεί ότι και οι πολυτομικοί ΥΤ διατηρούν και τη δυνατότητα συμβατικής (μη ελικοειδούς) σάρωσης με περισσότερες συμβατικές τομές (π.χ. 4) ανά περιστροφή.

ΥΤ Δύο Λυχνιών

Οι τομογράφοι αυτοί διαθέτουν δύο ανεξάρτητες διατάξεις με μία λυχνία και ένα ανιχνευτικό σύστημα η καθεμία που διαχωρίζονται γεωμετρικά κατά 94° (**Σχήμα 1.7Δ**). Πλεονέκτημα ο μικρός χρόνος σάρω-



Σχήμα 1.7 (Α-Δ)
Συνοπτικό
διάγραμμα τεχνικών
σάρωσης της ΥΤ.

σης ανά περιστροφή με εφαρμογή αποκλειστικά στην καρδιακή απεικόνιση.

Πολυενεργειακή ΥΤ

Η διπλοενεργειακή ΥΤ (dual energy CT) βασίζεται στο γεγονός ότι ο γραμμικός συντελεστής εξασθένισης μ εξαρτάται από την ενέργεια των φωτονίων και το υλικό ή ιστό που αυτά διαπερνούν. Συνεπώς, εάν σαρώσουμε ένα αντικείμενο με δύο διαφορετικά ενεργειακά φάσματα (π.χ. 80 και 140 kVp) μπορούμε να διαχωρίσουμε απεικονιστικά δύο υλικά με επαρκώς διαφορετικά φάσματα απορρόφησης ανασυνθέτοντας δύο διαφορετικές εικόνες, π.χ., για νερό και ιώδιο. Περαιτέρω, η πολυενεργειακή ή φασματική ΥΤ (multi energy ή spectral CT) στοχεύει στο διαχωρισμό της πολυχρωματικής δέσμης ακτινοβολίας στις συστατικές ενέργειές της (φάσμα ενεργειακής διασποράς), κατ' αντιστοιχία με το πρίσμα που αναλύει τη φωτεινή δέσμη λευκού φωτός στα χρώματα του φάσματός της.

Απεικόνιση και Οπτικοποίηση στην ΥΤ

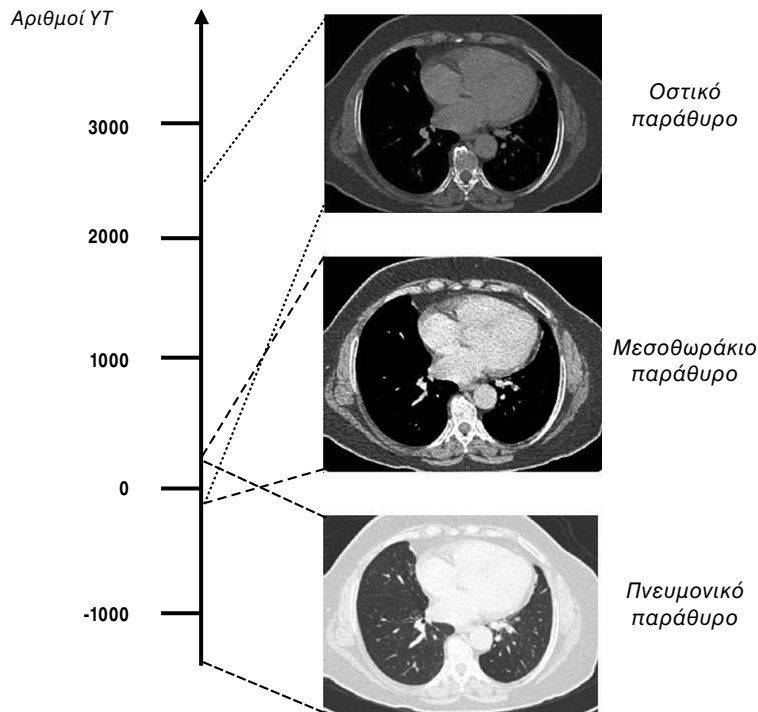
Σύμφωνα με τη μέχρι τώρα συζήτηση η προκύπτου-

σα εικόνα είναι ένας χάρτης των συντελεστών εξασθένισης μ της ακτινοβολίας από τον ασθενή. Για πρακτικούς λόγους (βολικοί αριθμοί και μείωση της εξάρτησης από την ενέργεια της ακτινοβολίας) μετατρέπουμε το δισδιάστατο χάρτη των συντελεστών εξασθένισης σε χάρτη αριθμών ΥΤ σύμφωνα με τη σχέση:

$$\text{Αριθμός ΥΤ} = [1000 * (\mu_{\text{ιστού}} - \mu_{\text{νερού}})] / \mu_{\text{νερού}} \quad (\text{Εξίσωση 2})$$

Συνήθως, το εύρος μεταβολής των αριθμών ΥΤ εκτείνεται από -1.024 έως 3071 μονάδες Hounsfield (HU). Σε αυτή την κλίμακα, το -1.000 αντιστοιχεί στην πυκνότητα του **αέρα**, το -100 στην πυκνότητα του **λίπους** (παθολογικά), το 0 αντιστοιχεί στην εξασθένιση του **νερού** και το +1.000 στην εξασθένιση **μετάλλων**. Τα HU για τα **οστά** κυμαίνονται μεταξύ 800 και 1.500, ενώ για τους **μαλακούς ιστούς** από 30 έως 70-80. Η ΥΤ συγκρινόμενη με τις απλές ακτινογραφίες έχει πολύ καλύτερη **διακριτική ικανότητα** πυκνότητας.

Η μαθηματική αυτή μήτρα (matrix) των αριθμών ΥΤ παρουσιάζεται στην οθόνη ως μια δισδιάστατη εικόνα με αντιστοιχία των μονάδων Hounsfield σε τιμές

**Εικόνα 1.2**

Παράθυρα απεικόνισης στην ΥΤ. Με την επιλογή του εύρους (width) του παραθύρου, επιλέγεται το εύρος των αριθμών ΥΤ που θα απεικονιστούν με αντίθεση. Η επιλογή του κέντρου του παραθύρου ορίζει τη φωτεινότητα της εικόνας.

της κλίμακας του γκρι. Τυπικά η μήτρα έχει διαστάσεις 512x512 και αντιστοιχεί σε ψηφιακή εικόνα με ανάλυση 512x512 εικονοστοιχεία (pixels). Το πάχος της τομής είναι πεπερασμένο και καθορίζεται από το εύρος της δέσμης που χρησιμοποιήθηκε για την ακτινοβολή (π.χ. 1 εκ. ή 1 κιλ.). Το πεδίο απεικόνισης ή ανασύνθεσης (*displayed ή reconstructed Field of View, FOV*) αναφέρεται στη τομή και είναι αυτό το γεωμετρικό πεδίο για το οποίο θα επεξεργαστούν τα δεδομένα από την ακτινοβολή. Δηλαδή αν το πεδίο απεικόνισης είναι 51,2x51,2 εκατοστά και η μήτρα μας 512x512 κάθε εικονοστοιχείο της μαθηματικής μας μήτρας και άρα της εικόνας μας θα έχει διαστάσεις 1x1 κιλ.. Αν η τομή μας έχει πάχος 1εκ τότε το στοιχείο όγκου (voxel, το θεωρητικό ορθογώνιο παραλληλεπίπεδο που αντιστοιχεί σε τεμάχιο ιστού) θα έχει διαστάσεις 1x1x 10 χιλιοστά ενώ αν η τομή έχει και αυτή πάχος 1 χιλιοστό τότε το ορθογώνιο παραλληλεπίπεδο θα είναι κύβος με όλες τις ακμές 1χιλιοστό και η σάρωσή μας λέγεται ιστροπική (isotropic voxel).

Κάθε εικονοστοιχείο απεικονιζόμενο στην οθόνη ή το φιλμ έχει διαφορετική φωτεινότητα. Όσο πιο ανοικτό (άσπρο) απεικονίζεται τόσο μεγαλύτερη είναι η εξασθένιση της ακτινοβολίας (δηλ. ο αριθμός ΥΤ) στο αντίστοιχο ογκοστοιχείο (π.χ., οστό). Όσο πιο

σκούρο (μαύρο) απεικονίζεται το εικονοστοιχείο τόσο μικρότερη είναι η εξασθένιση (δηλ. ο αριθμός ΥΤ) στο αντίστοιχο ογκοστοιχείο (π.χ., αέρας). Το ανθρώπινο μάτι μπορεί να ξεχωρίσει μόνο ένα περιορισμένο αριθμό αποχρώσεων του γκρι (περίπου 60, εύρος 40-100, 6 bits). Είναι λοιπόν άσκοπο να αντιστοιχίσουμε την πλήρη κλίμακα των αριθμών ΥΤ (4.096 HU, 12 bits) σε πλήρη κλίμακα αποχρώσεων του γκρι γιατί μικρές διαφορές στον αριθμό ΥΤ δεν καθίστανται οπτικώς αντιληπτές. Συνεπώς, απεικονίζουμε μόνο ένα τμήμα της κλίμακας των αριθμών ΥΤ, το οποίο το αποκαλούμε “**παράθυρο**” (window). Το “παράθυρο” αυτό χαρακτηρίζεται από το **εύρος** του (width) και το **κέντρο** ή επίπεδό του (level). Το εύρος παραθύρου καθορίζει την έκταση διακύμανσης των απεικονιζόμενων αριθμών ΥΤ και επηρεάζει την αντίθεση εικόνας. Αριθμοί ΥΤ μεγαλύτεροι από το ανώτατο όριο απεικονίζονται με άσπρο, ενώ αριθμοί ΥΤ μικρότεροι από το κατώτατο όριο απεικονίζονται με μαύρο. Το κέντρο παραθύρου καθορίζει τη θέση του παραθύρου πάνω στην κλίμακα των αριθμών ΥΤ και τον κεντρικό αριθμό ΥΤ στην απεικονιζόμενη εικόνα ενώ επηρεάζει τη φωτεινότητα της εικόνας. Επομένως, η οπτικοποίηση μιας εικόνας ΥΤ εξαρτάται από την επιλογή του εύρους και του κέντρου του παραθύρου (*Εικ 1.2*).

Βασικές Αρχές Μαγνητικής Τομογραφίας

Ν. Λ. Κελέκης

Ο μαγνητικός τομογράφος (ΜΤ) αποτελείται από εξεταστική κλίνη και ικρίωμα (gantry) μεγαλύτερο από αυτό του ΥΤ, μέσα στο οποίο ευρίσκεται ένας ισχυρότατος υπεραγώγιμος μαγνήτης με ομοιογενές μαγνητικό πεδίο, τρία πηνία που μας επιτρέπουν να βαθμιδώνουμε (να μεταβάλλουμε την έντασή του γραμμικά) παροδικά το κύριο μαγνητικό πεδίο στις τρεις διευθύνσεις του χώρου (x, y, z gradient coils) καθώς και ηλεκτρικά πηνία εκπομπής και λήψης ηλεκτρομαγνητικών κυμάτων στη περιοχή των ραδιοφωνικών συχνοτήτων. Έξω από την αίθουσα υπάρχουν οι υπολογιστές ελέγχου, ανάλυσης του σήματος και επεξεργασίας της εικόνας, ο πομπός εκπομπής ραδιοσημάτων και οι ηλεκτρικές παροχές για τα βαθμιδωτά πεδία.

Η ΜΤ στηρίζεται στο μαγνητικό συντονισμό των πυρήνων του υδρογόνου. Κάθε πυρήνας υδρογόνου ^1H είναι ένα πρωτόνιο θετικά φορτισμένο με μικρό μαγνητικό άνωσμα λόγω της περιστροφής του περί τον άξονά του (spin). Κατ'αυτό τον τρόπο μπορεί να θεωρηθεί ότι τα επί μέρους πρωτόνια συμπεριφέρονται σαν μικροί μαγνήτες, και στη συνήθη κατάσταση κατανέμονται οι διευθύνσεις περιστροφής τους και μαγνητικούς τους ανύσματα τυχαία στο χώρο.

ΒΗΜΑΤΑ ΠΑΡΑΓΩΓΗΣ ΕΙΚΟΝΑΣ

1) Είσοδος του ασθενούς στο ΜΤ

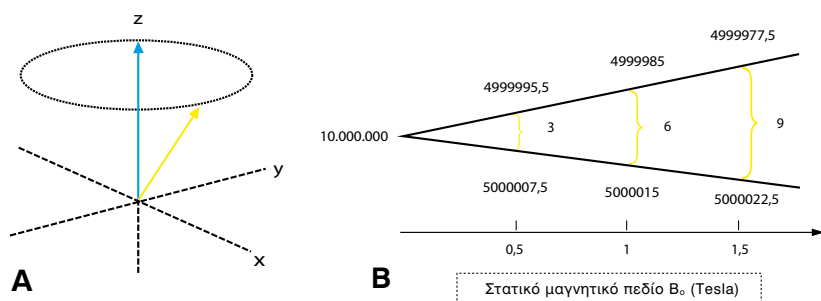
Όταν το ανθρώπινο σώμα εκτεθεί στην επίδραση ισχυρού μαγνητικού πεδίου τα ανύσματα περιστροφής των πυρήνων υδρογόνου (πρωτονίων) ευθυγραμμίζονται παράλληλα (κατάσταση χαμηλής ενέργειας) ή αντιπαράλληλα (κατάσταση υψηλής ενέργειας) προς την κατεύθυνση του κύριου μαγνητικού πεδίου σε ίσο περίπου

αριθμό, και περιστρέφονται σε μία μικρή σταθερή γωνία απόκλισης (γωνία μετάπτωσης) σε σχέση με τον επιμήκη άξονα και την κατεύθυνση του κύριου μαγνητικού πεδίου (κίνηση που διαγράφει στις τρεις διαστάσεις σταθερά ένα κώνο, Σχήμα 1.8Α). Υπάρχει όμως ελαφρά υπεροχή των πυρήνων υδρογόνου που ευθυγραμμίζονται παράλληλα προς το μαγνητικό πεδίο με αποτέλεσμα η μικρή αυτή διαφορά (μερικές μονάδες ή δεκάδες μέρη στο 1.000.000 στα 1.5T) να προκαλεί την εμφάνιση ανύσματος επιμήκους (παράλληλης προς το κύριο μαγνητικό πεδίο) μαγνήτισης. Τη διαφορά αυτή ουσιαστικά εκμεταλλεύονται οι ιατρικές εφαρμογές του μαγνητικού συντονισμού. Η ενεργειακή διαφορά αυτή μεγαλώνει με την ένταση του μαγνητικού πεδίου με αποτέλεσμα την αναλογική αύξηση του σήματος των πρωτονίων (Σχήμα 1.8B).

Για να κατανοήσουμε το φαινόμενο του μαγνητικού συντονισμού θα πρέπει να μπορούμε να διακρίνουμε τη συμπεριφορά **ενός πρωτονίου-μικρού μαγνήτη που το μόνο που μπορεί να κάνει** είναι να ευθυγραμμιστεί παράλληλα ή αντιπαράλληλα με τον άξονα του κυρίου μαγνητικού πεδίου και να περιστρέφεται γύρω από αυτόν με μικρή γωνία μετάπτωσης, από τη συμπεριφορά **μίας ομάδας πρωτονίων** και του αποτελέσματος (συνισταμένης) των μαγνητικών τους ανυσμάτων.

2) Εκπομπή ηλεκτρομαγνητικού παλμού από τα πηνία - διέγερση

Με την εκπομπή ραδιοπαλμού συγκεκριμένης συχνότητας για την ένταση του μαγνητικού πεδίου και του συγκεκριμένου μελετούμενου στοιχείου (συνήθως πυρήνων υδρογόνου) συμβαίνουν ταυτόχρονα δύο διακριτά φαινόμενα **διέγερσης** και **συντονισμού**:



Σχήμα 1.8

A) Μεταπτωτική κίνηση πρωτονίων.
B) Η αύξηση του αριθμού των πρωτονίων στις δύο ενεργειακές καταστάσεις συναρτήσει της έντασης του μαγνητικού πεδίου.

A. Απορροφώντας ενέργεια (διέγερση) τα πρωτόνια περνάνε από παράλληλη σε αντιπαράλληλη κατάσταση, οπότε μικραίνει η διαφορά τους και μικραίνει σταδιακά το άνυσμα της επιμήκους μαγνήτισης. Όταν δε ο αριθμός των αντιπαράλληλων γίνει ίδιος με αυτόν των παράλληλων μηδενίζεται το άνυσμα της επιμήκους μαγνήτισης και:

B. Τα πρωτόνια συντονίζονται δηλαδή περιστρέφονται όλα μαζί σε φάση (είτε είναι παράλληλα είτε αντιπαράλληλα) και εμφανίζεται συνιστάμενο άνυσμα μαγνήτισης στο εγκάρσιο επίπεδο (λόγω της μικρής γωνίας μετάπτωσης των στρεφόμενων ανυσμάτων προς τον επιμήκη άξονα).

Έτσι το **συνολικό άνυσμα μαγνήτισης** (συνισταμένη επιμήκους και εγκάρσιας μαγνήτισης) μιας ομάδας συντονισμένων πρωτονίων (*isochromat*) κατά τη διέγερση εκτρέπεται στο εγκάρσιο επίπεδο (διέγερση γωνίας 90°) πραγματοποιώντας μία σύνθετη περιστροφική κίνηση στο χώρο. (Στην αρχή της διέγερσης αυτό αποτελείται μόνο από το άνυσμα της επιμήκους μαγνήτισης, στην ενδιάμεση διαδρομή αποτελείται από το μειούμενο άνυσμα της επιμήκους και το αναπτυσσόμενο άνυσμα της εγκάρσιας και στο τέλος της διέγερσης στο εγκάρσιο επίπεδο μόνο από το πλήρως αναπτυχθέν άνυσμα της εγκάρσιας μαγνήτισης)

Η **συχνότητα συντονισμού** των πρωτονίων δίδεται από την εξίσωση του Larmor $\omega = \gamma B_0$, όπου ω η γωνιακή ταχύτητα περιστροφής, γ ο γυρομαγνητικός λόγος (φυσική σταθερά για κάθε στοιχείο) και η B_0 ένταση του μαγνητικού πεδίου. Αν το μαγνητικό πεδίο είναι **ομοιογενές** ο παλμός διέγερσης θα συντονίσει **όλα** τα πρωτόνια του σώματος (**πρακτικά άχρηστη διαδικασία**). Αν όμως **βαθμιδωθεί** το μαγνητικό πεδίο πχ κατά τον επιμήκη άξονα z (ελαφρά διαφορετική ένταση μαγνητικού πεδίου από τα πόδια προς το κεφάλι) τότε ο παλμός διέγερσης συγκεκριμένης συχνότητας θα διεγείρει και συντονίσει **μόνο τα πρωτόνια μιας εγκάρσιας τομής** με αντίστοιχη συχνότητα συντονισμού λόγω αντίστοιχης τιμής του τοπικού μαγνητικού πεδίου. Αντίστοιχα αν βαθμιδωθεί το μαγνητικό πεδίο από αριστερά προς τα δεξιά θα διεγερθεί **οβελιαία** τομή, ενώ από εμπρός προς τα πίσω **στεφανιαία** τομή, και σε συνδυασμούς οποιαδήποτε **διπλά λοξή** τομή.

3) Λήψη σήματος

Με την παύση του παλμού διέγερσης το σύστημα επανέρχεται στη κατάσταση ισορροπίας μέσω δύο ανεξάρτητων φαινομένων **αποδιέγερσης** και **αποσυντονισμού** (απώλειας συμφασικότητας):

A. Μέσω μοριακών αλληλεπιδράσεων με τα γειτονικά μόρια του πλέγματος (spin-lattice interactions) τα πρωτόνια αποδίδουν ενέργεια (αποδιέγερση), περνάνε σταδιακά από αντιπαράλληλη σε παράλληλη κατάσταση, οπότε μεγαλώνει η διαφορά και μεγαλώνει σταδιακά το άνυσμα της επιμήκους μαγνήτισης και μετά από αρκετό χρόνο επανέρχεται στο αρχικό μέγεθος πριν τη διέγερση. Ο χρόνος επαναφοράς της μαγνήτισης των πρωτονίων στον επιμήκη άξονα ονομάζεται T1.

B. Μέσω μαγνητικών αλληλεπιδράσεων μεταξύ γειτονικών πρωτονίων (spin-spin interactions) αυτά αποσυντονίζονται (απώλεια φάσης), οπότε μειώνεται σταδιακά το συνιστάμενο άνυσμα μαγνήτισης στο εγκάρσιο επίπεδο. Ο χρόνος απώλειας φάσης κα εξαφάνισης της εγκάρσιας μαγνήτισης ονομάζεται T2.

Έτσι το συνολικό άνυσμα της μαγνήτισης επανέρχεται με σύνθετη περιστροφική κίνηση και μηχανισμό στο χώρο των 3 διαστάσεων προς τη θέση ισορροπίας. Αυτό είναι στην ουσία κινούμενος μαγνήτης μέσα στο πηνίο λήψης και η κίνησή του επάγει ηλεκτρικό σήμα στο πηνίο λόγω ηλεκτρομαγνητικού φαινομένου. Αυτό το σήμα καταγράφεται ψηφιακά και αποτελεί τη βάση για τη προκύπτουσα εικόνα. Οι χρόνοι T1 και T2 είναι φυσικές σταθερές για κάθε στοιχείο και εξαρτώνται από τη χημική σύσταση του ιστού. Γενικά ο αποσυντονισμός (απώλεια φάσης) συμβαίνει πολύ πιο σύντομα (οι χρόνοι T2 είναι μικροί στην τάξη μερικών msec) ενώ η αποδιέγερση πολύ πιο αργά (οι χρόνοι T1 είναι μεγάλοι στη τάξη πολλών msec έως sec).

Είναι εύκολα αντιληπτό ότι το σήμα που θα καταγράψουμε εξαρτάται από το μέγεθος και την ταχύτητα περιστροφής του συνολικού ανύσματος μαγνήτισης, που με τη σειρά του εξαρτάται από την εγκάρσια και επιμήκη συνιστώσα, που με τη σειρά τους σε κάθε χρονική στιγμή εξαρτώνται από την παρουσία και την ποσότητα πρωτονίων (πυκνότητα πρωτονίων) και τους δύο χρόνους χαλάρωσης T1 και T2.

Αν συγκρίνουμε το καθαρό νερό με πρωτεϊνικό διάλυμα ή λίπος στην αποδιέγερση οι μοριακές αλληλεπιδράσεις είναι πιο αποδοτικές στο πρωτεϊνικό διάλυμα και στο λίπος (μεγαλύτερα και περισσότερα μόρια) οπότε ο χρόνος T1 αποδιέγερσης είναι μικρότερος στο πρωτεϊνικό διάλυμα ή στο λίπος και μεγαλύτερος (βραδύτερη απόδοση ενέργειας) στο καθαρό υδατικό διάλυμα. Από την άλλη το μόριο του νερού έχει δύο συμμετρικά πρωτόνια ενώ τα πρωτόνια στην πρωτεΐνη ή στις αλειφατικές αλυσίδες έχουν πολύ πιο ανομοιογενές ενδομοριακό περιβάλλον και έτσι οι αλληλεπι-