



ΕΘΝΙΚΟ ΚΑΙ
ΚΑΠΟΔΙΣΤΡΙΑΚΟ
ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ
ΑΘΗΝΩΝ

ΙΑΤΡΙΚΗ ΣΧΟΛΗ

ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟ
ΙΑΤΡΙΚΗΣ
ΦΥΣΙΚΗΣ

Δ/ντής: Αναπλ.
Καθηγητής Ε.
ΓΕΩΡΓΙΟΥ

ΦΥΣΙΚΗ ΤΗΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ ΣΤΗΝ ΙΑΤΡΙΚΗ

της

Σοφίας Κόττου

Φυσικός Ιατρικής
Επίκουρη Καθηγήτρια

Σεπτέμβριος 2007

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

1. Τεχνικές Απεικόνισης.....	1
1.1 Ακτινογραφία (Radiography)	2
1.2 Ακτινοσκόπηση (Fluoroscopy).....	4
1.3 Μαστογραφία (Mammography)	5
1.4 Υπολογιστική Τομογραφία (CT Computed Tomography).....	6
1.5 Απεικόνιση Πυρηνικής Ιατρικής	7
1.6 Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού (MRI Magnetic Resonance Imaging).....	11
1.7 Απεικόνιση με υπερήχους	14
2. Βασικά Χαρακτηριστικά Ποιότητας Εικόνας	18
2.1 Αντίθεση (Contrast).....	18
2.2 Χωρική Διακριτική Ικανότητα (Spatial Resolution)	20
2.3 Εκτός όμως από την ποιότητα εικόνας.....	21
3. Ακτινοβολία.....	22
3.1 Ηλεκτρομαγνητική Ακτινοβολία (HM).....	22
3.2 Σωματιδιακή Ακτινοβολία.....	25
4. Δομή του ατόμου	26
4.1 Η διάταξη των ηλεκτρονίων	26
4.2 Ακτινοβολία από μεταπήδηση ηλεκτρονίου	29
4.2.1 Χαρακτηριστική ακτινοβολία X.....	30
4.2.2 Ηλεκτρόνιο Auger	31
5. Δομή του πυρήνα.....	32
5.1 Σύνθεση του πυρήνα.....	32
5.2 Πυρηνικές δυνάμεις και ενεργειακά επίπεδα	32
5.3 Πυρηνική αστάθεια και ραδιενέργεια.....	33
5.3.1 Ακτινοβολία γ	36
5.3.2 Ηλεκτρόνια εσωτερικής μετατροπής.....	37
5.3.3 Δεσμευτική ενέργεια του πυρήνα και έλλειμμα μάζας	37
5.3.4 Πυρηνική σχάση και πυρηνική σύντηξη	39
6. Αλληλεπίδραση ακτινοβολίας και ύλης	41
6.1 Αλληλεπίδραση σωματιδίων και ύλης.....	41
6.1.1 Διέγερση, ιοντισμός και απώλεια ενέργειας με εκπομπή ακτινοβολίας.....	41
6.1.2 Ειδικός Ιοντισμός	42
6.1.3 Η πορεία ενός φορτισμένου σωματιδίου στην ύλη	43
6.1.4 Γραμμική Μεταβίβαση Ενέργειας (LET linear energy transfer).....	45
6.1.5 Σκεδασμός	45
6.1.6 Αλληλεπίδραση με εκπομπή ακτινοβολίας - πέδηση	46
6.1.7 Εξαύλωση ποζιτρονίου	47
6.1.8 Αλληλεπίδραση νετρονίων και ύλης	48
6.2 Αλληλεπίδραση φωτονίων X και γ με την ύλη	48
6.2.1 Σκεδασμός Rayleigh (κλασικός σκεδασμός).....	49
6.2.2 Σκεδασμός Compton	49
6.2.3 Το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο	52
6.2.4 Δίδυμη γένεση	56
6.3 Εξασθένηση ακτίνων X και γ	57
6.3.1 Γραμμικός συντελεστής εξασθένησης.....	58

6.3.2	Μαζικός συντελεστής εξασθένησης.....	60
6.3.3	Πάχος ημιεξασθένησης.....	61
6.3.4	Ενεργειακή διαμόρφωση πολυενεργειακής ακτινοβολίας	62
6.4	Απορρόφηση ενέργειας από ακτίνες X και γ. Απορροφούμενη Δόση.....	64
6.4.1	Έκθεση στην ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία. Δόση έκθεσης	65
6.4.2	Ισοδύναμη Δόση και Ενεργός Δόση.....	68
6.5	Μέτρηση της Απορροφούμενης Δόσης.....	71
6.5.1	Θερμιδομετρική Δοσιμετρία.....	72
6.5.2	Φωτογραφικά Δοσίμετρα	73
6.5.3	Χημική Δοσιμετρία	75
6.5.4	Δοσιμετρία Σπινθηρισμών.....	76
6.5.5	Δοσιμετρία Θερμοφωταύγειας	77
6.5.6	Άλλα Δοσίμετρα Στερεάς Κατάστασης.....	79
6.6	Μέτρηση της Δόσης Έκθεσης.....	79
6.6.1	Θάλαμος Ιοντισμού ελεύθερου αέρα.....	79
6.6.2	Θάλαμος Δακτυλήθρας.....	83
6.6.3	Δοσιμετρία με ημιαγωγούς.....	84
7.	Παραγωγή των ακτίνων X.....	89
7.1	Λυχνία παραγωγής των ακτίνων X.....	89
7.1.1	Ακτινοβολία Πέδησης	90
7.1.2	Χαρακτηριστική ακτινοβολία X.....	93
7.1.3	Το ηλεκτρόδιο κάθοδος	94
7.1.4	Το ηλεκτρόδιο άνοδος	95
7.2	Διαμόρφωση της δέσμης των ακτίνων X	96
7.2.1	Φίλτρα - Ηθμοί	96
7.2.2	Κατευθυντές	99
7.3	Παράγοντες που επηρεάζουν την εκπομπή των ακτίνων X	100
8.	Επιταχυντές Σωματιδίων	104
8.1	Πηγή ιόντων του επιταχυντή	105
8.2	Επιταχυντής Van de Graaff	106
8.3	Επιταχυντές εναλλασσόμενου δυναμικού	107
8.3.1	Γραμμικός επιταχυντής.....	107
8.3.2	Κύκλοτρο (ή κυκλοτρόνιο).....	109
8.4	Επιταχυντές Συγχρονισμού.....	111
8.4.1	Βήτατρο	111
8.4.2	Συγχρο-κύκλοτρο	111
8.4.3	Σύγχροτρο.....	112
8.5	Συνοπτικά	113
8.5.1	Επιταχυντές ηλεκτροστατικού πεδίου	114
8.5.2	Επιταχυντές συντονισμού.....	114
8.5.3	Επιταχυντές συγχρονισμού.....	116

Φυσική της Απεικόνισης στην Ιατρική

1. Τεχνικές Απεικόνισης

Για την ιατρική απεικόνιση του ανθρώπινου σώματος πρέπει να δαπανηθεί κάποια μορφή ενέργειας. Ειδικά για την απεικόνιση στην Ακτινολογία, η ενέργεια που θα καταναλωθεί για να παραχθεί η εικόνα, θα πρέπει να μπορεί να διεισδύει στους ιστούς. Το ορατό φως δεν είναι διεισδυτικό και έχει εφαρμογές στη δερματολογία, γαστρεντερολογία, γυναικολογία με την ενδοσκοπία και στην παθολογία με το μικροσκόπιο ορατού φωτός. Φυσικά σε όλες τις ιατρικές ειδικότητες γίνεται χρήση οπτικής παρατήρησης, αλλά κυρίως στο στάδιο της τελικής παρουσίασης.

Στη διαγνωστική ακτινολογία βρίσκουν εφαρμογή μέρη του ηλεκτρομαγνητικού φάσματος εκτός της ορατής περιοχής. Η απεικόνιση με ακτίνες X εμπεριέχεται στην Ακτινογραφία, την Ακτινοσκόπηση, την Ακτινογράφιση, τη Μαστογραφία και την Υπολογιστική Τομογραφία. Η απεικόνιση του Μαγνητικού Συντονισμού εκμεταλλεύεται τις ιδιότητες άλλης περιοχής του Ηλεκτρομαγνητικού φάσματος. Ξεχωριστή περιοχή (ακτίνες γ) δουλεύεται και από την Πυρηνική Ιατρική (που παράλληλα χρησιμοποιεί και τις σωματιδιακές ακτινοβολίες α και β). Εκτός ηλεκτρομαγνητικού φάσματος βρίσκεται η απεικόνιση με υπέρηχους, η οποία χρησιμοποιεί τη μηχανική ενέργεια των ηχητικών κυμάτων υψηλής συχνότητας.

Με την εξαίρεση της Πυρηνικής Ιατρικής, η Ιατρική Απεικόνιση απαιτεί η χρησιμοποιούμενη ενέργεια να διεισδύει στους ιστούς του σώματος και να αλληλεπιδρά μαζί τους. Εάν η ενέργεια περνούσε μέσα από το σώμα χωρίς να αλληλεπιδράσει μαζί του (με απορρόφηση, εξασθένιση ή σκέδαση), τότε η ανιχνευόμενη – εξερχόμενη ενέργεια δεν θα περιείχε καμία χρήσιμη πληροφορία για τη διάγνωση και βεβαίως δεν θα ήταν δυνατή η δημιουργία εικόνας της εσωτερικής ανατομίας ή λειτουργικότητας. Το ίδιο ισχύει και στην Απεικόνιση της Πυρηνικής Ιατρικής, με τη διαφορά ότι τα ραδιοφάρμακα (οι ουσίες που εκπέμπουν την ενέργεια) τοποθετούνται μέσα στο σώμα (με ένεση ή με κατάποση) και μεταβολίζονται ακολουθώντας φυσιολογικές διεργασίες. Η εικόνα της

Πυρηνικής Ιατρικής δίνει δηλαδή πληροφορίες για το μεταβολισμό συγκεκριμένων ουσιών, την πορεία τους και την εναπόθεσή τους στον ιστό-στόχο.

Η διαγνωστική αξία μιας ιατρικής απεικόνισης βασίζεται αφενός στην ποιότητα της εικόνας και αφετέρου στις συνθήκες δημιουργίας της. Στις περισσότερες περιπτώσεις, οι δύο αυτοί παράγοντες είναι αντικρουόμενοι. Πχ. Στην Ακτινολογία, όσο καθαρότερη είναι η εικόνα, τόσο περισσότερο ο ασθενής επιβαρύνεται με ακτινοβολία, στην απεικόνιση με Πυρηνικό Μαγνητικό Συντονισμό η διάρκεια της εξέτασης μεγαλώνει και στους Υπέρηχους απαιτείται μεγάλη ισχύς.

Επειδή η άνεση και κυρίως η ασφάλεια του ασθενή είναι βασικοί παράγοντες, η ποιότητα της τελικής εικόνας δεν είναι βέλτιστη. Σε κάθε περίπτωση πρέπει να αναζητείται η καλύτερη ισορροπία.

1.1 Ακτινογραφία (Radiography)

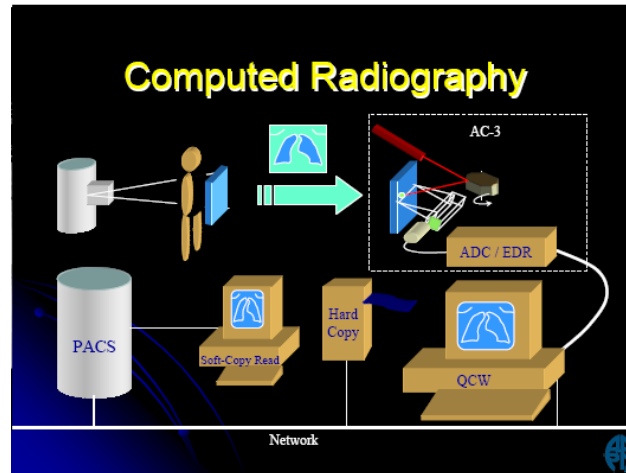
Η ακτινογραφία ήταν η πρώτη ιατρική απεικόνιση και βασίστηκε στην ανακάλυψη των ακτίνων X από τον Roentgen το 1895. Η ακτινογραφία ήταν επί χρόνια το μόνο αντικείμενο της ακτινολογίας και με αυτήν αναπτύχθηκε ο κλάδος των ακτινολόγων που ξεκίνησε ως ειδικότητα της παθολογίας με στόχο την “αποκωδικοποίηση” των ιατρικών εικόνων.



Η ακτινογραφία λαμβάνεται με τη συνεργασία δύο μηχανικών συγκροτημάτων. Το ένα είναι η πηγή-λυχνία των ακτίνων X και τοποθετείται στη μία πλευρά του εξεταζόμενου και το δεύτερο είναι η ανιχνευτική συσκευή που τοποθετείται στην πίσω πλευρά του εξεταζόμενου.

Η λυχνία εκπέμπει ένα σύντομο παλμό (συνήθως μισού δευτερολέπτου) ακτίνων X, μεγάλο μέρος των οποίων αλληλεπιδρά με το σώμα του εξεταζόμενου. Όσες ακτίνες δεν απορροφηθούν, «συλλαμβάνονται» από το ανιχνευτικό σύστημα μετά την έξοδό τους από το σώμα του εξεταζόμενου.

Οι εξερχόμενες ακτίνες καταλήγουν στην ειδική επιφάνεια του ανιχνευτή, όπου και σχηματίζεται η εικόνα του εσωτερικού του σώματος του εξεταζόμενου. Η αρχική ομοιογένεια των ακτίνων επηρεάζεται και διαμορφώνεται - καθώς οι ακτίνες διαπερνούν τους ιστούς και εξασθενίζουν (με απορρόφηση και σκεδασμό) - ανάλογα με το είδος και την πυκνότητα των ιστών που παρεμβλήθηκαν.



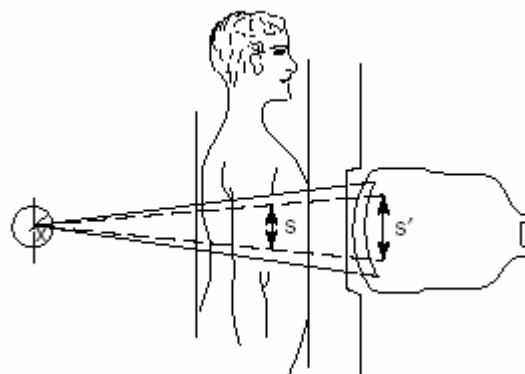
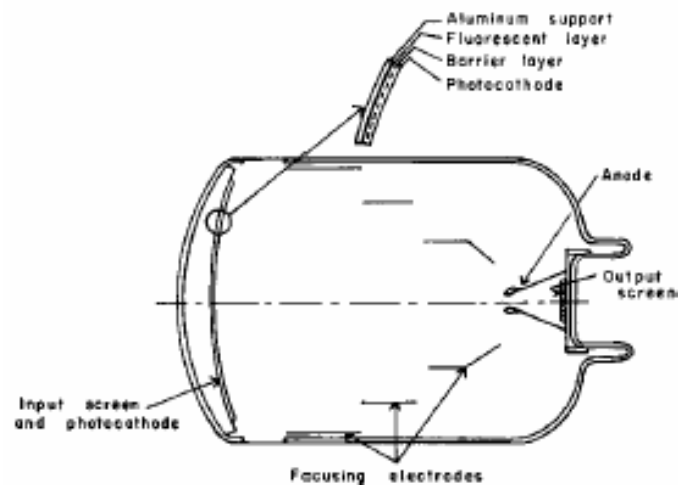
Η ικανότητα και το ποσοστό εξασθένησης της δέσμης από τα οστά είναι διαφορετικό από αυτό των μαλακών ιστών και ακόμη πιο διαφορετικό από αυτό των κοιλιοτήτων με αέρα που τυχόν παρεμβάλλονται στην πορεία των ακτίνων. Η τελική εικόνα είναι ουσιαστικά η καταγραφή της διαμορφωμένης εξερχόμενης από το σώμα δέσμης ακτίνων X.

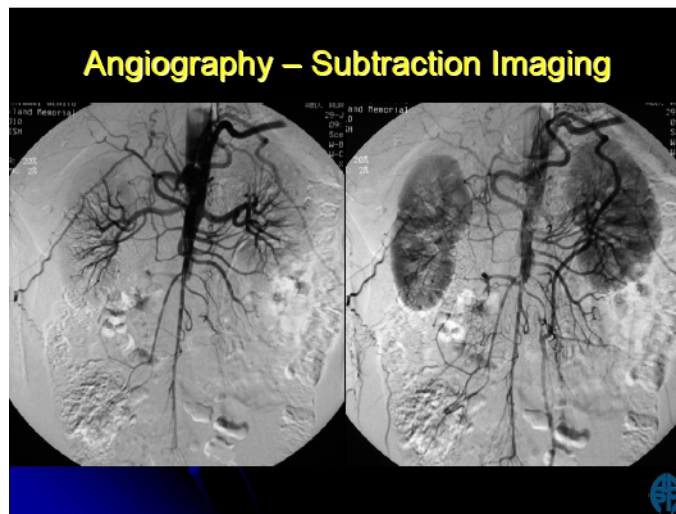
Ο ανιχνευτής της ακτινογραφίας μπορεί να είναι ένα ακτινογραφικό φιλμ ή μια ηλεκτρονική συσκευή (screen-film radiography) ή σύστημα ψηφιακής ακτινογραφίας.

Η απλή ακτινογραφία είναι μια απεικόνιση διέλευσης (transmission imaging), όπως και απεικόνιση προβολής (projection imaging), εφόσον κάθε ευθεία γραμμή (η πορεία των φωτονίων μέσα στο σώμα) αντιστοιχεί σε μία κουκίδα στην τελική εικόνα.

1.2 Ακτινοσκόπηση (Fluoroscopy)

Αναφέρεται σε συνεχή λήψη μιας σειράς ακτινογραφιών σε σχέση με το χρόνο. Ουσιαστικά είναι μια κινηματογράφιση του εξεταζόμενου με ακτίνες X. Όπως και η απλή ακτινογραφία, η ακτινοσκόπηση είναι επίσης απεικόνιση διέλευσης και προβολής, αλλά σε πραγματικό χρόνο. Ο ανιχνευτής της ακτινοσκόπησης πρέπει να μπορεί να δημιουργεί τις εικόνες με γρήγορο ρυθμό.

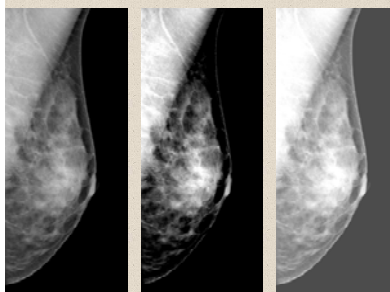
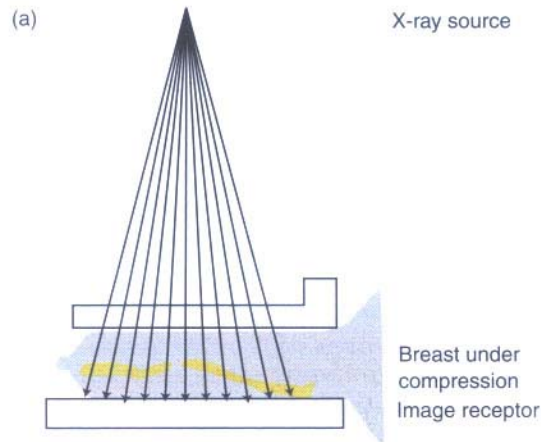




Η ακτινοσκόπηση βοηθά τον επεμβατιστή ιατρό (α) να τοποθετεί καθετήρες στις αρτηρίες, (β) να απεικονίζει την ουσία αντίθεσης (contrast agents) που έχει χορηγηθεί π.χ. στο έντερο, (γ) να παρακολουθεί ανατομικές κινήσεις π.χ. της καρδιάς ή του οισοφάγου και (δ) σε εφαρμογές επεμβατικής θεραπείας, όπως η αγγειοπλαστική, όπου ο χειριστής πρέπει να έχει συνεχή εικόνα του αποτελέσματος των χειρισμών του.

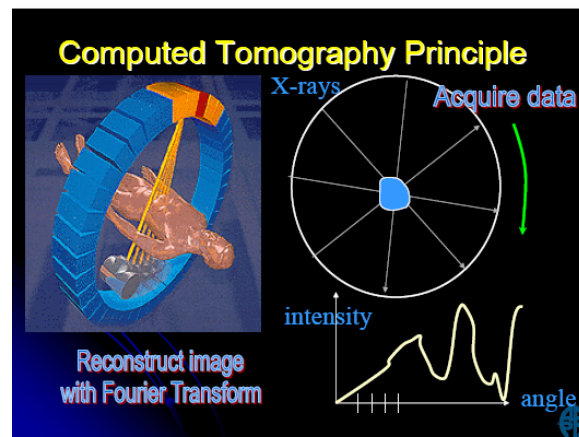
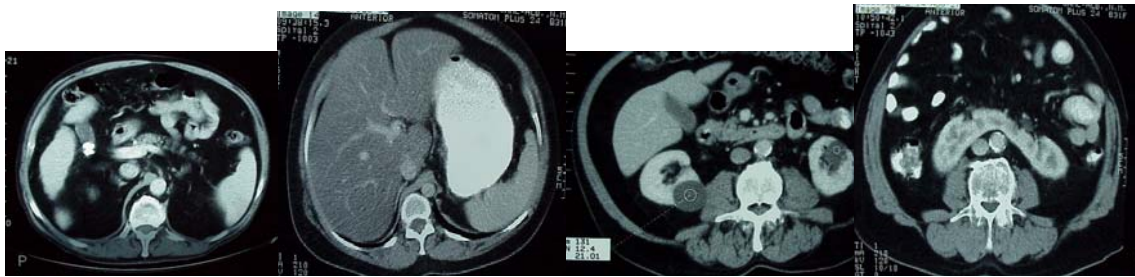
1.3 Μαστογραφία (Mammography)

Η μαστογραφία είναι ακτινογραφία του μαστού, με κύριο χαρακτηριστικό την πολύ μικρότερη ενέργεια των χρησιμοποιούμενων ακτίνων X. Αυτός είναι ο λόγος που για τη μαστογραφία έχει σχεδιαστεί ειδικός εξοπλισμός και για τη λυχνία, αλλά κυρίως για τον ανιχνευτή. Η μαστογραφία συνιστάται είτε σε ασυμπτωματικές γυναίκες με στόχο την έγκαιρη ανίχνευση κακοήθων εστιών στο μαστό, είτε σε γυναίκες για διερεύνηση συμπτωμάτων που έχουν ήδη εμφανισθεί.



1.4 Υπολογιστική Τομογραφία (CT Computed Tomography)

Η κλινική Υπολογιστική Τομογραφία εφαρμόστηκε στην αρχή της δεκαετίας του 1970. Είναι η πρώτη μέθοδος ιατρικής απεικόνισης που έγινε δυνατή με τη βοήθεια ηλεκτρονικού υπολογιστή. Η εικόνα της Υπολογιστικής Τομογραφίας (Υ.Τ.) παράγεται με ακτίνες X που διαπερνούν το σώμα του εξεταζόμενου υπό πολλές διαδοχικές γωνίες πρόσπτωσης και ξεκινούν από λυχνία που περιστρέφεται γύρω από τον άξονα του εξεταζόμενου. Μια ή περισσότερες σειρές ανιχνευτών βρίσκονται συνεχώς απέναντι από τη λυχνία και συγκεντρώνουν τα δεδομένα των εξερχόμενων ακτίνων. Ο υπολογιστής έχει προγραμματιστεί να συλλέγει και επεξεργάζεται μεγάλο πλήθος πληροφοριών και συνθέτει την εικόνα μιας τομής του εξεταζόμενου σώματος (κάθετης στον άξονα περιστροφής της λυχνίας) ανά περιστροφή. Η τομογραφική τεχνική διαφέρει από την τεχνική προβολής (διέλευσης) και πλεονεκτεί στη δυνατότητά της να απεικονίζει την ανατομία της τομής, αποφεύγοντας την «ενοχλητική» παρουσία της προβολής στην ίδια εικόνα των υπερ- ή/και υπο-κείμενων ιστών.

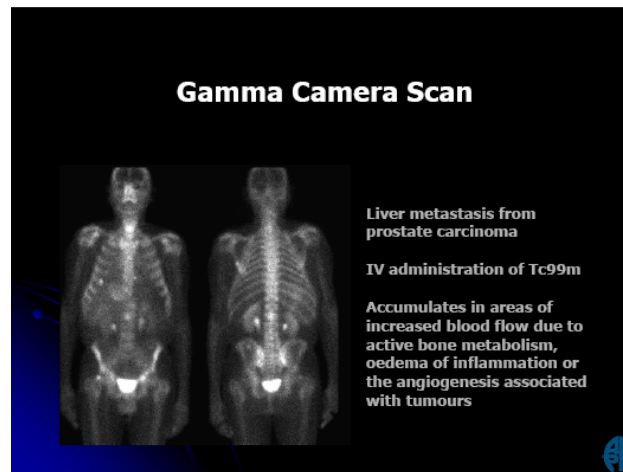


Η Υ.Τ. άλλαξε την πάγια τακτική της μέχρι τότε ιατρικής, μειώνοντας την ανάγκη “ανιχνευτικής” χειρουργικής. Δηλαδή η Υ.Τ. προσφέρει τη δυνατότητα εντοπισμού και απεικόνισης π.χ. εσωτερικού μορφώματος και, αν θεωρηθεί απαραίτητη, μπορεί να ακολουθήσει χειρουργική επέμβαση. Οι σύγχρονοι CT σαρωτές μπορούν να απεικονίσουν συνεχείς διαδοχικές τομές πάχους π.χ. 5 mm, μιας περιοχής του σώματος μήκους π.χ. 30 cm (δηλαδή 60 εικόνες) σε 10 δευτερόλεπτα. Σε αυτές τις εικόνες θα φανεί (αν υπάρχει) η παρουσία καρκίνου, η μετάπτωση ενδοσπονδύλιου δίσκου, το αιμάτωμα, το ανεύρυσμα κ.α.

1.5 Απεικόνιση Πυρηνικής Ιατρικής

Η Πυρηνική Ιατρική χρησιμοποιεί τα ραδιοϊσότοπα, με τη μορφή ραδιοφαρμάκων, που χορηγούνται στον εξεταζόμενο με κατάποση, με ένεση ή με εισπνοή. Το ραδιοφάρμακο διαχέεται στο σώμα σύμφωνα με την κατάσταση του οργανισμού εκείνη τη στιγμή, αλλά και σύμφωνα με τους νόμους του μεταβολισμού. Κατάλληλα τοποθετημένος εξωτερικός

ανιχνευτής (γ camera) συλλέγει την εκπεμπόμενη ακτινοβολία (που παράγεται κατά την αποδιέγερση του ραδιοϊσοτόπου) που διαπερνά το σώμα του εξεταζόμενου και δημιουργεί εικόνες προβολής (ημι-διέλευσης).



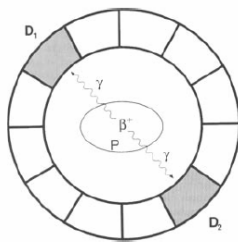
Η απεικόνιση της Πυρηνικής Ιατρικής είναι εκπομπής (emission) και όχι διέλευσης, εφόσον το ραδιοφάρμακο εκπέμπει την ενέργεια του μέσα από το εσωτερικό του σώματος του εξεταζόμενου.

Η απεικόνιση της Πυρηνικής Ιατρικής είναι μορφή λειτουργικής απεικόνισης, επειδή παρέχει πληροφορίες της λειτουργικής κατάστασης του εξεταζόμενου. Π.χ. το χημικό στοιχείο θάλλιο έχει την τάση να συγκεντρώνεται στο μυοκάρδιο, αλλά δεν συγκεντρώνεται σε ισχαιμικές ή εμφραγματικές περιοχές του μυοκαρδίου. Έτσι αυτές οι περιοχές εμφανίζονται στην τελική εικόνα (μετά τη χορήγηση ραδιενεργού θαλλίου) ως ψυχρές και είναι ενδεικτικές της λειτουργικής κατάστασης του μυοκαρδίου. Το χημικό στοιχείο ιώδιο, επιλέγει και συγκεντρώνεται στον ιστό του θυρεοειδούς, επομένως το ραδιενεργό ιώδιο είναι κατάλληλο για να παραχθεί εικόνα εκπομπής του ίδιου του θυρεοειδούς, όπως και περιοχών του σώματος με τυχόν μετάσταση του καρκίνου του θυρεοειδούς.

Η απεικόνιση της Πυρηνικής Ιατρικής μπορεί να είναι είτε επίπεδη είτε τομογραφική. Η επίπεδη είναι εικόνα προβολής και ουσιαστικά πρόκειται για “χαρτογράφηση” δύο διαστάσεων της κατανομής του ραδιοφαρμάκου. Η τομογραφική (single photon emission

computed tomography – SPECT) απεικονίζει τις πληροφορίες που εμπεριέχονται στις ακτίνες γ (συνήθως) που πηγάζουν από το σώμα του εξεταζόμενου (στις περιοχές που είναι συγκεντρωμένο το ραδιοφάρμακο) και πορεύονται προς όλες τις κατευθύνσεις. Οι ανιχνευτές της SPECT δημιουργούν (ανακατασκευάζουν) εικόνες τομών του σώματος με τη λογική της υπολογιστικής τομογραφίας και δίνουν τρισδιάστατη απεικόνιση της κατανομής του ραδιοφαρμάκου στο εσωτερικό του, προσφέροντας στον ιατρό πληροφορίες για τη λειτουργία οργάνων και ιστών.

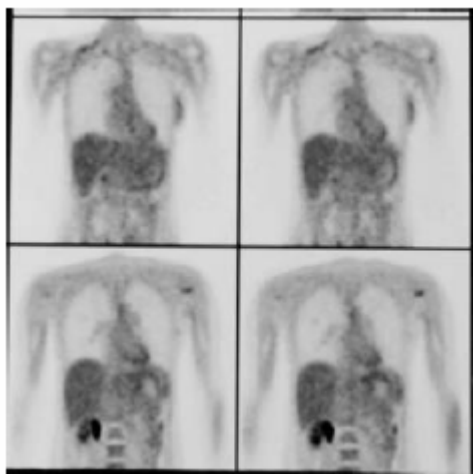
Η τομογραφική απεικόνιση της Πυρηνικής Ιατρικής, εκτός από SPECT, μπορεί να είναι και PET (positron emission tomography – ποζιτρονική απεικόνιση). Η PET εκμεταλλεύεται το φαινόμενο της εκπομπής ποζιτρονίων, ενός από τους τρόπους ραδιενεργού διάσπασης, που συνοδεύεται αναπόφευκτα από το φαινόμενο της εξαύλωσης, δηλαδή της ταυτόχρονης εκπομπής ενός ζεύγους φωτονίων γ , πορευομένων προς ακριβώς αντίθετες κατευθύνσεις. Ραδιοφάρμακα όπως το FDG (^{18}F -fluorodeoxyglucose) εκπέμπουν καταρχήν τα ποζιτρόνια και τα 2 φωτόνια που αμέσως μετά δημιουργούνται, καταγράφονται από ειδικούς ανιχνευτές που εν είδει δακτυλίου περιβάλλουν το ανθρώπινο σώμα. Η πληροφορία κάθε κρούσης στον ανιχνευτή αξιολογείται μόνον όταν η κρούση αυτή είναι ταυτόχρονη σε δύο ανιχνευτές του δακτυλίου, εκ διαμέτρου αντίθετους.



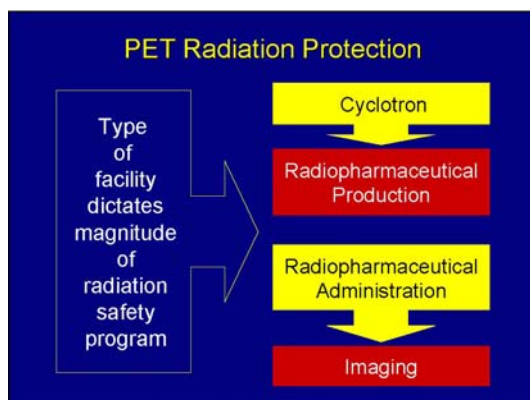
(a)



(b)

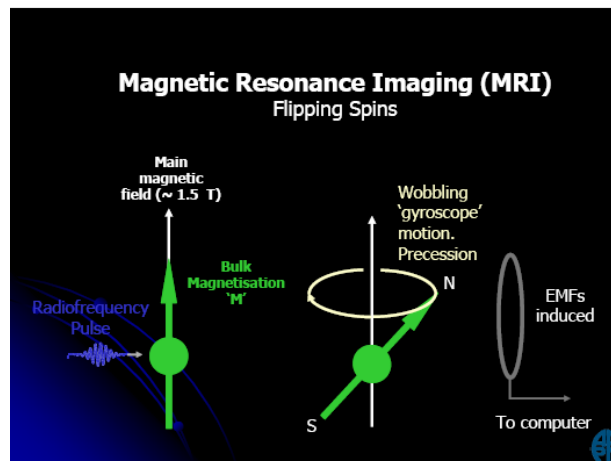
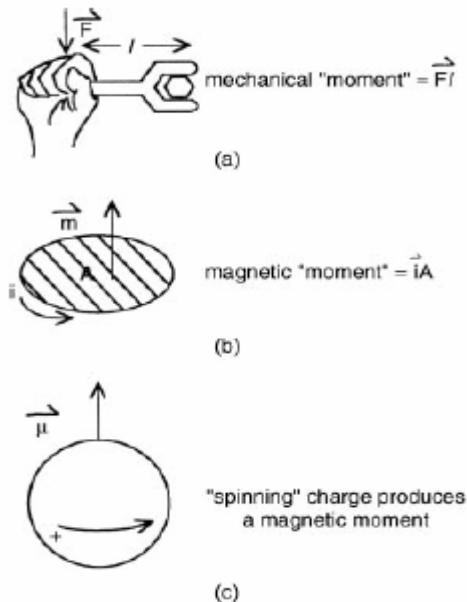


Το PET με τη βοήθεια ισχυρού υπολογιστή, δίνει επομένως τρισδιάστατη εικόνα (σε τομές) της κατανομής του ραδιοφαρμάκου στο εσωτερικό του σώματος, με πολύ λιγότερο “ηλεκτρονικό θόρυβο” από τις άλλες τομογραφικές τεχνικές, επειδή είναι «επιλεκτική» μέθοδος. Όμως είναι ένα πολύπλοκο εργαλείο υψηλής δαπάνης, όχι μόνον εξαιτίας του πιο περίπλοκου ανιχνευτικού συστήματος, αλλά και επειδή συνοδεύεται αναγκαστικά από συστήματα παραγωγής των συγκεκριμένων βραχύβιων ραδιοϊσοτόπων εκπομπής ποζιτρονίων, όπως άνθρακα, οξυγόνου ή φθορίου, τα οποία ενδιαφέρουν πολύ από την άποψη της φυσιολογίας, καθώς εμπλέκονται άμεσα σε μεγάλο αριθμό βιοχημικών διεργασιών του ανθρώπινου σώματος. Π.χ. το ^{18}F FDG εναποτίθεται σε ιστούς με υψηλό ρυθμό μεταβολισμού της γλυκόζης, όπως ο καρκίνος και οι μεταστάσεις του.



1.6 Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού (MRI Magnetic Resonance Imaging)

Οι σαρωτές Μαγνητικού Συντονισμού χρησιμοποιούν μαγνητικά πεδία 10-60 χιλιάδες φορές ισχυρότερα από το μαγνητικό πεδίο της γης. Οι περισσότερες συσκευές MRI βασίζονται στις ιδιότητες του πυρηνικού μαγνητικού συντονισμού του πρωτονίου (δηλ. του πυρήνα του ατόμου του υδρογόνου), το οποίο υπάρχει σε μεγάλη αφθονία στους βιολογικούς ιστούς (κάθε κυβικό χιλιοστόμετρο ιστού περιέχει περίπου 10^{18} πρωτόνια). Το πρωτόνιο έχει μια μαγνητική ροπή και όταν τοποθετείται σε μαγνητικό πεδίο 1,5 tesla (T) θα απορροφήσει επιλεκτικά ενέργεια ραδιοφωνικής συχνότητας 63 megahertz (MHz) περίπου.



Στο MRI, ο εξεταζόμενος τοποθετείται σε μαγνητικό πεδίο και ένας παλμός ραδιοκυμάτων παράγεται με κεραίες (πηνία) τοποθετημένες γύρω από το σώμα του. Τα πρωτόνια του σώματος του εξεταζόμενου απορροφούν τα ραδιοκύματα και επανεκπέμπουν την ενέργειά τους μετά από μικρό χρονικό διάστημα, που εξαρτάται από τις πολύ συγκεκριμένες στο χώρο, μαγνητικές ιδιότητες των γύρω ιστών. Τα επανεκπεμπόμενα κύματα ανιχνεύονται από τις κεραίες που περιβάλλουν το σώμα (πηγές και δέκτες ταυτόχρονα). Μεταβάλλοντας δε ελαφρά την ένταση του μαγνητικού πεδίου ως συνάρτηση της θέσης στον εξεταζόμενο (με βάρθρωση μαγνητικού πεδίου) η συχνότητα συντονισμού των πρωτονίων θα μεταβάλλεται και αυτή ως συνάρτηση της θέσης (η συχνότητα είναι ανάλογη της έντασης του πεδίου). Το σύστημα MRI χρησιμοποιεί τη συχνότητα (και τη φάση) των επανεκπεμπομένων ραδιοκυμάτων για να καθορίσει τη θέση εκκίνησης κάθε σήματος από τον εξεταζόμενο. Αυτός ο τρόπος λειτουργίας (του συστήματος MRI) καλείται απεικόνιση spin echo.

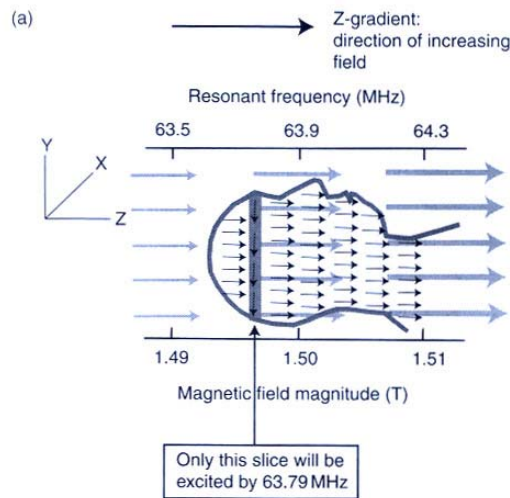


Illustration of the steps involved in one scheme for mapping the body in MRI. (a) A magnetic field gradient along the Z-direction results in an increasing field magnitude in the same direction as the main magnetic field. The resonant frequency consequently also increases along this direction. This effect allows localization of RF excitation to a single slice within the body. For example, if an exciting RF signal of exactly 63.79 MHz is used, then only protons in a single slice with that resonant frequency will be excited and consequently emit RF signals. (The magnitude of the gradient is exaggerated compared to actual values used in imaging.) After excitation, the exciting RF and Z-gradient are switched off.

Το MRI παράγει ένα πακέτο τομογραφιών του εξεταζόμενου και κάθε σημείο κάθε εικόνας-τομής έχει απόχρωση (επίπεδο του γκρι) που εξαρτάται από τις μικρο-μαγνητικές ιδιότητες του αντίστοιχου σημείου στον ιστό. Η αντίθεση στην απεικόνιση MRI είναι

πολύ καλής ποιότητας (high contrast), επειδή κάθε περιοχή του εσωτερικού του σώματος αποτελείται από διαφορετική ποσοστιαία αναλογία διαφόρων ιστών και κάθε είδος ιστού (λίπος, φαιά ουσία, εγκεφαλονωτιαίο υγρό, καρκινικά κύτταρα) έχει διαφορετικές μικρο-μαγνητικές ιδιότητες. Δηλαδή το σύστημα MRI απεικονίζει με μεγάλη ευαισθησία (high sensitivity) τις ανατομικές μικρο-διαφοροποιήσεις.



Το MRI έχει “ειδικότητα” σε απεικονίσεις του νευρολογικού συστήματος (εγκέφαλος, νωτιαίος μυελός), αλλά και του μυοσκελετικού, όπως π.χ. το γόνατο μετά από κάκωση.

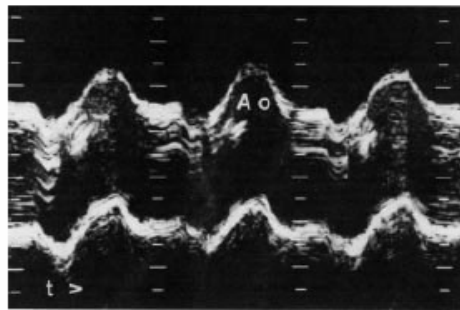
Η τομογραφία MRI “ανταγωνίζεται” την τομογραφία ακτίνων X σε πολλές ιατρικές εφαρμογές. Σημαντική διαφορά τους είναι ο χρόνος λήψης: μια απεικόνιση MRI καλής ποιότητας απαιτεί δεκάδες λεπτών, ενώ η απεικόνιση εγκεφάλου στο CT ολοκληρώνεται σε περίπου 10 δευτερόλεπτα. Επομένως για ασθενείς των οποίων η ακινησία δεν είναι εύκολο να εξασφαλισθεί (π.χ. παιδιά) ή για εξετάσεις όπου παρεμβαίνουν αυτοκινούμενες περιοχές (π.χ. καρδιά, πνεύμονες ή δραστήριο έντερο) προτιμάται το CT. Το CT προτιμάται και σε περιπτώσεις απεικόνισης τραυματιών, καθόσον στο ισχυρό μαγνητικό πεδίο του MRI δεν μπορούν να λειτουργήσουν ηλεκτρονικές συσκευές συνεχούς παρακολούθησης της κατάστασης του εξεταζόμενου. Επίσης η λειτουργία MRI δεν είναι συμβατή με βηματοδότες ή εσωτερικά σιδηρομαγνητικά προσθετικά (κλιπάκια ανευρύσματος, μεταλλικά εμφυτεύματα).

Βέβαια η τεχνολογία βελτιώνεται κάθε μέρα και ο χρόνος λήψης των σημάτων MRI έχει ήδη περιοριστεί με ειδικά πηνία, ώστε να είναι ήδη εφικτή η απεικόνιση του θώρακος και

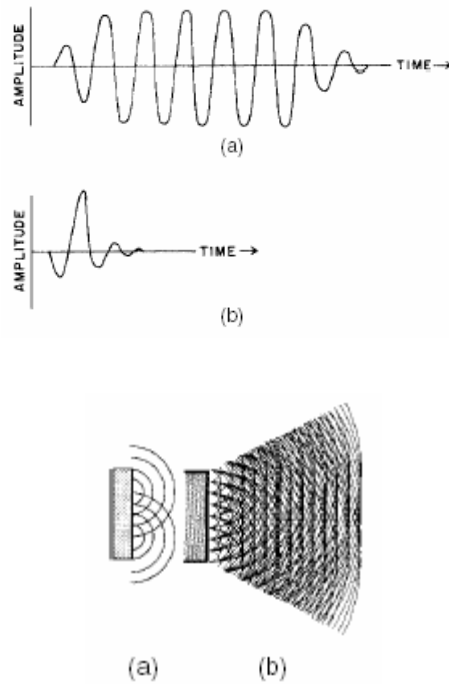
της κοιλίας, παρόλη την κίνηση των εσωτερικών οργάνων. Μάλιστα θεωρείται πλεονέκτημα των σαρωτών MRI το γεγονός πως μπορούν να ανιχνεύσουν την παρουσία κίνησης, π.χ. ροής του αίματος στις αρτηρίες (αγγειογραφία πυρηνικού συντονισμού).

1.7 Απεικόνιση με υπερήχους

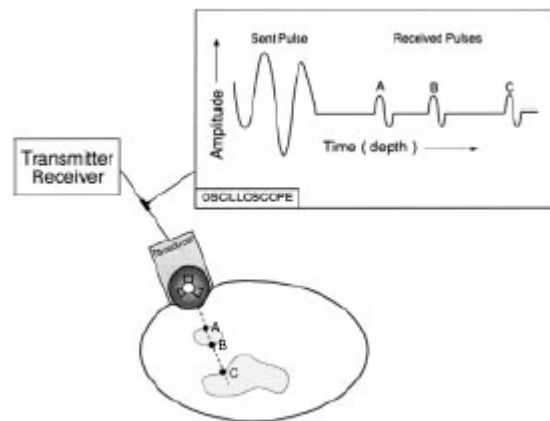
Η Μηχανική Ενέργεια με τη μορφή υψηλής συχνότητας ήχων (υπέρηχοι) μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να δημιουργήσει εικόνες της ανατομίας του εξεταζόμενου.



Αν ένας μετατροπέας ενέργειας που παράγει υπέρηχους, στείλει έναν βραχείας διάρκειας παλμό μέσα στο σώμα, μέρος των υπερηχητικών κυμάτων θα ανακλασθεί σε κάθε διαχωριστική επιφάνεια που θα συναντήσουν στην πορεία τους. Τα ανακλώμενα κύματα (ηχώ) επιστρέφουν, συλλαμβάνονται και αποθηκεύονται στον μετατροπέα (που είναι ταυτόχρονα πηγή και δέκτης), δημιουργώντας τη βάση για την απεικόνιση παλμικής ηχούς (pulse echo imaging).

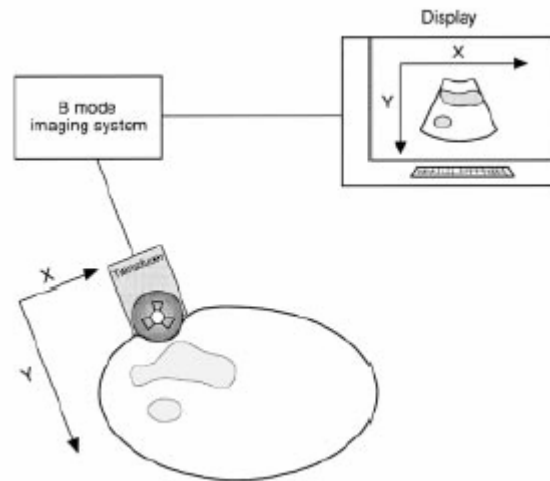


Η ηχητική δέσμη σαρώνει μια περιοχή σε σχήμα κυκλικού τομέα, καθώς ο πομπός (σε επαφή με το σώμα) περιστρέφεται από το χειριστή κατά τη διάρκεια της εκπομπής, με άξονα περιστροφής στο σημείο επαφής πομπού-δέρματος και διεύθυνση παράλληλη με τον άξονα του σώματος (sector scanning).

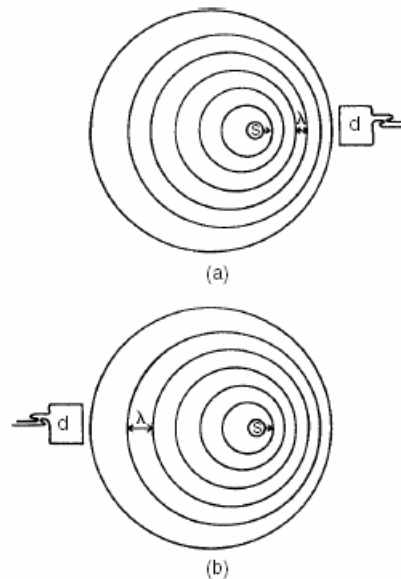


Οι υπέρηχοι ανακλώνται σε μεγάλο ποσοστό σε διαχωριστικές επιφάνειες εσωτερικών δομών π.χ. στην κοιλιακή χώρα. Οι υπέρηχοι είναι απαλλαγμένοι από τον κίνδυνο που εμπεριέχεται στην ιοντίζουσα ακτινοβολία και συνεπώς είναι η απεικονιστική μέθοδος

επιλογής στην εγκυμοσύνη. Οι υπέρηχοι ανακλώνται σχεδόν τελείως κατά την πρόσκρουσή τους σε κοιλότητες με αέρα, συνεπώς δεν συνιστώνται για την απεικόνιση της θωρακικής περιοχής. Το ίδιο συμβαίνει στην διαχωριστική επιφάνεια μαλακού ιστού με οστό, με συνέπεια οι υπέρηχοι να μην μπορούν να απεικονίσουν π.χ. τον εγκέφαλο.

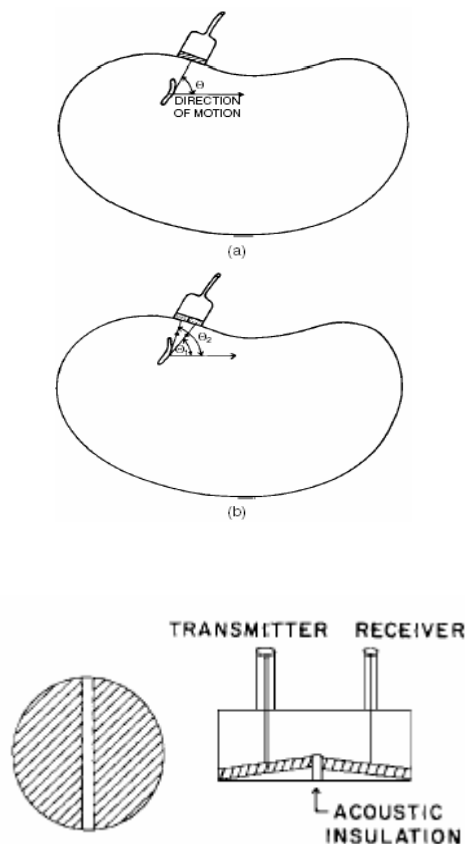


Υπάρχει και μια δεύτερη μέθοδος απεικόνισης με βάση τους υπέρηχους, η απεικόνιση Doppler που εκμεταλλεύεται το φαινόμενο αλλαγής της συχνότητας, καθώς ένας πομπός πλησιάζει ή απομακρύνεται από τον παρατηρητή (ή τον ανιχνευτή).

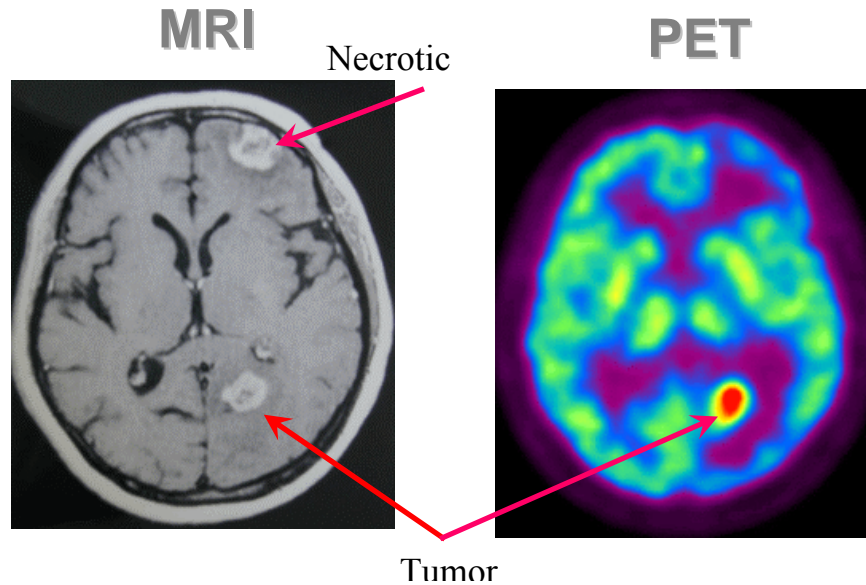


Μέτρηση της διαφοράς της συχνότητας των ανακλώμενων υπερήχων σε κινούμενη διαχωριστική επιφάνεια μετατρέπεται, με τη βοήθεια του υπολογιστή, σε μέτρηση της ταχύτητας ροής του αίματος στις αρτηρίες ή της ταχύτητας κίνησης των τοιχωμάτων της καρδιάς.

Μετράται η ταχύτητα και ταυτόχρονα καταδεικνύεται και η διεύθυνση κίνησης, με τη χρήση της τεχνολογίας «ψευδο-χρωμίας». Στην έγχρωμη εικόνα Doppler συνήθως παρουσιάζεται ως κόκκινο το αίμα που κατευθύνεται προς την περιφέρεια (αρτηριακό) και ως μπλε το αίμα με κατεύθυνση προς την καρδιά (φλεβικό). Η ένταση του κόκκινου (ή αντίστοιχα του μπλε) χρώματος αντιστοιχεί σε ανάλογες περιοχές της τιμής της ταχύτητας κίνησης της ανακλώσας επιφάνειας (π.χ. επιφάνεια των ερυθρών αιμοσφαιρίων).



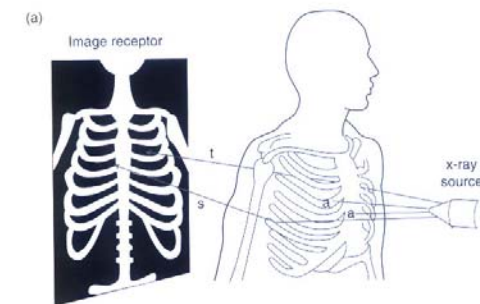
2. Βασικά Χαρακτηριστικά Ποιότητας Εικόνας



2.1 Αντίθεση (Contrast)

Αντίθεση (contrast) σε μια εικόνα είναι η διαφορά στις βαθμίδες της απόχρωσης του γκρι. Μια ομοιογενής γκρι εικόνα δεν έχει αντίθεση, ενώ έντονη διαφορά σκούρου γκρι με ανοιχτό γκρι είναι ένδειξη μεγάλης αντίθεσης. Η εικόνα στην έξοδο ενός απεικονιστικού συστήματος έχει αντίθεση με εύρος τιμών που εξαρτάται από ποικίλες φυσικές παραμέτρους.

Η αντίθεση στην εικόνα των ακτίνων X (ακτινογραφία, ακτινοσκόπηση, μαστογραφία, CT) δημιουργείται αρχικά από τις διαφορές σύστασης των ιστών του σώματος του εξεταζόμενου. Η σύσταση των ιστών επηρεάζει και διαφοροποιεί την απορρόφηση των ακτίνων X, που εξαρτάται από την πυκνότητα (g/cm^3) και τον ενεργό ατομικό αριθμό του υλικού.



Η απεικόνιση των οστών ($Z_{eff} \approx 13$) έχει μεγάλη αντίθεση όταν το περιβάλλον τους είναι μαλακοί ιστοί ($Z_{eff} \approx 7$), όπως και η απεικόνιση του πνευμονικού παρεγχύματος (οι μαλακοί ιστοί έχουν μεγαλύτερο ενεργό ατομικό αριθμό σε σχέση με τον αέρα που περιέχουν π.χ. οι βρόγχοι).

Η αντίθεση επιπλέον εξαρτάται από την ενέργεια των ακτίνων X, που ρυθμίζεται από το χειριστή. Η χρησιμοποιούμενη διαφορά δυναμικού στη λυχνία των ακτίνων X είναι κρίσιμη παράμετρος για την ποιότητα της εικόνας.

Η απεικόνιση CT έχει καλύτερη αντίθεση από άλλες απεικονιστικές τεχνικές, εξαιτίας της φύσης της τομογραφικής μεθόδου, που συγκεντρώνει τα δεδομένα – πληροφορίες από μια μόνο τομή κάθε φορά, χωρίς επικαλύψεις υπέρ- ή υπο-κείμενων ιστών.

Οι εικόνες της Πυρηνικής Ιατρικής είναι ουσιαστικά χαρτογράφηση της κατανομής στο χώρο του ραδιοφαρμάκου που χορηγήθηκε στον εξεταζόμενο. Άρα η αντίθεση της τελικής εικόνας εξαρτάται κυρίως από την ικανότητα του κάθε ιστού να συγκεντρώνει – απορροφά το ραδιενεργό υλικό. Η πρόσληψη του χορηγούμενου ραδιοφαρμάκου εξαρτάται από την φαρμακευτική αλληλεπίδραση της ουσίας με τους ιστούς. Και εδώ βέβαια, οι τομογραφικές τεχνικές (PET, SPECT) δίνουν καθαρότερες εικόνες, λόγω της έλλειψης σημάτων από τις γειτονικές περιοχές (εκτός τομής).

Η αντίθεση στην εικόνα MRI εξαρτάται βασικά από την πυκνότητα των πρωτονίων, όπως και από το χρόνο που κάθε ομάδα πρωτονίων χρειάζεται για να επανεκπέμψει την ενέργεια που απορρόφησε. Η πυκνότητα των πρωτονίων εξαρτάται κυρίως από την πυκνότητα της μάζας του ιστού, γι' αυτό και οι εικόνες MRI μοιάζουν αρκετά με τις εικόνες CT. Όμως, χαρακτηριστικά μεγάλη πυκνότητα πρωτονίων έχει ειδικά το υδρογόνο [απεικόνιση του λιπώδους (adipose) ιστού]. Επίσης στους ιστούς παρατηρούνται δύο διαφορετικοί μηχανισμοί επανεκπομπής της ενέργειας (spin/lattice και spin/spin) και η επικράτηση του καθενός εξαρτάται από το ρυθμό εκπομπής των παλμών των ραδιοκυμάτων σε σχέση με τις μεταβολές της έντασης του μαγνητικού πεδίου. Με κατάλληλη επιλογή αυτών των παραμέτρων είναι δυνατή η πλούσια σε

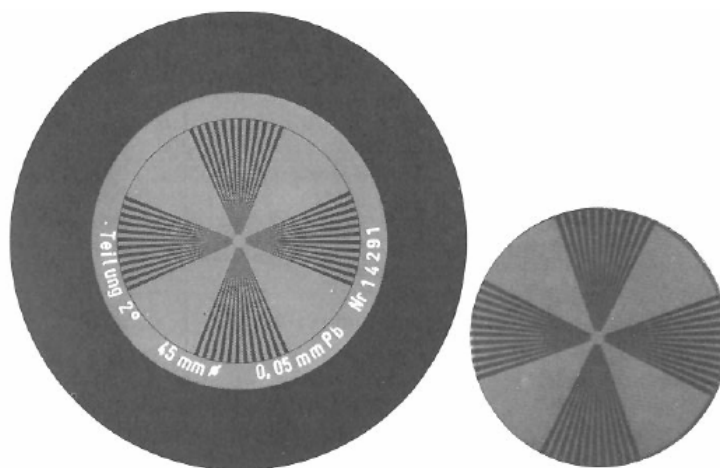
πληροφορίες απεικόνιση ακόμα και της αιματικής ροής (MR αγγειογραφία). Γενικά η αντίθεση στην απεικόνιση MR ρυθμίζεται μέσω μεταβολής αρκετών παραμέτρων, γεγονός που την καθιστά πολύτιμο διαγνωστικό εργαλείο.

Η αντίθεση στην απεικόνιση υπερήχων εξαρτάται κυρίως από τις ακουστικές ιδιότητες των ιστών που παρεμβάλλονται στην πορεία των κυμάτων. Η διαφορά στην ακουστική εμπέδηση (πυκνότητα ιστού * ταχύτητα του ήχου στον ιστό) μεταξύ δύο γειτονικών ιστών, επιδρά στο πλάτος του κύματος των υπερήχων που επιστρέφουν μετά από ανάκλαση στη διαχωριστική τους επιφάνεια. Όσο η διαφορά είναι μεγαλύτερη, τόσο η εικόνα θα έχει καλύτερη αντίθεση. Η πληροφορία αυτού του είδους δεν παρέχεται από άλλο απεικονιστικό σύστημα.

Ειδικά στην απεικόνιση Doppler, η αντίθεση είναι ανάλογη της διαφοράς της συχνότητας μεταξύ προσπιπτόντων και ανακλώμενων υπερήχων (frequency shift), όταν τα πρώτα πέσουν σε κινούμενη επιφάνεια. Δηλαδή η κίνηση (ταχύτητα και κατεύθυνση) καθορίζει την αντίθεση στην τελική εικόνα.

2.2 Χωρική Διακριτική Ικανότητα (Spatial Resolution)

Κάθε απεικονιστικό σύστημα έχει τη δική του χαρακτηριστική χωρική διακριτική ικανότητα, δηλαδή την ικανότητα να διακρίνει μικρές λεπτομέρειες στο εσωτερικό του σώματος του εξεταζόμενου.



Καλύτερη διακριτική ικανότητα σημαίνει ικανότητα απεικόνισης μικρότερων μορφωμάτων. Όριο διακριτικής ικανότητας ενός συστήματος είναι το μέγεθος του μικρότερου αντικειμένου που μπορεί να απεικονίσει το σύστημα αυτό. Συνήθως το όριο αυτό τίθεται από το μήκος κύματος της ενέργειας που χρησιμοποιεί το απεικονιστικό σύστημα, π.χ. για το οπτικό μικροσκόπιο το όριο είναι στα 500 nm, δηλαδή το (μέσο) μήκος κύματος της ορατής ακτινοβολίας. Στις ακτίνες X το μήκος κύματός τους είναι το θεωρητικό όριο διακριτικής ικανότητας, όμως αυτό είναι τόσο μικρό (10^{-8} ως 10^{-11} m), που άλλοι παράγοντες (μέγεθος εστίας, κατασκευή ανιχνευτή) καθορίζουν στην πράξη την διακριτική ικανότητα μιας ακτινογραφίας.

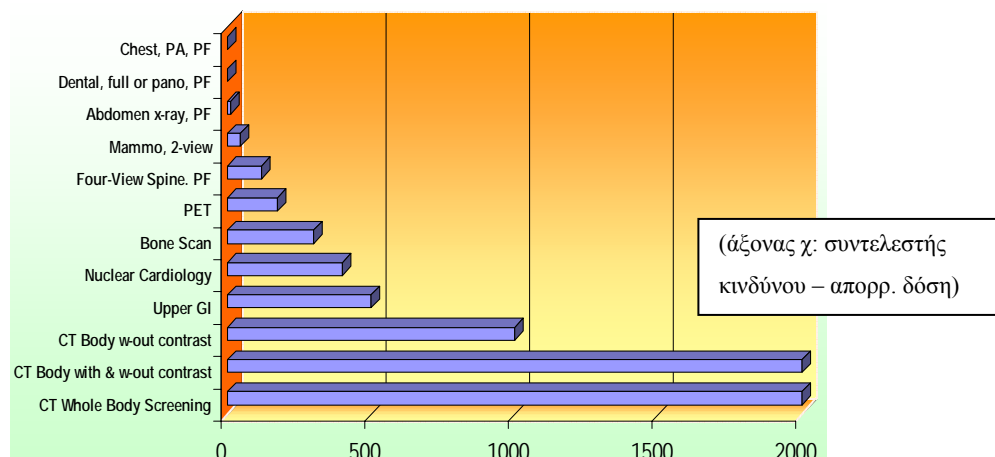
Το μικρότερο όριο διακριτικής ικανότητας έχουν οι μαστογράφοι (ως και 0,03 mm) και το μεγαλύτερο η απεικόνιση Πυρηνικής Ιατρικής (περίπου 5 mm).

Ειδική περίπτωση είναι το MRI που χρησιμοποιεί την ενέργεια ραδιοκυμάτων (μήκος κύματος 470 cm για 1,5 T στα 63 MHz), το όριο όμως της διακριτικής ικανότητάς του είναι καλύτερο του 1 mm, επειδή η πληροφορία για την ανατομία του σώματός του εξεταζόμενου έρχεται από ομάδες πρωτονίων και τη σχετική απόσταση μεταξύ τους. Η διακριτική ικανότητα της απεικόνισης MRI εξαρτάται από την ικανότητα του συστήματος να αποκωδικοποιήσει την πληροφορία για την ακριβή θέση των ομάδων πρωτονίων, πληροφορία που φέρεται κωδικοποιημένη στο σήμα των ραδιοκυμάτων.

2.3 Εκτός όμως από την ποιότητα εικόνας...

"Να προσπαθούμε προς το διπλό στόχο: να βοηθάμε ή τουλάχιστον να μην πληγώνουμε."

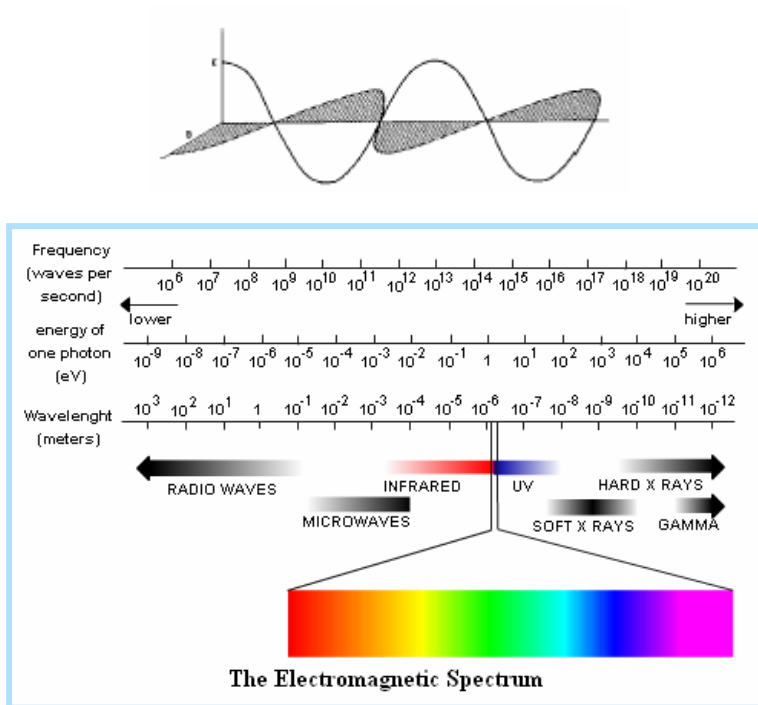
Ιπποκράτης



3. Ακτινοβολία

Ακτινοβολία είναι ενέργεια που διαδίδεται στο κενό ή στην ύλη. Στη διαγνωστική απεικόνιση γίνεται χρήση δύο ειδών ακτινοβολίας: (α) ηλεκτρομαγνητική (ΗΜ) και (β) σωματιδιακή.

3.1 Ηλεκτρομαγνητική Ακτινοβολία (ΗΜ)



Η Ηλεκτρομαγνητική Ακτινοβολία δεν έχει μάζα, δεν επηρεάζεται από ηλεκτρικά ή μαγνητικά πεδία και έχει σταθερή ταχύτητα (μεταβάλλεται μόνο αν αλλάξει το υλικό μέσο).

Διαδίδεται στο κενό και σε υλικά σώματα. Η πορεία της είναι ευθύγραμμη, μπορεί όμως να σκεδαστεί όταν αλληλεπιδράσει με την ύλη. Η αλληλεπίδραση ΗΜ ακτινοβολίας και ύλης γίνεται είτε μέσω απορρόφησης (εναπόθεση ενέργειας), είτε μέσω σκέδασης (αλλαγή πορείας).

Η ΗΜ ακτινοβολία χαρακτηρίζεται από το μήκος κύματος λ , τη συχνότητα ν και την ενέργεια E . Όλες οι κατηγορίες της ΗΜ ακτινοβολίας (ραδιοφωνικά και τηλεοπτικά κύματα, μικροκύματα, υπέρυθρο, ορατό, υπεριώδες, Χ και γ) συνθέτουν το ΗΜ φάσμα.

Η ΗΜ ακτινοβολία που χρησιμοποιεί η διαγνωστική απεικόνιση είναι (α) οι ακτίνες γ που πηγάζουν από ραδιενεργούς πυρήνες (Πυρηνική Ιατρική), (β) οι ακτίνες Χ που πηγάζουν από άτομα (Ακτινολογία), (γ) το ορατό στο οποίο μεταφράζονται οι Χ και γ (με τον ανιχνευτή) για την παρατήρηση και ερμηνεία των εικόνων των (α) και (β) περιπτώσεων και (δ) τα ραδιοκύματα που ως σήμα εκπέμπονται και επαναπροσλαμβάνονται στην απεικόνιση πυρηνικού μαγνητικού συντονισμού MRI.

Υπάρχουν δύο τρόποι περιγραφής μιας ΗΜ ακτινοβολίας: ως κύμα (κυματική- συνεχής φύση) ή ως φωτόνια (σωματιδιακή-κβαντισμένη φύση). Και στις δύο περιπτώσεις ισχύει η γνωστή σχέση $E = h\nu = h\frac{c}{\lambda}$, όπου h η σταθερά του Planck. Η ενέργεια των φωτονίων συνήθως εκφράζεται σε ηλεκτρόνιο-βολτ (eV).

Το ηλεκτρομαγνητικό φάσμα

	Συχνότητα (Hz)	Μήκος κύματος (m)	Ενέργεια (eV)
Ακτίνες γ	$1.0 \times 10^{18} - 1.0 \times 10^{27}$	$3.0 \times 10^{-10} - 3.0 \times 10^{-19}$	$4.1 \times 10^3 - 4.1 \times 10^{12}$
Ακτίνες Χ	$1.0 \times 10^{15} - 1.0 \times 10^{25}$	$3.0 \times 10^{-7} - 3.0 \times 10^{-17}$	$4.1 - 4.1 \times 10^{10}$
Υπεριώδες	$7.0 \times 10^{14} - 2.4 \times 10^{16}$	$4.3 \times 10^{-7} - 1.2 \times 10^{-8}$	2.9-99
Ορατό	$4.0 \times 10^{14} - 7.0 \times 10^{14}$	$7.5 \times 10^{-7} - 4.3 \times 10^{-7}$	1.6-2.9
Υπέρυθρο	$1.0 \times 10^{11} - 4.0 \times 10^{14}$	$3.0 \times 10^{-3} - 7.5 \times 10^{-7}$	$4.1 \times 10^{-4} - 1.6$
Μικροκύματα, ραντάρ και επικοινωνίες	$1.0 \times 10^9 - 1.0 \times 10^{12}$	$3.0 \times 10^{-1} - 3.0 \times 10^{-4}$	$4.1 \times 10^{-6} - 4.1 \times 10^{-3}$
Τηλεόραση	$5.4 \times 10^7 - 8.0 \times 10^8$	5.6-0.38	$2.2 \times 10^{-7} - 3.3 \times 10^{-6}$
Ραδιόφωνο FM	$8.8 \times 10^7 - 1.1 \times 10^8$	3.4-2.8	$3.6 \times 10^{-7} - 4.5 \times 10^{-7}$

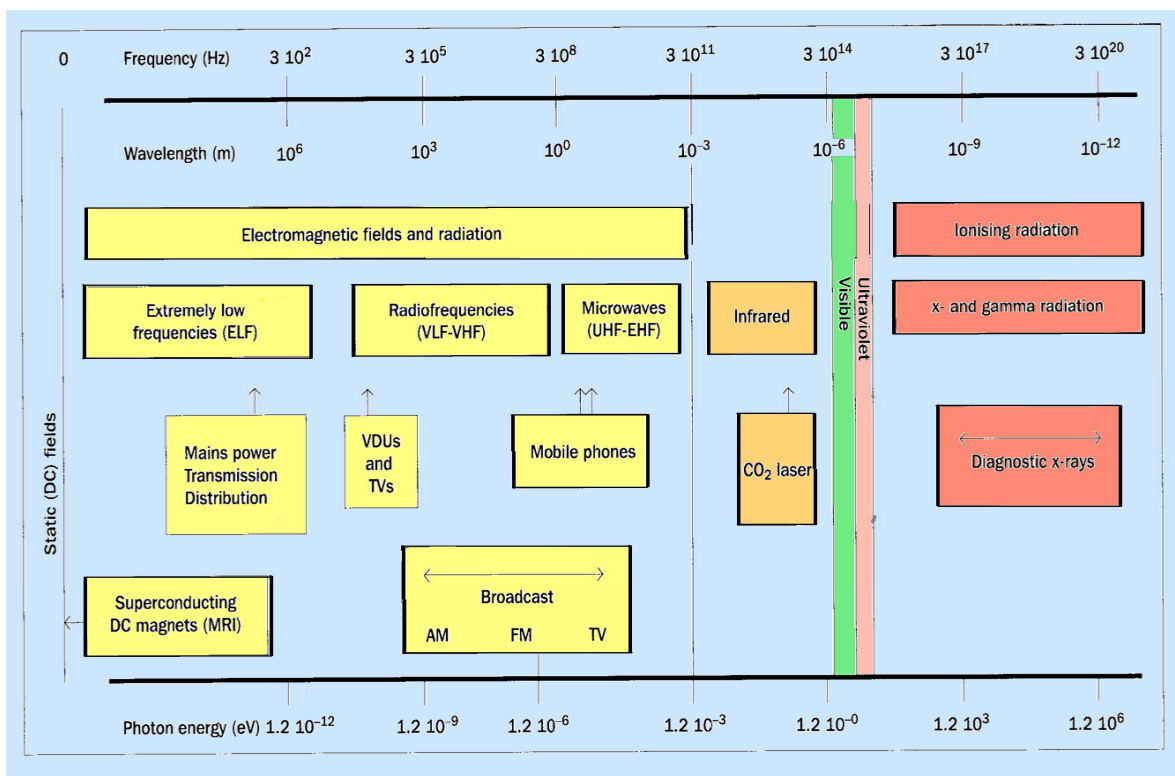
Ραδιόφωνο AM	$5.4 \times 10^5 - 1.7 \times 10^6$	$5.6 \times 10^2 - 1.8 \times 10^2$	$2.2 \times 10^{-9} - 6.6 \times 10^{-9}$
Ηλεκτρικού Ρεύματος	$10 - 1 \times 10^3$	$3.0 \times 10^7 - 3.0 \times 10^5$	$4.1 \times 10^{-14} - 4.1 \times 10^{-12}$

Federal Communications Commission: Title 47, Code of Federal Regulations 2.106

Ιοντίζουσα Ακτινοβολία

Η ΗΜ ακτινοβολία συχνότητας μεγαλύτερης της υπεριώδους “κουβαλά” αρκετή ενέργεια ανά φωτόνιο, ώστε να μπορεί να διώξει ηλεκτρόνια από τις στιβάδες – φλοιούς ενός ατόμου, παράγοντας, με τον τρόπο αυτό, ιοντισμένα άτομα και μόρια. Το κατώφλι της ενέργειας για δημιουργία ιοντισμού εξαρτάται από το υλικό. Π.χ. το H_2O χρειάζεται ενέργεια 12,6 eV για να ιοντισθεί, ενώ το C_6H_6 ιοντίζεται με 9,3 eV.

Η ακτινοβολία (ηλεκτρομαγνητική ή σωματιδιακή) που δημιουργεί ιόντα όταν διαπερνά κάποιο υλικό, καλείται ιοντίζουσα.



3.2 Σωματιδιακή Ακτινοβολία

Τα σωματίδια που ενδιαφέρουν την απεικονιστική ιατρική είναι τα σωματίδια άλφα (${}^4\text{He}^{2+}$), τα πρωτόνια (${}^1\text{H}^+$), τα ηλεκτρόνια (e^- ή β^-), τα ποζιτρόνια (e^+ ή β^+) και τα νετρόνια (n^0).

Πρωτόνια βρίσκονται στον πυρήνα όλων των ατόμων. Ηλεκτρόνια βρίσκονται στις ηλεκτρονιακές στιβάδες όλων των ατόμων. Ηλεκτρόνια εκπέμπονται και από μερικούς ραδιενεργούς πυρήνες (ακτινοβολία β^-). Ποζιτρόνια (θετικά φορτισμένα ηλεκτρόνια) εκπέμπονται από συγκεκριμένους ραδιενεργούς πυρήνες (ακτινοβολία β^+). Νετρόνια (ουδέτερα σωματίδια) βρίσκονται στον πυρήνα σχεδόν όλων των ατόμων (εκτός του υδρογόνου), απελευθερώνονται με πυρηνική σχάση και χρησιμοποιούνται για την παραγωγή ραδιενεργών πυρήνων (ραδιονουκλιδίων). Σωματίδια άλφα εκπέμπονται από μερικά φυσικά ραδιενεργά υλικά, όπως το ουράνιο, το θόριο και το ράδιο.

Σε κάθε φυσική ή χημική διεργασία το άθροισμα της μάζας και της ενέργειας των εμπλεκόμενων σωμάτων, πριν και μετά τη «συνάντηση», πρέπει να διατηρείται σταθερό. Στην κλασική φυσική ο νόμος διατήρησης της μάζας είναι ξεχωριστός από το νόμο διατήρησης της ενέργειας. Όμως στις πυρηνικές διεργασίες, όπου οι ταχύτητες των σωματιδίων πλησιάζουν την ταχύτητα του φωτός, ο Einstein απέδειξε πως η μάζα και η ενέργεια είναι ισοδύναμες (και εναλλασσόμενες) έννοιες. Συνδέονται με τη σχέση:

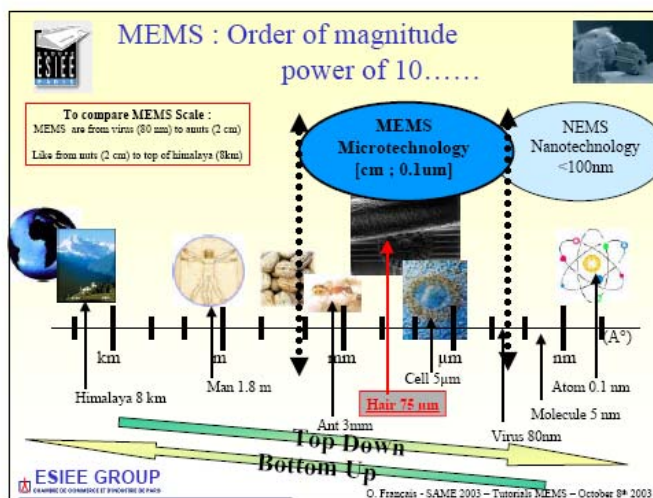
$$E = mc^2$$

όπου E η ενέργεια που αντιστοιχεί στη μάζα m και c η ταχύτητα του φωτός στο κενό.

Λύνοντας την εξίσωση, αποδεικνύεται πως η ενέργεια που αντιστοιχεί π.χ. στη μάζα του ηλεκτρονίου ($m = 9,11 \times 10^{-31}$ kg) είναι 511 KeV ή 0.511 MeV και η ποσότητα 1amu (το 1/12 της μάζας του ατόμου του ${}^{12}\text{C}$) είναι ισοδύναμη με 931 MeV ενέργειας.

4. Δομή του ατόμου

Το άτομο είναι η μικρότερη υποδιαίρεση της μάζας ενός χημικού στοιχείου, η οποία διατηρεί τη χημική του ταυτότητα. Το άτομο αποτελείται από έναν φοβερά πυκνό (μάζα ανά όγκο) και θετικά φορτισμένο πυρήνα (πρωτόνια και νετρόνια) και ένα εξωπυρηνικό νέφος ελαφρών, αρνητικά φορτισμένων ηλεκτρονίων. Στη βασική του (θεμελιώδη) κατάσταση, το άτομο είναι ηλεκτρικά ουδέτερο, επειδή ο αριθμός των θετικών πρωτονίων του πυρήνα είναι ίσος με τον αριθμό των ηλεκτρονίων (το φορτίο του ηλεκτρονίου είναι ίσο και αντίθετο με το φορτίο του πρωτονίου).

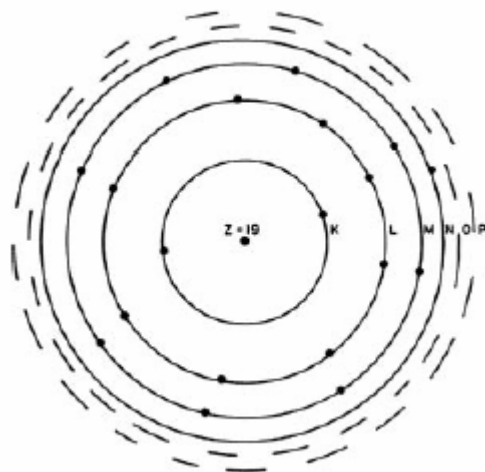


Η ακτίνα του ατόμου είναι περίπου 10^{-10} m, ενώ του πυρήνα περίπου 10^{-14} m. Επομένως το άτομο εμπεριέχει έναν τεράστιο κενό χώρο.

4.1 Η διάταξη των ηλεκτρονίων

Κατά το πρότυπο του Bohr τα ηλεκτρόνια (e^-) περιφέρονται σε τροχιές γύρω από τον πυρήνα. Οι τροχιές έχουν συγκεκριμένες ακτίνες που καθορίζονται από τον κύριο κβαντικό αριθμό n . Στις τιμές του $n = 1, 2, 3, 4, \dots$, αντιστοιχούν οι ηλεκτρονιακές στιβάδες – τροχιές: K, L, M, N, ... Κάθε στιβάδα-τροχιά μπορεί να περιέχει έναν συγκεκριμένο

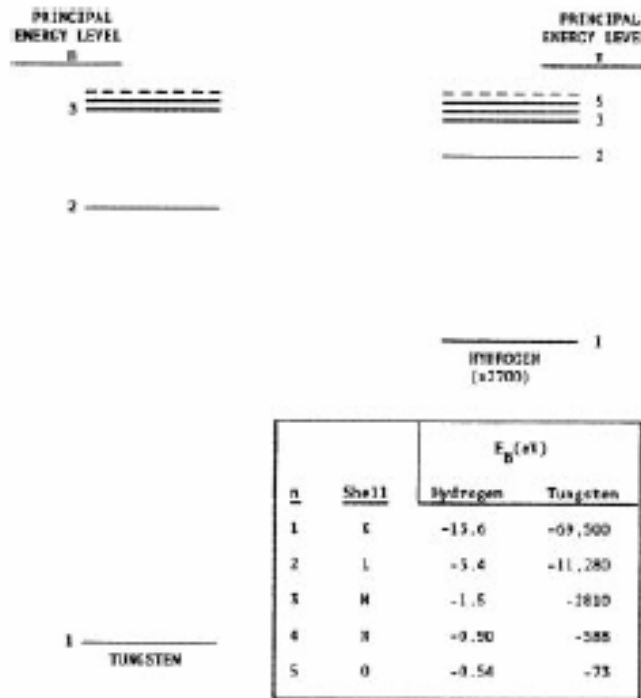
μέγιστο αριθμό ηλεκτρονίων ($2n^2$, όπου n ο κβαντικός αριθμός που αντιστοιχεί στην τροχιά).



Η ενέργεια που απαιτείται για να απομακρυνθεί τελείως ένα ηλεκτρόνιο από το άτομο, ονομάζεται δεσμευτική ενέργεια του ηλεκτρονίου. Θεωρείται μηδενική η ενέργεια του ηλεκτρονίου σε άπειρη απόσταση από τον πυρήνα και μέγιστη (αρνητική) η ενέργεια του ηλεκτρονίου στην πλησιέστερη (πιο εσωτερική) τροχιά K.

Όταν ένα περιφερόμενο σε τροχιά ηλεκτρόνιο (με ενέργεια που αντιστοιχεί στη συγκεκριμένη τροχιά) δεχθεί πρόσθετη ενέργεια (από ένα προσπίπτον φωτόνιο ή σωματίδιο) ίση ή μεγαλύτερη από τη δεσμευτική του ενέργεια, θα απομακρυνθεί από το άτομο, το οποίο θα μετατραπεί σε ιόν (δημιουργία ζεύγους: ιόν – ελεύθερο e^-).

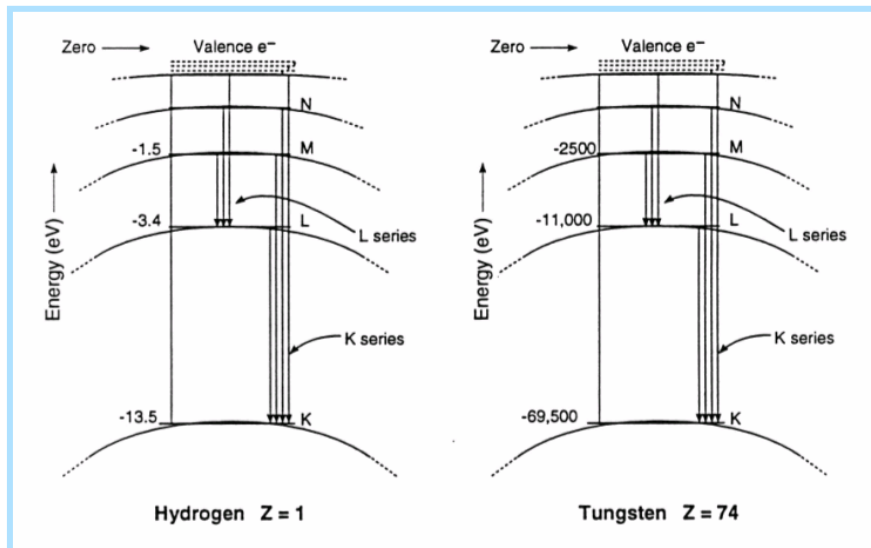
Η δεσμευτική ενέργεια ενός περιφερόμενου ηλεκτρονίου, σε απόλυτη τιμή, είναι τόσο μεγαλύτερη όσο εσωτερικότερη είναι η τροχιά του και όσο περισσότερα πρωτόνια περιέχονται στον πυρήνα του ατόμου (μεγαλύτερος ατομικός αριθμός).



Ένα ελεύθερο ηλεκτρόνιο θεωρείται πως έχει δεσμευτική ενέργεια ίση με μηδέν και η συνολική ενέργεια ενός δεσμευμένου ηλεκτρονίου είναι μηδέν μείον την δεσμευτική ενέργεια της τροχιάς του. Το ηλεκτρόνιο της K στιβάδας στο βολφράμιο ($Z=74$) έχει δεσμευτική ενέργεια -69500 eV, ενώ το ηλεκτρόνιο της K στιβάδας στο υδρογόνο ($Z=1$) μόνο $-13,5$ eV. Για την L στιβάδα οι αντίστοιχες τιμές είναι -11.000 eV και $-3,4$ eV.

Η ενέργεια που απαιτείται για να μεταφερθεί ένα ηλεκτρόνιο από μια στιβάδα εσωτερικότερη (π.χ. K) σε άλλη εξωτερικότερη (π.χ. L) (διέγερση) είναι αριθμητικά ίση με τη διαφορά της δεσμευτικής ενέργειας του ηλεκτρονίου σε αυτές τις δύο στιβάδες-τροχιές.

Η ενέργεια μεταπήδησης ($K \rightarrow L$) στο υδρογόνο είναι: $13,5 \text{ eV} - 3,4 \text{ eV} = 10,1 \text{ eV}$
 ενώ στο βολφράμιο είναι: $69500 \text{ eV} - 11000 \text{ eV} = 58500 \text{ eV} (58,5 \text{ KeV})$



Βέβαια με την εξέλιξη της Φυσικής (Ατομική, Κβαντική), το πρότυπο Bohr εκσυγχρονίστηκε στο κβαντομηχανικό πρότυπο, με βασική διαφορά ότι, ενώ το πρώτο μιλά για τροχιές ηλεκτρονίων, το δεύτερο μιλά για πιθανότητες ανεύρεσης των περιφερόμενων ηλεκτρονίων. Η γενική εικόνα όμως δεν χαλά, διότι η μέγιστη πιθανότητα του νέου πρότυπου συμπίπτει με την τροχιά του παλαιού.

Η εξωτερικότερη τροχιά-στιβάδα κάθε ατόμου είναι η στιβάδα σθένους και καθορίζει τις χημικές ιδιότητες του στοιχείου.

4.2 Ακτινοβολία από μεταπήδηση ηλεκτρονίου

Όταν ένα ηλεκτρόνιο εκδιώκεται από τη στιβάδα-τροχιά του μετά από «σύγκρουση» με ένα προσπίπτον φωτόνιο X ή γ ή φορτισμένο σωματίδιο, δημιουργείται μια κενή θέση σ' αυτή τη στιβάδα. Συνήθως η κενή αυτή θέση συμπληρώνεται με ένα ηλεκτρόνιο περιφερικότερης στιβάδας-τροχιάς, τη νέα εκκενούμενη θέση του οποίου θα έρθει να συμπληρώσει άλλο, ακόμη "εξωτερικότερο", ηλεκτρόνιο.

Κάθε μεταπήδηση ηλεκτρονίου προς εσωτερικότερη τροχιά (αποδιέγερση) συνοδεύεται από απελευθέρωση ενέργειας ίσης με τη διαφορά της δεσμευτικής ενέργειας της στιβάδας εκκίνησης του ηλεκτρονίου με τη δεσμευτική ενέργεια της στιβάδας άφιξης του

ηλεκτρονίου. Η ενέργεια που εγκαταλείπει το άτομο μπορεί να είναι χαρακτηριστική ακτινοβολία X ή ηλεκτρόνιο Auger.

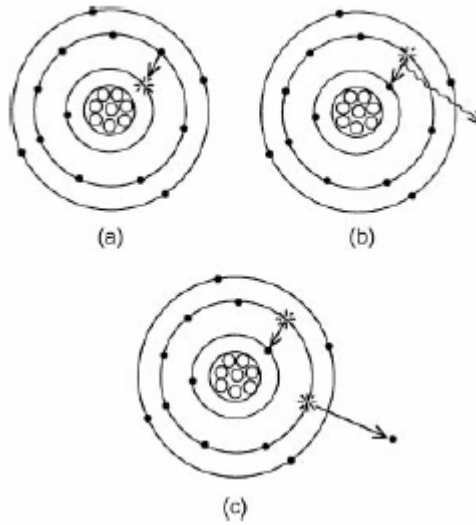
4.2.1 Χαρακτηριστική ακτινοβολία X

Γενικότερα η μεταπήδηση ηλεκτρονίου προς μια κενή θέση εσωτερικότερης στιβάδας-τροχιάς ατόμου, συνοδεύεται από απελευθέρωση ηλεκτρομαγνητικής ενέργειας και ανάλογα με την “ενεργειακή απόσταση” της αρχικής από την τελική στιβάδα, η εκπεμπόμενη ενέργεια μπορεί να είναι φωτόνιο της ορατής περιοχής, του υπεριώδους ή ακτίνων X. Η ενέργεια της ακτινοβολίας αυτής είναι χαρακτηριστική για το άτομο, εφόσον η δεσμευτική ενέργεια κάθε στιβάδας-τροχιάς εξαρτάται από τον ατομικό αριθμό Z. Όταν η τιμή της απελευθερούμενης ενέργειας ξεπερνά τα 100 eV, το φωτόνιο είναι φωτόνιο χαρακτηριστικής ακτινοβολίας X.

Η χαρακτηριστική ακτινοβολία X βαφτίζεται με το όνομα της τροχιάς από όπου απομακρύνθηκε το αρχικό ηλεκτρόνιο. Δηλαδή υπάρχει K-χαρακτηριστική ακτινοβολία, L-χαρακτηριστική ακτινοβολία, κ.λπ. Αν το κενό συμπληρώθηκε από ηλεκτρόνιο της αμέσως εξωτερικότερης στιβάδας, θα έχουμε αντίστοιχα K_{α} -χαρακτηριστική ακτινοβολία ή L_{α} -χαρακτηριστική ακτινοβολία. Αν το κενό συμπληρωθεί από τη δεύτερη εξωτερικότερη στιβάδα, οι αντίστοιχες χαρακτηριστικές ακτινοβολίες ονομάζονται K_{β} ή L_{β} .

Δεσμευτική ενέργεια Ηλεκτρονίων (keV)

Στιβάδα	Μολυβδένιο (Z=42)	Βολφράμιο (Z=74)
K	20	69
L	2.9, 2.6, 2.5	12, 11, 10
M	0.50, 0.41, 0.39, 0.23, 0.22	2.8, 2.6, 2.3, 1.9, 1.8



4.2.2 Ηλεκτρόνιο Auger

Όταν πρόκειται για άτομα μικρού ατομικού αριθμού Z , κυριαρχεί η εκπομπή ηλεκτρονίων Auger σε βάρος της εκπομπής χαρακτηριστικής ακτινοβολίας X . Δηλαδή η απελευθερούμενη ενέργεια κατά τη μεταπήδηση ηλεκτρονίου σε εσωτερικότερη κενή θέση, εκδιώκει τελικά ένα άλλο περιφερικότερο ηλεκτρόνιο που πλέον ονομάζεται ηλεκτρόνιο Auger και το οποίο αποκτά κινητική ενέργεια ίση με τη διαφορά της απελευθερούμενης ενέργειας από την αρχική μεταπήδηση μείον τη δεσμευτική ενέργεια του εκδιωκόμενου ηλεκτρονίου.

Η πιθανότητα εκπομπής ηλεκτρονίων Auger είναι αυξημένη όχι μόνο σε άτομα μικρού ατομικού αριθμού, αλλά και σε άτομα μεγάλου ατομικού αριθμού, όταν όμως η μεταπήδηση ηλεκτρονίου συμβαίνει μεταξύ εξωτερικών στιβάδων του ατόμου (δημιουργία του αρχικού κενού σε μία από τις εξωτερικότερες τροχιές). Για τους μαλακούς ιστούς (κατά κανόνα στοιχεία με $Z < 10$) η πιθανότητα εκπομπής χαρακτηριστικής ακτινοβολίας X είναι $p < 1\%$, για το ασβέστιο ($Z=20$) η πιθανότητα $p \approx 15\%$, ενώ για το ιώδιο ($Z=53$) $p \approx 65\%$.

5. Δομή του πυρήνα

5.1 Σύνθεση του πυρήνα

Ο πυρήνας αποτελείται από πρωτόνια και νετρόνια που μαζί αναφέρονται ως νουκλεόνια. Ο αριθμός των πρωτονίων του πυρήνα είναι ο ατομικός αριθμός Z του στοιχείου και ο συνολικός αριθμός πρωτονίων και νετρονίων είναι ο μαζικός αριθμός A . Είναι σημαντικό να μην συγχέονται οι δύο έννοιες: «μαζικός αριθμός» και «μάζα του ατόμου». Για παράδειγμα, ο μαζικός αριθμός του «οξυγόνου 16» είναι 16 (8 πρωτόνια και 8 νετρόνια), ενώ η μάζα του ατόμου «οξυγόνο 16» είναι 15,9949 amu.

$$1 \text{ amu} = 1/12(M(^{12}\text{C})) = 1.66 \cdot 10^{-24} \text{g}$$

Ο αναλυτικός συμβολισμός ενός ατόμου χημικού στοιχείου X είναι ${}_Z^A X_N$, όπου ένα από τα Z και X ουσιαστικά περισεύει, καθώς το χημικό σύμβολο X ταυτοποιεί το στοιχείο που έχει έναν και μοναδικό αριθμό Z . Π.χ. τα σύμβολα H, He, και Li αναφέρονται στα άτομα με $Z=1, 2, 3$ αντίστοιχα. Ο αριθμός των νετρονίων είναι $N=A-Z$. Το ${}_{133}^{131}\text{I}_{78}$ συνήθως γράφεται ως ${}^{131}\text{I}$ ή ως I-131. Το φορτίο ενός ατόμου αναγράφεται στην πάνω δεξιά θέση του χημικού συμβόλου. Π.χ. Ca^{2+} που μαρτυρεί ότι το άτομο του ασβεστίου έχει χάσει δύο ηλεκτρόνια.

5.2 Πυρηνικές δυνάμεις και ενεργειακά επίπεδα

Υπάρχουν δύο κύριες δυνάμεις που δρουν στα σωματίδια του πυρήνα και μάλιστα με αντίθετες κατευθύνσεις. Οι δυνάμεις Coulomb μεταξύ των πρωτονίων είναι απωθητικές και εξουδετερώνονται από δυνάμεις «ανταλλαγής πιονίων» (σωματίδια υπο-πυρήνα), που είναι ελκτικές και ασκούνται μεταξύ όλων των νουκλεονίων. Αυτές οι δυνάμεις «ανταλλαγής» καλούνται και ισχυρές δυνάμεις, συγκρατούν ενωμένο τον πυρήνα, αλλά η εμβέλειά τους περιορίζεται στη μάζα του πυρήνα ($< 10^{-14} \text{m}$).

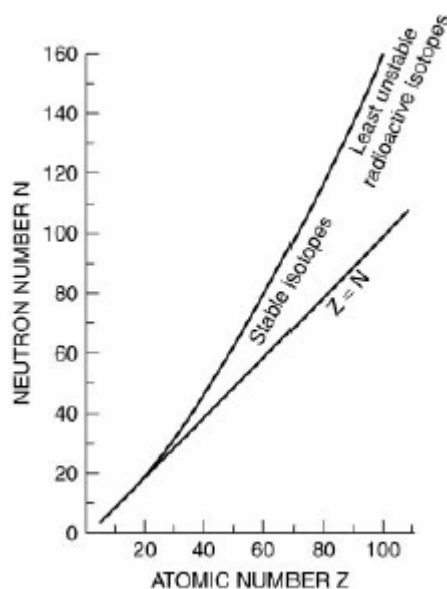
Ο πυρήνας έχει ενεργειακά επίπεδα ανάλογα με τις τροχιές-στιβάδες των ηλεκτρονίων στο άτομο, παρόλο που οι ενέργειες του πυρήνα είναι σημαντικά μεγαλύτερες. Η χαμηλότερη ενεργειακή κατάσταση-επίπεδο πυρήνα, σαν σύνολο, λέγεται θεμελιώδης. Οι

πυρήνες που περιέχουν ενέργεια μεγαλύτερη της θεμελιώδους λέγονται διεγερμένοι. Η μέση διάρκεια μιας διεγερμένης κατάστασης κυμαίνεται από 10^{-16} δευτερόλεπτα μέχρι περισσότερο από 100 χρόνια.

Το μέρος του ατόμου που χαρακτηρίζεται από τον αριθμό των πρωτονίων, των νετρονίων και το ενεργειακό περιεχόμενο του πυρήνα καλείται νουκλίδιο. Ισότοπα είναι τα νουκλίδια με τον ίδιο αριθμό πρωτονίων, ισοβαρή με τον ίδιο μαζικό αριθμό, ισότονα με τον ίδιο αριθμό νετρονίων και ισομερή με ίδια όλα τα άλλα εκτός της ενεργειακής κατάστασης του πυρήνα.

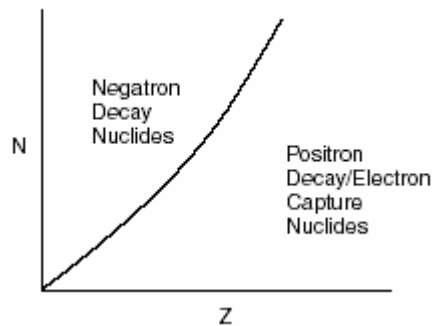
5.3 Πυρηνική αστάθεια και ραδιενέργεια

Σταθερή κατάσταση στον πυρήνα προσφέρουν ορισμένοι μόνο (αριθμητικοί) συνδυασμοί νετρονίων-πρωτονίων. Στο διάγραμμα N ως προς Z η καμπύλη σταθερότητας είναι αυτή όπου $N/Z=1$ για μικρά Z, και $N/Z=1,5$ περίπου, για πυρήνες με μεγάλο Z. Περισσότερα νετρόνια (N) απαιτούνται στους μεγαλύτερους πυρήνες, επειδή γίνεται δυσκολότερη η εξουδετέρωση των απωστικών δυνάμεων Coulomb μεταξύ των πολλών πρωτονίων.

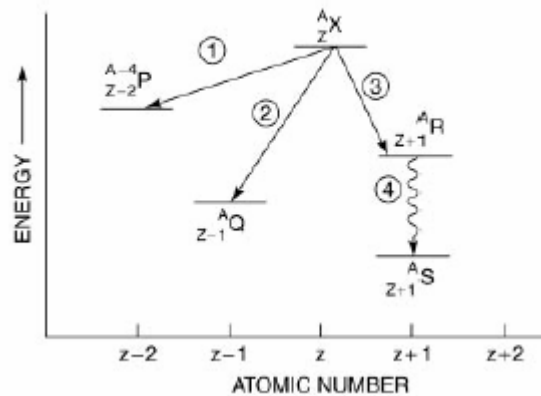


Πυρήνες με περιττό αριθμό νετρονίων και περιττό αριθμό πρωτονίων τείνουν να είναι ασταθείς, ενώ αντίστοιχοι άρτιοι αριθμοί συνθέτουν συνήθως σταθερούς πυρήνες.

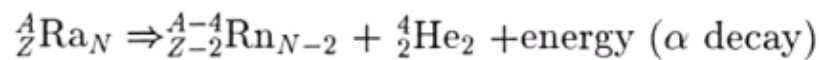
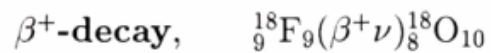
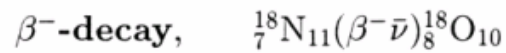
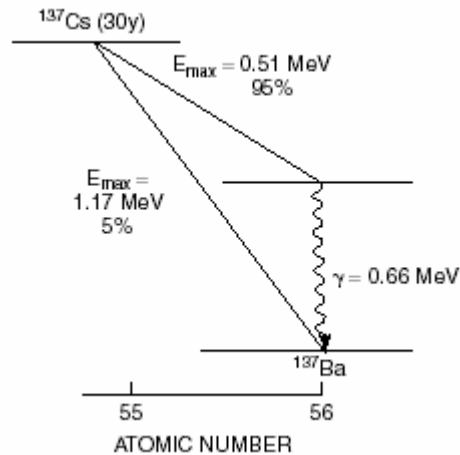
Οι ασταθείς πυρήνες μετατρέπονται σε σταθερούς με την παρέλευση μικρότερου ή μεγαλύτερου χρονικού διαστήματος. Υπάρχουν δύο είδη ασταθών πυρήνων: (α) με περίσσεια νετρονίων και (β) με έλλειψη νετρονίων. Ασταθής πυρήνας σημαίνει πυρήνας με περίσσεια εσωτερικής ενέργειας. Ο ασταθής πυρήνας καταλήγει σε σταθερό με τη μετατροπή ενός νετρονίου σε πρωτόνιο ή το αντίθετο, με τη σύγχρονη εκπομπή ενέργειας.



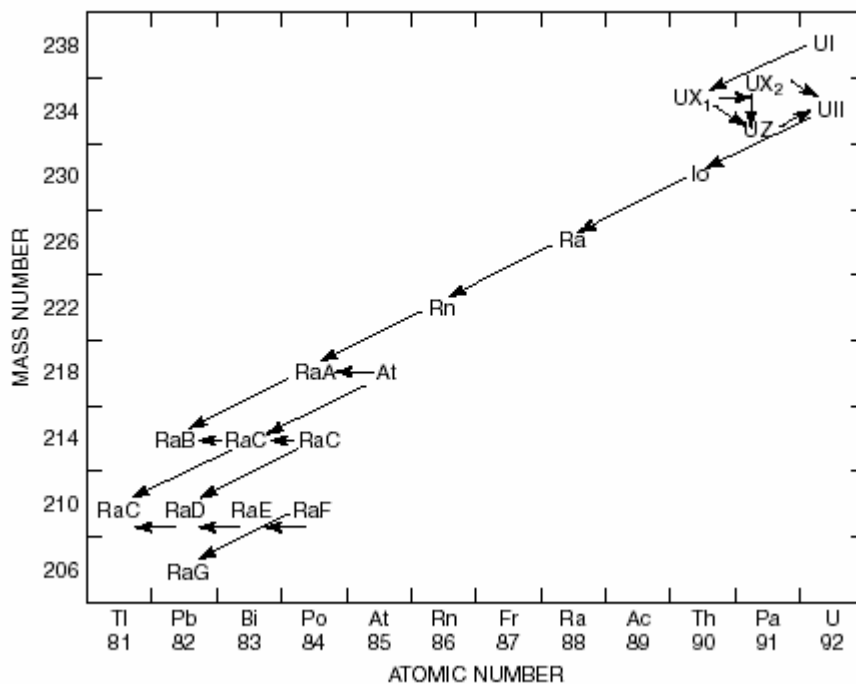
Η εκπεμπόμενη ενέργεια μπορεί να είναι σωματιδιακή ή ηλεκτρομαγνητική.



Νουκλίδια που μεταπίπτουν σε πιο σταθερούς πυρήνες καλούνται ραδιενεργά και η διαδικασία ραδιενεργός διάσπαση (radioactive decay) ή μετάπτωση ή ραδιενεργός μετατροπή.



Ένας ραδιενεργός πυρήνας μπορεί να υποστεί πολλές διασπάσεις-μεταπτώσεις πριν καταλήξει σε σταθερή μορφή. Τέτοιες ραδιενεργές «αλυσίδες» συναντώνται συχνά στη φύση. Π.χ. η μετάπτωση του ουράνιου U-238 ακολουθεί 14 διαδοχικές μεταπηδήσεις μέχρι να φτάσει στον σταθερό πυρήνα μόλυβδο-206.



Ο αρχικός πυρήνας είναι ο πατρικός και ο παραγόμενος ο θυγατρικός. Ο θυγατρικός μπορεί να είναι ραδιενεργός ή σταθερός.

5.3.1 Ακτινοβολία γ

Μια ραδιενεργός διάσπαση έχει συχνά ως αποτέλεσμα την διαμόρφωση θυγατρικού πυρήνα σε διεγερμένη κατάσταση. Η ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία που εκπέμπεται από τον διεγερμένο πυρήνα, καθώς αυτός μεταπίπτει σε πιο σταθερή ενεργειακή κατάσταση (πυρηνική αποδιέγερση), καλείται ακτινοβολία γ . Αυτή η εκπομπή ενέργειας είναι ανάλογη της αντίστοιχης εκπομπής χαρακτηριστικής ακτινοβολίας X από άτομο, στο οποίο σημειώθηκε μεταπήδηση τροχιακού ηλεκτρονίου. Όμως η ακτινοβολία γ πηγάζει από τον πυρήνα. Και η ενέργειά της είναι συχνά αρκετά μεγαλύτερη από την αντίστοιχη της χαρακτηριστικής ακτινοβολίας X, επειδή οι ενεργειακές καταστάσεις του πυρήνα απέχουν μεταξύ τους πολύ περισσότερο από όσο οι ενεργειακές στιβάδες των ηλεκτρονίων στο άτομο.

5.3.2 Ηλεκτρόνια εσωτερικής μετατροπής

Η πυρηνική αποδιέγερση δεν έχει πάντα ως αποτέλεσμα την εκπομπή ακτινοβολίας γ . Μια εναλλακτική κατάσταση είναι η εσωτερική μετατροπή, κατά την οποία η ενέργεια της αποδιέγερσης μεταφέρεται ολόκληρη σε τροχιακό ηλεκτρόνιο, συνήθως των στιβάδων K, L ή M. Το ηλεκτρόνιο της μετατροπής αυτής εκτινάσσεται αμέσως από το άτομο με κινητική ενέργεια ίση με την ενέργεια της ακτινοβολίας γ μείον τη δεσμευτική ενέργεια που είχε το ηλεκτρόνιο στην τροχιά του. Το κενό που αφήνει στην τροχιά του το ηλεκτρόνιο που αποσπάστηκε, θα συμπληρωθεί με μία ή περισσότερες διαδοχικές μεταπηδήσεις εξωτερικότερων ηλεκτρονίων.

5.3.3 Δεσμευτική ενέργεια του πυρήνα και έλλειμμα μάζας

Η ενέργεια που απαιτείται για να διαλυθεί ένα άτομο στα συστατικά του είναι η δεσμευτική ενέργεια του ατόμου. Είναι το άθροισμα των δεσμευτικών ενεργειών των ηλεκτρονίων του και της δεσμευτικής ενέργειας του πυρήνα. Η δεσμευτική ενέργεια του πυρήνα είναι η ενέργεια που απαιτείται για να διαλυθεί ο πυρήνας στα συστατικά του και είναι τόσο μεγαλύτερη όσο ισχυρότερες είναι οι δυνάμεις σύνδεσης μεταξύ των νουκλεονίων του.

Η δεσμευτική ενέργεια των ηλεκτρονίων είναι αμελητέα συγκρινόμενη με τη δεσμευτική ενέργεια των νουκλεονίων.

Όταν δύο νουκλεόνια πλησιάζουν μεταξύ τους υπό την επίδραση ισχυρής πυρηνικής δύναμης, η συνολική τους ενέργεια μειώνεται και η περίσσεια εκπέμπεται ως ακτινοβολία. Επομένως η ολική ενέργεια δεσμευμένων σωματιδίων είναι μικρότερη από το άθροισμα της ενέργειας αυτών των σωματιδίων, όταν είναι χωρισμένα και ελεύθερα.

Η δεσμευτική ενέργεια ατόμου υπολογίζεται αφαιρώντας τη μάζα του ατόμου από τη συνολική μάζα των πρωτονίων, νετρονίων και ηλεκτρονίων που το αποτελούν. Η διαφορά μάζας που προκύπτει, καλείται έλλειμμα μάζας.

Π.χ. η μάζα του ατόμου N-14 είναι 14,00307 amu και αποτελείται από:

$$7 \text{ πρωτόνια μάζας } (7 \times 1,00727 \text{ amu}) = 7,05089 \text{ amu}$$

$$7 \text{ νετρόνια μάζας } (7 \times 1,00866 \text{ amu}) = 7,06062 \text{ amu}$$

$$7 \text{ ηλεκτρόνια μάζας } (7 \times 0,00055 \text{ amu}) = 0,00385 \text{ amu}$$

δηλαδή 14,11536 amu

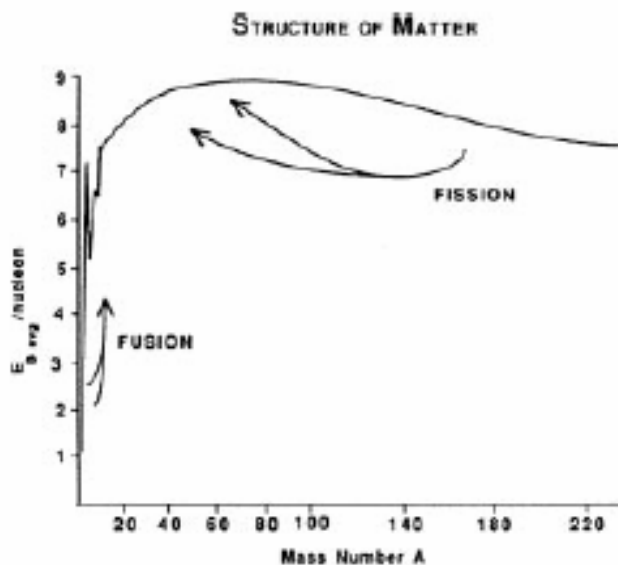
Το έλλειμμα μάζας είναι: 14,11536 amu

- 14,00307 amu

= 0,11229 amu

Σύμφωνα με τη σχέση ισοδυναμίας μάζας-ενέργειας ($E=mc^2$) αυτό το έλλειμμα μάζας «μεταφράζεται» σε: $0,11229 \text{ amu} \times 931 \text{ MeV/amu} = 104,5 \text{ MeV}$.

Μια σημαντική παρατήρηση προέρχεται μετά από τη διαίρεση της συνολικής δεσμευτικής ενέργειας ενός πυρήνα, με τον μαζικό αριθμό A , η οποία θα δώσει τη μέση δεσμευτική ενέργεια ανά νουκλεόνιο.



Γραφική παράσταση της δεσμευτικής ενέργειας ανά νουκλεόνιο ως συνάρτηση του μαζικού αριθμού, δίνει μια καμπύλη, το μέγιστο της οποίας αντιστοιχεί στους μέσους μαζικούς αριθμούς των χημικών στοιχείων και χαμηλώνει προς αμφότερες τις πλευρές: και προς τα βαρύτερα και προς τα ελαφρύτερα χημικά στοιχεία.

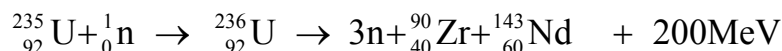
Η παρατήρηση αυτή εξηγεί το γεγονός πως απελευθερώνεται ενέργεια και με πυρηνική σχάση και με πυρηνική σύντηξη.

5.3.4 Πυρηνική σχάση και πυρηνική σύντηξη

Κατά την πυρηνική σχάση, ένας πυρήνας μεγάλου μαζικού αριθμού διασπάται σε δύο μέρη (συνήθως όχι ίδιας μάζας) το καθένα με μέση δεσμευτική ενέργεια ανά νουκλεόνιο μεγαλύτερη της αντίστοιχης του αρχικού πυρήνα. Δηλαδή, κατά την πυρηνική σχάση, η ολική δεσμευτική ενέργεια του πυρήνα αυξάνει. Η περίσσεια της πυρηνικής δεσμευτικής ενέργειας απελευθερώνεται με τη μορφή ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας και ως κινητική ενέργεια σωματιδιακής ακτινοβολίας. Η πυρηνική σχάση συνήθως απελευθερώνει νετρόνια μεγάλης κινητικής ενέργειας, που εκπέμπονται μαζί με τους δύο νέους πυρήνες-θραύσματα.

Π.χ. σχάση του U-236 μπορεί να δώσει Sn-131 και Mo-102 και 3 ελεύθερα νετρόνια. Αυτή η αντίδραση έχει ως αποτέλεσμα έλλειμμα μάζας ισοδύναμου περίπου 200 MeV, που απελευθερώνεται ως ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία και ως κινητική ενέργεια (α) των «προϊόντων» νετρονίων, (β) του Sn και (γ) του Mo.

Το U-236 μπορεί να διασπαστεί και σύμφωνα με την αντίδραση:



Όσον αφορά την διατήρηση της μάζας:

		89,90
235,04		142,91
+ 1,01	→	3,03
236,05		235,84

Δηλαδή έλλειμμα μάζας = $236,05 - 235,84 = 0,21 \text{ amu}$

Και απελευθερώνεται ενέργεια = $(931,5 \text{ MeV/ amu}) \times (0,21 \text{ amu}) = 196 \text{ MeV}$, στην οποία περιέχονται και 8 β⁻ διασπάσεις, επειδή $Z_{\text{πριν}} = 92$ ενώ $Z_{\text{μετά}} = 100$.

Η πιθανότητα να συμβεί πυρηνική σχάση αυξάνει ανάλογα με τον αριθμό των παρόντων νετρονίων και αυτό το γεγονός εκμεταλλεύεται η διαδικασία παραγωγής ενέργειας στους πυρηνικούς αντιδραστήρες και ο σχεδιασμός για την κατασκευή της ατομικής βόμβας (ελεγχόμενος αριθμός παρόντων νετρονίων διατηρεί ελεγχόμενο τον ρυθμό παραγωγής ενέργειας).

Στην πυρηνική σχάση, ως πηγή ενέργειας, βασίζεται και μεγάλο μέρος της παραγωγής ραδιονουκλιδίων που θα αναλυθεί σε επόμενο κεφάλαιο.

Ενέργεια όμως απελευθερώνεται και κατά την σύντηξη ελαφρών πυρήνων. Π.χ. η σύντηξη δευτέρου H-2 και ήλιου (He-3) έχει ως αποτέλεσμα την παραγωγή του He-4 και ενός πρωτονίου. Στην καμπύλη του διαγράμματος που περιγράφηκε προηγουμένως, φαίνεται πως το He-4 έχει σημαντικά μεγαλύτερη μέση δεσμευτική ενέργεια ανά νουκλεόνιο από αμφότερα τα He-3 και H-2. Η ισοδύναμη ενέργεια, για το έλλειμμα μάζας αυτής της αντίδρασης, είναι περίπου 18,3 MeV, ενώ κατά την αντίδραση σύντηξης:



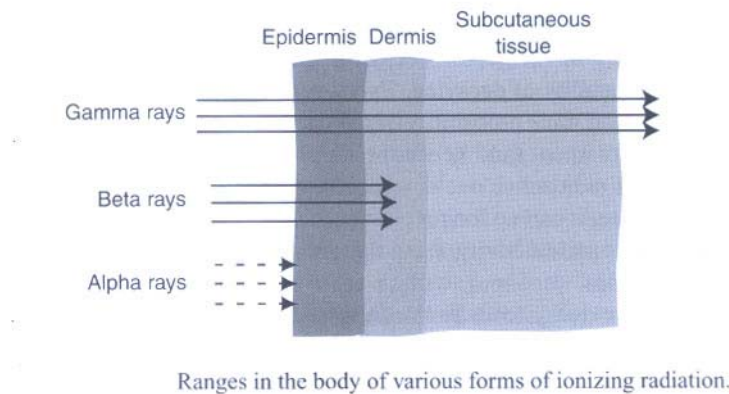
Οι πυρήνες που συμμετέχουν σε πυρηνικές συντήξεις απαιτούν πολύ μεγάλη κινητική ενέργεια για να εξουδετερώσουν τις απωστικές δυνάμεις Coulomb. Η αντίδραση ${}^2_1\text{H} + {}^2_1\text{H}$ αυτοδιατηρείται σε θερμοκρασίες περίπου 150×10^6 βαθμών Κελσίου. Η σύντηξη αυτόδιατηρείται στα αστέρια, όπου τεράστιες δυνάμεις βαρύτητας έχουν ως αποτέλεσμα τρομερές θερμοκρασίες.

Η επονομαζόμενη «βόμβα υδρογόνου» είναι συσκευή σύντηξης που εκμεταλλεύεται την εκτόνωση μιας ατομικής βόμβας (σχάσης π.χ. ουρανίου), ικανής να δημιουργήσει συνθήκες θερμοκρασίας και πίεσης κατάλληλες για τη δημιουργία σύντηξης. Οι βόμβες υδρογόνου αναφέρονται επίσης ως «θερμοπυρηνικά» όπλα.

6. Αλληλεπίδραση ακτινοβολίας και ύλης

6.1 Αλληλεπίδραση σωματιδίων και ύλης

Σωματίδια που ιοντίζουν την ύλη είναι είτε φορτισμένα (όπως άλφα, πρωτόνια, ηλεκτρόνια, ποζιτρόνια), είτε μη φορτισμένα (όπως τα νετρόνια). Η δε “συμπεριφορά” των βαριά φορτισμένων σωματιδίων (άλφα, πρωτόνια) είναι (σε γενικές γραμμές) διαφορετική από τη «συμπεριφορά» των ελαφρά φορτισμένων (ηλεκτρόνια, ποζιτρόνια).



6.1.1 Διέγερση, ιοντισμός και απώλεια ενέργειας με εκπομπή ακτινοβολίας

Όλα τα φορτισμένα σωματίδια που έχουν αρκετή κινητική ενέργεια, αλληλεπιδρούν με την ύλη μέσω ηλεκτρικών δυνάμεων Coulomb και χάνουν όλη ή μέρος της κινητικής τους ενέργειας προκαλώντας διεγέρσεις ή ιοντισμούς της ύλης όταν αλληλεπιδρούν με τροχιακά (περιφερόμενα) ηλεκτρόνια.

Διέγερση είναι η μεταφορά μέρους της ενέργειας του προσπίπτοντος σωματιδίου σε ηλεκτρόνιο στιβάδας ατόμου της ύλης, με τρόπο ώστε το ηλεκτρόνιο αυτό να μεταπηδήσει σε εξωτερικότερη στιβάδα (μεγαλύτερης ενέργειας).

Κατά τη διέγερση η ενέργεια που προσλαμβάνει το ηλεκτρόνιο του ατόμου της ύλης δεν είναι μεγαλύτερη της δεσμευτικής του ενέργειας και γι' αυτό το ηλεκτρόνιο δεν

εγκαταλείπει το άτομο. Αμέσως μετά τη διέγερση, το ηλεκτρόνιο θα επιστρέψει σε εσωτερικότερη στιβάδα εκπέμποντας την περίσσεια της ενέργειας με μορφή ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας ή ηλεκτρονίου Auger. Το δεύτερο αυτό στάδιο καλείται αποδιέγερση.

Αν το μέρος της ενέργειας του προσπίπτοντος σωματιδίου που μεταφέρεται στο τροχιακό ηλεκτρόνιο είναι μεγαλύτερο της δεσμευτικής ενέργειας του δεύτερου, τότε θα συμβεί ιοντισμός, δηλαδή το τροχιακό ηλεκτρόνιο θα εγκαταλείψει το άτομο και θα δημιουργηθεί ζεύγος ιόντων: το (αρνητικό) ηλεκτρόνιο και το υπόλοιπο άτομο που μένει θετικά φορτισμένο.

Μερικές φορές τα εκπεμπόμενα ηλεκτρόνια έχουν αρκετή κινητική ενέργεια και προκαλούν περαιτέρω ιοντισμούς (σε γειτονικά άτομα) που καλούνται δευτερογενείς. Τα ηλεκτρόνια - προϊόντα των δευτερογενών ιοντισμών ονομάζονται ακτίνες δέλτα.

Περίπου το 70% της ενέργειας που «εναποθέτουν» τα φορτισμένα σωματίδια στην ύλη καταναλώνεται σε διεγέρσεις. Έτσι η μέση ενέργεια που απαιτείται να εναποτεθεί στον αέρα (κυρίως άζωτο και οξυγόνο) ή σε μαλακό ιστό (κυρίως υδρογόνο, άνθρακα και οξυγόνο) για να παραχθεί ένα ζεύγος ιόντων είναι περίπου 34 eV, ενώ η μικρότερη δεσμευτική ενέργεια των ηλεκτρονίων τους είναι μόνο 10 eV. Αυτό σημαίνει πως για να επιτευχθεί ένας ιοντισμός, το 70% της προσφερόμενης ενέργειας καταναλώνεται παράλληλα σε απλές διεγέρσεις (24 eV για διεγέρσεις και 10 eV για τον ιοντισμό).

6.1.2 Ειδικός Ιοντισμός

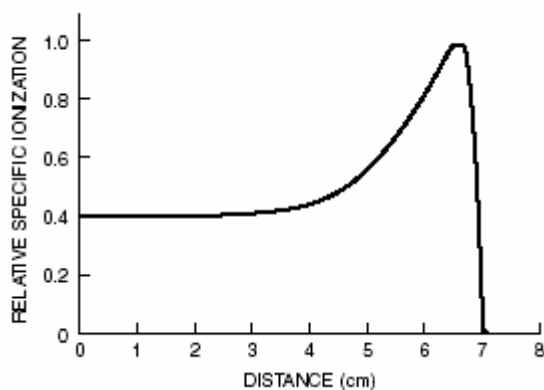
Ειδικός Ιοντισμός (specific ionization) είναι ο αριθμός των πρωτογενών και δευτερογενών ζευγών ιόντων που παράγονται κατά την πορεία φορτισμένου ή μη σωματιδίου στην ύλη, ανά μονάδα μήκους διαδρομής (συνήθως μετράται σε αριθμό ζευγών ιόντων ανά mm διαδρομής).

Ο ειδικός ιοντισμός των προσπιπτόντων σωματιδίων αυξάνει όσο μεγαλύτερο ηλεκτρικό φορτίο έχουν και μειώνεται όσο αυξάνει η ταχύτητά τους. Το μεγαλύτερο φορτίο δημιουργεί ηλεκτρικό πεδίο μεγαλύτερης έντασης και μικρότερη ταχύτητα του

σωματιδίου σημαίνει πως έχει στη διάθεσή του περισσότερο χρόνο, για να αλληλεπιδράσει με τα γειτονικά του άτομα.

Ο ειδικός ιοντισμός ενός σωματιδίου α μπορεί να φθάσει και τα 7000 ζεύγη ιόντων ανά mm διαδρομής στον αέρα, ενώ ενός ηλεκτρονίου είναι πολύ μικρότερος (5-10 ζεύγη ιόντων ανά mm αέρα).

Καθώς το προσπίπτον φορτισμένο σωματίδιο επιβραδύνεται κατά την πορεία του μέσα στην ύλη, ο ειδικός ιοντισμός αυξάνεται παρουσιάζοντας ένα μέγιστο (κορυφή Bragg) λίγο πριν χάσει τελείως την ιοντιστική του ικανότητα (το σωματίδιο α έλκει ηλεκτρόνια από το περιβάλλον του και τρέπεται σε ηλεκτρικά ουδέτερο σωματίδιο).



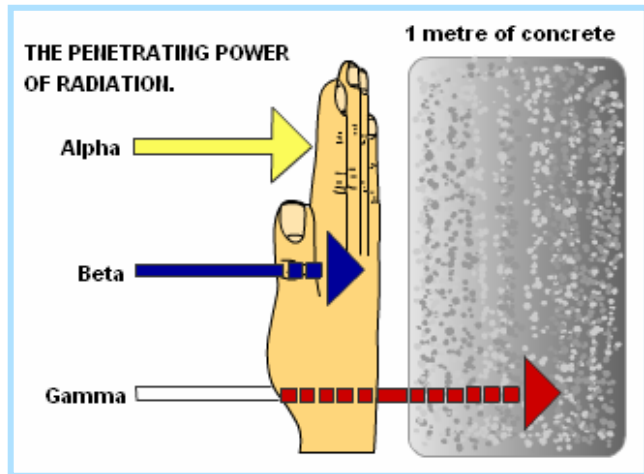
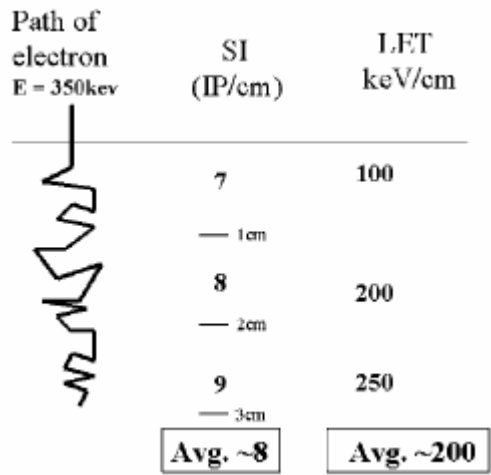
Η κορυφή Bragg βρίσκει εφαρμογή στην ακτινοθεραπεία. Ρυθμίζοντας κατάλληλα την κινητική ενέργεια βαριά φορτισμένων σωματιδίων είναι δυνατόν να αποδοθεί με ακρίβεια μεγάλη ποσότητα ραδιενεργού δόσης, σε συγκεκριμένο βάθος στο σώμα του ασθενή (π.χ. σε καρκινικό όγκο), ενώ γειτονικοί υγιείς ιστοί (εκτός κορυφής Bragg) ακτινοβολούνται με σημαντικά λιγότερη ενέργεια.

6.1.3 Η πορεία ενός φορτισμένου σωματιδίου στην ύλη

Τα προσπίπτοντα ηλεκτρόνια ακολουθούν μια δαιδαλώδη πορεία (διαδοχικά ευθύγραμμα τμήματα, το καθένα με διαφορετική διεύθυνση) μέσα στην ύλη, ως αποτέλεσμα

πολλαπλών σκεδάσεων που προκαλούν οι δυνάμεις Coulomb (έλξεις και απώσεις) που εξασκούν πάνω τους τα άτομα ή ιόντα της ύλης.

Τα προσπίπτοντα βαριά φορτισμένα σωματίδια ακολουθούν μια σχεδόν ευθεία πορεία μέσα στην ύλη, πολύ βραχύτερου βεληνεκούς του αντίστοιχου των ηλεκτρονίων. Π.χ. με αρχική ενέργεια 1 MeV, το σωματίδιο α θα διανύσει στο νερό 5 μm , ενώ το ηλεκτρόνιο περίπου 5 mm (χίλιες φορές μακρύτερη διαδρομή).



6.1.4 Γραμμική Μεταβίβαση Ενέργειας (LET linear energy transfer)

Η ενέργεια που εναποτίθεται από την ακτινοβολία στην ύλη, ανά μονάδα μήκους διαδρομής, καλείται γραμμική μεταβίβαση ενέργειας LET και συνήθως μετράται σε eV ανά cm.

Η LET προσπίπτοντος φορτισμένου σωματιδίου είναι ανάλογη του τετραγώνου του φορτίου του και αντιστρόφως ανάλογη της κινητικής ενέργειας του σωματιδίου.

Η LET είναι το γινόμενο του ειδικού ιοντισμού και της μέσης ενέργειας που πρέπει να εναποτεθεί στην ύλη για να παραχθεί ένα ζεύγος ιόντων.

Η LET ουσιαστικά περιγράφει την πυκνότητα εναπόθεσης ενέργειας από την ακτινοβολία στην ύλη και καθορίζει, σε σημαντικό βαθμό, τις συνέπειες που θα υποστεί το βιολογικό υλικό.

Μεγάλη LET έχουν τα βαριά φορτισμένα σωματίδια και αυτά προξενούν περισσότερες βλάβες στους ιστούς από όσο οι ακτινοβολίες μικρής LET, όπως τα ηλεκτρόνια και τα φωτόνια.

6.1.5 Σκεδασμός

Με την έννοια σκεδασμός περιγράφεται η αλλαγή της πορείας σωματιδίου ή φωτονίου (π.χ. ως αποτέλεσμα αλληλεπίδρασής του με την ύλη).

Κατά τον ελαστικό σκεδασμό η αρχική κινητική ενέργεια όλων των εμπλεκόμενων σωματιδίων διατηρείται αμετάβλητη. Ελαστικές είναι οι συγκρούσεις στο τραπέζι του μπιλιάρδου ή στην πίστα bowling, εφόσον οι δυνάμεις της τριβής μπορούν να θεωρηθούν αμελητέες. Ανελαστικά είναι τα χτυπήματα της μπάλλας στο ποδόσφαιρο, την καλαθοσφαίριση ή την αντισφαίριση (τένις).

Κατά τον ανελαστικό σκεδασμό η κινητική ενέργεια όλων των σωματιδίων μετά την “σύγκρουση” είναι μικρότερη της αρχικής. Ενέργεια μπορεί να “χαθεί” π.χ. για να

παραχθεί ένα ζεύγος ιόντων. Όμως ακόμη και σε περιπτώσεις ιοντισμού, η σύγκρουση μπορεί να θεωρηθεί ελαστική, αν η δεσμευτική ενέργεια του ηλεκτρονίου που εγκαταλείπει το άτομο είναι πολύ μικρότερη της κινητικής ενέργειας του προσπίπτοντος σωματιδίου.

6.1.6 Αλληλεπίδραση με εκπομπή ακτινοβολίας - πέδηση

Τα προσπίπτοντα ηλεκτρόνια μπορούν να αλληλεπιδράσουν ανελαστικά με (θετικούς) πυρήνες ατόμων. Η απώλεια της κινητικής τους ενέργειας εκπέμπεται ως ιοντίζουσα ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία ακτίνων X. Η ακτινοβολία που εκπέμπεται από την επιβράδυνση των ηλεκτρονίων καλείται ακτινοβολία πέδησης (γερμ. μετάφραση: bremsstrahlung) και βρίσκει εφαρμογή στις λυχνίες παραγωγής ακτίνων X για την ακτινοδιαγνωστική απεικόνιση.

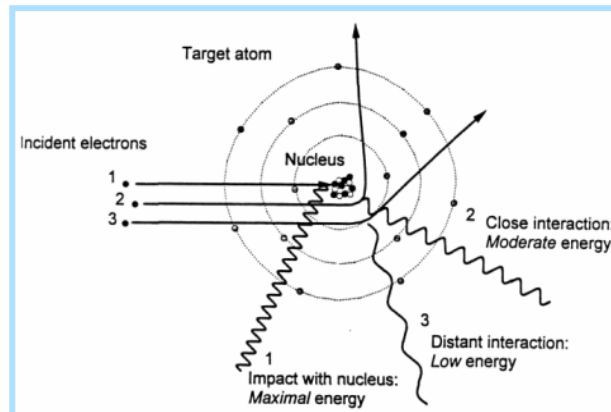
Όταν η κινητική ενέργεια των προσπιπτόντων ηλεκτρονίων είναι μικρή, τα φωτόνια πέδησης εκπέμπονται (σε μεγάλο ποσοστό) με γωνία μεταξύ των 60° και 90° σε σχέση με την κατεύθυνση πρόσπτωσης.

Όσο μεγαλύτερη η κινητική ενέργεια των προσπιπτόντων ηλεκτρονίων, τόσο οι παραγόμενες ακτίνες X τείνουν να εγκαταλείπουν την ύλη με πορεία σχεδόν ευθύγραμμης προέκτασης της προσπίπτουσας.

Η πιθανότητα εκπομπής ακτινοβολίας πέδησης ανά άτομο είναι ανάλογη του Z^2 του υλικού στο οποίο προσπίπτουν τα ηλεκτρόνια. Αν προσπέσουν στην ύλη βαρύτερα σωματίδια, η ενέργεια που θα εκπεμφθεί με τη μορφή ακτινοβολίας πέδησης είναι αντιστρόφως ανάλογη του τετραγώνου της μάζας των σωματιδίων. Δηλαδή αν πρωτόνια και ηλεκτρόνια προσπέσουν με την ίδια κινητική ενέργεια σε ένα υλικό, τα πρώτα θα δώσουν λιγότερη από $1/10^6$ ακτινοβολία πέδησης σε σχέση με τα δεύτερα.

Ηλεκτρόνια που έχουν επιταχυνθεί σε ενέργεια περίπου 100 KeV και συγκρούονται με βολφράμιο ($Z=74$) σε λυχνία παραγωγής ακτίνων X, θα δώσουν ακτινοβολία πέδησης περίπου στο 1% της ενέργειας που θα χάσουν.

Τα παραγόμενα φωτόνια πέδησης έχουν ενέργεια από μηδέν μέχρι την τιμή της κινητικής ενέργειας των προσπιπτόντων ηλεκτρονίων, καθώς τα ηλεκτρόνια μπορούν να χάσουν καθόλου, λίγο, περισσότερο ή και όλη τους την κινητική ενέργεια σε κάθε αλληλεπίδραση αυτού του είδους. Επομένως προσπίπτουσα δέσμη ηλεκτρονίων, με ικανή κινητική ενέργεια δημιουργεί – παράγει ένα συνεχές φάσμα ακτίνων X, ενέργειας από μηδέν ως την τιμή της κινητικής ενέργειας των προσπιπτόντων ηλεκτρονίων.



6.1.7 Εξαύλωση ποζιτρονίου

Δέσμη ηλεκτρονίων προσπίπτουσα σε ύλη θα δώσει την ενέργειά της κυρίως σε ιοντισμούς και διεγέρσεις (αλλά και με εκπομπή ακτινοβολίας). Τελικά τα ηλεκτρόνια θα δεσμευθούν στα άτομα της ύλης.

Δέσμη ποζιτρονίων (από ραδιενεργή διάσπαση) θα προκαλέσει επίσης ιοντισμούς και διεγέρσεις στην ύλη, στο τέλος όμως της διαδρομής της τα ποζιτρόνια αλληλεπιδρούν με ηλεκτρόνια της ύλης και εξαυλώνονται.

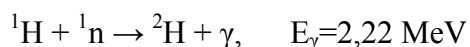
Η μάζα κάθε ζεύγους ηλεκτρονίου – ποζιτρονίου μετατρέπεται στο ισοδύναμο ποσό ενέργειας με τη μορφή δύο φωτονίων 0,511 MeV εκπεμπόμενων προς αντίθετες κατευθύνσεις (φωτόνια εξαύλωσης).

Σε αυτό το φαινόμενο βασίζεται η λειτουργία της τομογραφικής PET camera (positron emission tomography) στην απεικονιστική διαγνωστική Πυρηνική Ιατρική (στον εξεταζόμενο ενίεται ραδιοφάρμακο που εκπέμπει ποζιτρόνια – ακτινοβολία β^+).

6.1.8 Αλληλεπίδραση νετρονίων και ύλης

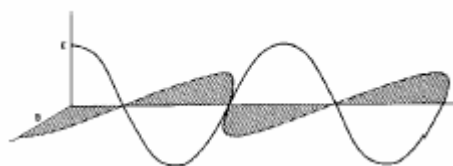
Τα νετρόνια είναι σωματίδια, αλλά δεν έχουν φορτίο. Επομένως δεν αλληλεπιδρούν με ηλεκτρόνια της ύλης. Αλληλεπιδρούν με πυρήνες απελευθερώνοντας πολλές φορές φορτισμένα σωματίδια ή κομμάτια πυρήνα, τα οποία με τη σειρά τους (αν έχουν αρκετή κινητική ενέργεια) προκαλούν διεγέρσεις και ιοντισμούς της ύλης. Τα νετρόνια αλληλεπιδρούν κυρίως με πυρήνες ατόμων μικρού ατομικού αριθμού (π.χ. H, C, O), οι οποίοι συνήθως αποκτούν κινητική ενέργεια αρκετή για να διεγείρουν και να ιοντίσουν γειτονικά άτομα. Στον ιστό, τα νετρόνια αλληλεπιδρούν πρωτίστως με το υδρογόνο του ύδατος, παράγοντας πρωτόνια με σημαντική κινητική ενέργεια.

Τα νετρόνια μπορούν επίσης να συλληφθούν από πυρήνες ατόμων και να επανεκπεμφθούν ή να δημιουργήσουν διαφορετικό πυρήνα, που συνήθως εκπέμπει την περίσσεια ενέργειά του με τη μορφή ακτινοβολίας γ .



Οι νέοι πυρήνες που πιθανόν δημιουργηθούν με απορρόφηση νετρονίων μπορεί να είναι σταθεροί ή ραδιενεργοί.

6.2 Αλληλεπίδραση φωτονίων X και γ με την ύλη



Τα φωτόνια που προσπίπτουν στην ύλη μπορεί να την διαπεράσουν, να σκεδαστούν ή να απορροφηθούν. Υπάρχουν τέσσερις κύριοι μηχανισμοί αλληλεπίδρασης φωτονίων X και γ με την ύλη

- (α) σκεδασμός Rayleigh
- (β) σκεδασμός Compton
- (γ) φωτοηλεκτρική απορρόφηση

(δ) δίδυμη γένεση

6.2.1 Σκεδασμός Rayleigh (κλασικός σκεδασμός)

Κατά το σκεδασμό Rayleigh το προσπίπτον φωτόνιο αλληλεπιδρά και διεγείρει όλο το άτομο, σε αντίθεση με τον σκεδασμό Compton και το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο (απορρόφηση), όπου το φωτόνιο αλληλεπιδρά με συγκεκριμένο τροχιακό ηλεκτρόνιο, όπως θα συζητηθεί αναλυτικότερα στις επόμενες παραγράφους. Ο σκεδασμός αυτός επικρατεί στην ακτινοδιαγνωστική πολύ χαμηλών ενεργειών, όπως στη μαστογραφία (15 με 30 KeV).

Κατά τη διάρκεια του σκεδασμού Rayleigh η ενέργεια του ηλεκτρικού πεδίου του προσπίπτοντος φωτονίου (ηλεκτρομαγνητικό κύμα) προκαλεί συντονισμένη (σε φάση) ταλάντωση όλων των ηλεκτρονίων του σκεδάζοντος ατόμου. Το νέφος των ηλεκτρονίων αυτού του ατόμου αμέσως επανεκπέμπει την ενέργεια που προσωρινά απορρόφησε, με τη μορφή φωτονίου ίδιας ενέργειας με του προσπίπτοντος, αλλά με λίγο διαφορετική κατεύθυνση (γωνία αντίστροφα ανάλογη της προσπίπτουσας ενέργειας).

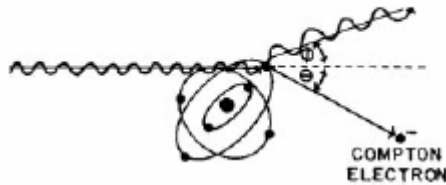
Κατά τον σκεδασμό Rayleigh δεν εκπέμπονται ηλεκτρόνια και δεν συμβαίνει ιοντισμός. Στην ιατρική απεικόνιση ο σκεδασμός Rayleigh υποβαθμίζει την ποιότητα εικόνας, αλλά, ευτυχώς, η πιθανότητα να συμβεί είναι μικρή (<5% σε ενέργειες >70 KeV και <12% σε ενέργειες της τάξεως των 30 KeV, στους μαλακούς ιστούς).

6.2.2 Σκεδασμός Compton

Ο σκεδασμός Compton είναι μια μη ελαστική αλληλεπίδραση φωτονίων και ύλης και επικρατεί στους τρόπους αλληλεπίδρασης φωτονίων με μαλακούς ιστούς στις ενέργειες που χρησιμοποιούνται στην διαγνωστική ακτινολογία. Ο σκεδασμός Compton έχει τις μεγαλύτερες πιθανότητες να συμβεί, όταν φωτόνια ενέργειας από 26 KeV μέχρι και 30 MeV προσπίπτουν σε μαλακούς ιστούς.

Κατά τον σκεδασμό Compton τα προσπίπτοντα φωτόνια αλληλεπιδρούν με τα εξωτερικότερα ηλεκτρόνια (σθένους) των ατόμων της ύλης. Το «χτυπημένο» ηλεκτρόνιο

εγκαταλείπει το άτομο (ιοντισμός) και το αρχικό φωτόνιο σκεδάζεται (αλλαγή πορείας) με μειωμένη ενέργεια. Οι νόμοι διατήρησης της ορμής και της ενέργειας ισχύουν και η ενέργεια του προσπίπτοντος φωτονίου είναι ίση με το άθροισμα της ενέργειας του σκεδαζόμενου φωτονίου και της κινητικής ενέργειας του ηλεκτρονίου που απομακρύνεται (η δεσμευτική ενέργεια του ηλεκτρονίου θεωρείται συγκριτικά μικρή και δεν υπολογίζεται).



Το εκπεμπόμενο ηλεκτρόνιο θα χάσει στην συνέχεια την κινητική του ενέργεια διεγείροντας και ιοντίζοντας τα γειτονικά άτομα του υλικού. Το σκεδαζόμενο φωτόνιο μπορεί να συνεχίσει ανεπηρέαστο την πορεία του μέχρι την έξοδό του από το υλικό ή να αλληλεπιδράσει με τη σειρά του με τα άτομα της ύλης γύρω του, με άλλο σκεδασμό Compton ή με φωτοηλεκτρική απορρόφηση ή με σκεδασμό Rayleigh.

Για την περιοχή ενέργειας φωτονίων που χρησιμοποιούνται στη διαγνωστική ακτινολογία (18 με 150 KeV), όταν συμβεί σκεδασμός Compton, το μεγαλύτερο μέρος της ενέργειας του προσπίπτοντος φωτονίου στο σώμα, μεταφέρεται στο σκεδαζόμενο φωτόνιο, το οποίο διαπερνά το υπόλοιπο σώμα και στη συνέχεια συλλαμβάνεται από τον ανιχνευτή μειώνοντας την ποιότητα της τελικής εικόνας.

Καλής ποιότητας εικόνα δημιουργείται με βάση την πρωτογενή δέσμη των ακτίνων X που μεταφέρουν τις πληροφορίες ανατομίας του σώματος του εξεταζόμενου στην έξοδο, στον ανιχνευτή, μόνον όσο η πορεία τους είναι ευθύγραμμη. Τα σκεδαζόμενα φωτόνια χαλούν τη γεωμετρία προβολής και όχι μόνο δεν μεταφέρουν χρήσιμες, αξιοποιήσιμες πληροφορίες από το υλικό που διέτρεξαν, αλλά προσθέτουν θόρυβο στην τελική εικόνα.

Κατά τη διάρκεια μιας κλασικής ακτινογραφίας προσπίπτοντα φωτόνια των 80 KeV δίνουν σκεδαζόμενα φωτόνια με Compton αλληλεπίδραση ελάχιστης ενέργειας 61 KeV,

δηλαδή φωτόνια αρκετής ενέργειας, ώστε να διαπεράσουν το σώμα και να φθάσουν στον ανιχνευτή της ακτινοβολίας θολώνοντας την εικόνα. Αντιθέτως, τα συγχρόνως εκπεμπόμενα ηλεκτρόνια απορροφώνται όλα (με ιοντισμούς και διεγέρσεις) πολύ κοντά στα σημεία της αλληλεπίδρασης.

Η πιθανότητα σκέδασης Compton αυξάνεται όσο μεγαλώνει η ενέργεια του προσπίπτοντος φωτονίου, η οποία βέβαια πρέπει να είναι μεγαλύτερη από τη δεσμευτική ενέργεια του περιφερόμενου-τροχιακού ηλεκτρονίου. Η πιθανότητα να συμβεί σκέδαση Compton εξαρτάται επίσης από την ηλεκτρονιακή πυκνότητα του υλικού (αριθμός ηλεκτρονίων του υλικού ανά μονάδα μάζας, επί την πυκνότητα του υλικού).

Ο αριθμός ηλεκτρονίων ανά μονάδα μάζας για τα υλικά των ιστών είναι περίπου σταθερός, με εξαίρεση το υδρογόνο (επειδή δεν περιέχει νετρόνια). Γι' αυτό η πιθανότητα να συμβεί σκεδασμός Compton ανά μονάδα μάζας του υλικού είναι σχεδόν ανεξάρτητη του Z, ενώ πιθανότητα να συμβεί σκεδασμός Compton ανά μονάδα όγκου του υλικού είναι περίπου ανάλογη της πυκνότητάς του.

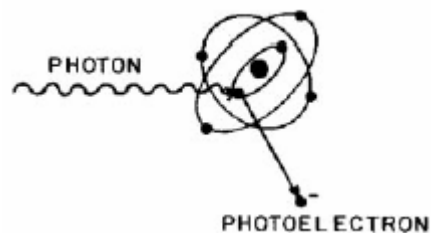
Πυκνότητα ύλης, Αριθμός e⁻ στη μάζα, Ηλεκτρονιακή Πυκνότητα και γραμμικός συντελεστής εξασθένησης (μ στα 50 keV) ορισμένων υλικών

Υλικό	Πυκνότητα (g/cm ³)	Πυκνότητα ηλεκτρονίων ανά μάζα (e/g) x 10 ²³	Πυκνότητα ηλεκτρονίων ανά όγκο (e/cm ³) x 10 ²³	μ@50 keV (cm ⁻¹)
Υδρογόνο	0.000084	5.97	0.0005	0.000028
Ατμοί ύδατος	0.000598	3.34	0.002	0.000128
Αέρας	0.00129	3.006	0.0038	0.000290
Λίπος	0.91	3.34	3.04	0.193
Πάγος	0.917	3.34	3.06	0.196
Υδωρ	1	3.34	3.34	0.214
Οστούν	1.85	3.192	5.91	0.573

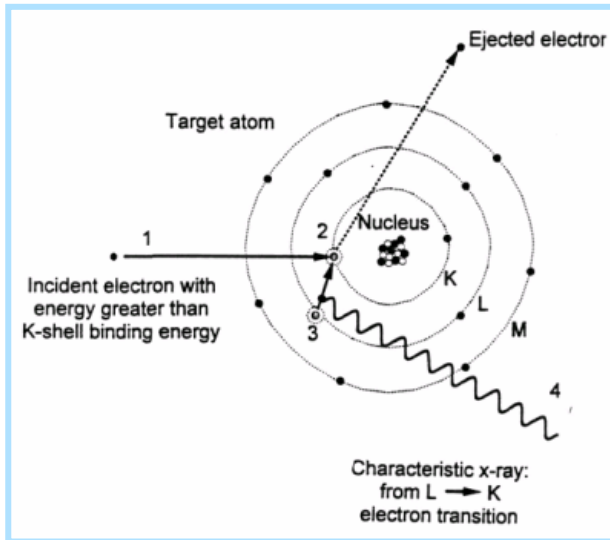
Το υδρογόνο παρουσιάζει διπλάσια ηλεκτρονιακή πυκνότητα από τα υπόλοιπα στοιχεία, επομένως, υλικά που περιέχουν υδρογόνο θα έχουν μεγαλύτερη πιθανότητα να σκεδάσουν με Compton προσπίπτοντα φωτόνια, σε σχέση με υλικά ίδιας μάζας που δεν περιέχουν υδρογόνο.

6.2.3 Το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο

Κατά το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο, όλη η ενέργεια του προσπίπτοντος φωτονίου μεταφέρεται σε ηλεκτρόνιο, το οποίο και εγκαταλείπει το άτομο του υλικού με κινητική ενέργεια ίση με την ενέργεια του φωτονίου μείον τη δεσμευτική ενέργεια που είχε το ηλεκτρόνιο στο άτομο.



Εκπεμπόμενο είναι συνήθως το ηλεκτρόνιο του οποίου η δεσμευτική ενέργεια ήταν λίγο μικρότερη της ενέργειας του προσπίπτοντος φωτονίου. Η κενή θέση του εκπεμπόμενου ηλεκτρονίου (μένει ιοντισμένο το άτομο) συμπληρώνεται από εξωτερικότερο ηλεκτρόνιο με μικρότερη βέβαια δεσμευτική ενέργεια. Η δεύτερη κενή θέση, με τη σειρά της, θα συμπληρωθεί με άλλο ακόμη εξωτερικότερο ηλεκτρόνιο κ.ο.κ. Οι μεταπτώσεις των ηλεκτρονίων συνοδεύονται από εκπομπή ενέργειας (τα εξωτερικότερα ηλεκτρόνια έχουν μικρότερη δεσμευτική ενέργεια από τα εσωτερικότερα) είτε με τη μορφή χαρακτηριστικής ακτινοβολίας X, είτε με κινητική ενέργεια εκπεμπομένων ηλεκτρονίων Auger.



Προσοχή: Η εικόνα δείχνει την παραγωγή χαρακτηριστικής ακτινοβολίας X, αλλά εδώ στο άτομο προσπίπτει ηλεκτρόνιο, ενώ το θέμα της παραγράφου είναι για προσπίπτοντα φωτόνια

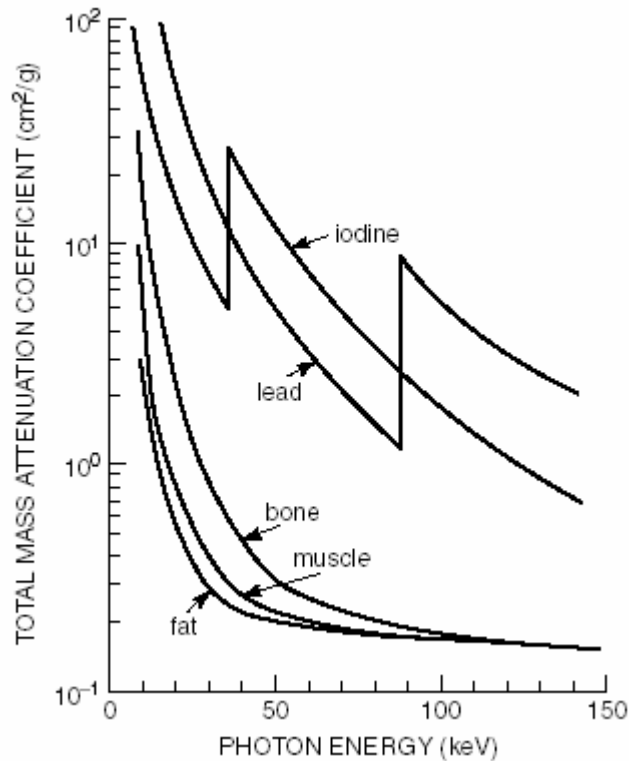
Η πιθανότητα εκπομπής χαρακτηριστικής ακτινοβολίας X μειώνεται όσο μικραίνει ο ατομικός αριθμός του υλικού και συνήθως δε συμβαίνει κατά την αλληλεπίδραση φωτονίων – μαλακών ιστών στις συνθήκες διαγνωστικής ακτινολογίας.

Η πιθανότητα φωτοηλεκτρικής απορρόφησης ανά μονάδα μάζας είναι ανάλογη του Z^3/E^3 , όπου Z ο ατομικός αριθμός του υλικού και E η ενέργεια του προσπίπτοντος φωτονίου.

Το πλεονέκτημα της φωτοηλεκτρικής απορρόφησης στην απεικόνιση της ακτινοδιαγνωστικής είναι ότι δεν δημιουργούνται δευτερογενή φωτόνια που θα μειώναν την ποιότητα της εικόνας. Το γεγονός πάντως ότι η πιθανότητα φωτοηλεκτρικού φαινομένου είναι αντιστρόφως ανάλογη της ενέργειας των φωτονίων στην $3^{\text{η}}$ δύναμη, εξηγεί εν μέρει το ότι η αντίθεση (contrast) της εικόνας μειώνεται όταν χρησιμοποιούνται προσπίπτοντα φωτόνια μεγαλύτερης ενέργειας. Διπλασιασμός της ενέργειας των φωτονίων μειώνει οκτώ φορές (2^3) την πιθανότητα να συμβεί φωτοηλεκτρική απορρόφηση.

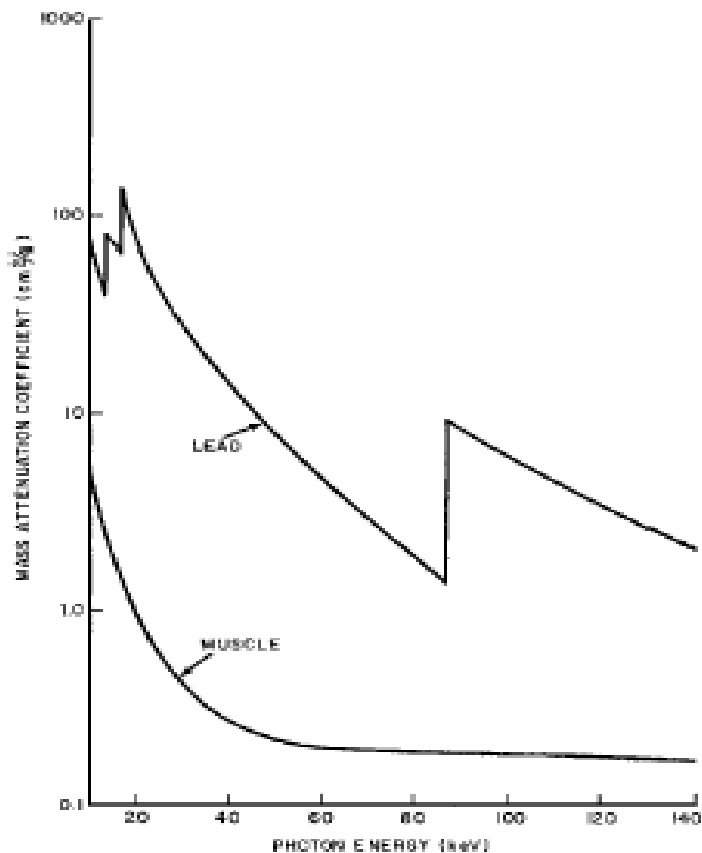
Παρόλο που γενικά η πιθανότητα φωτοηλεκτρικού φαινομένου μειώνεται με αύξηση της ενέργειας των φωτονίων, υπάρχει μια εξαίρεση. Για κάθε στοιχείο ή υλικό, η γραφική παράσταση της πιθανότητας φωτοηλεκτρικού φαινομένου ως συνάρτηση της ενέργειας των φωτονίων, παρουσιάζει σημεία ξαφνικής ασυνέχειας που καλούνται κορυφές απορρόφησης. Π.χ. ένα φωτόνιο ακτίνων X 33,2 KeV έχει περίπου 6 φορές μεγαλύτερη

πιθανότητα να απορροφηθεί με φωτοηλεκτρικό φαινόμενο από ένα άτομο ιωδίου από την αντίστοιχη πιθανότητα φωτονίου 33,1 KeV.



Όπως αναφέρθηκε πιο πάνω, ένα φωτόνιο δε μπορεί να απορροφηθεί με φωτοηλεκτρικό φαινόμενο από το ηλεκτρόνιο ενός ατόμου, αν η ενέργεια του φωτονίου είναι έστω λίγο μικρότερη από την δεσμευτική ενέργεια του ηλεκτρονίου. Η ενέργεια του φωτονίου που αντιστοιχεί σε κορυφή απορρόφησης είναι ακριβώς ίση με τη δεσμευτική ενέργεια ηλεκτρονίου συγκεκριμένης στιβάδας ή υποστιβάδας του υλικού στο οποίο έγινε η πρόσπτωση.

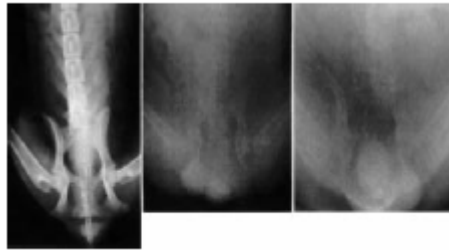
Τα στοιχεία που κυρίως αποτελούν τους μαλακούς ιστούς (H, C, N, O) έχουν κορυφές απορρόφησης κάτω από 1 KeV, ενώ τα στοιχεία ιώδιο ($Z=53$) και βάριο ($Z=56$) που συνήθως χρησιμοποιούνται στην ακτινοδιαγνωστική απεικόνιση ως σκιαγραφικά, παρουσιάζουν τις κορυφές απορρόφησης K edge στα 33,2 και 37,4 KeV αντίστοιχα.



Για ενέργειες φωτονίων μικρότερες των 50 KeV η απεικόνιση στην ακτινοδιαγνωστική του μαλακού ιστού γίνεται κυρίως με φωτοηλεκτρική απορρόφηση, η οποία ενισχύει τη διαφορά στην εξασθένιση της δέσμης των φωτονίων, καθώς αυτή διασχίζει ιστούς με μικρή διαφορά ατομικού αριθμού. Δηλαδή η φωτοηλεκτρική απορρόφηση βελτιώνει την αντίθεση στην εικόνα.

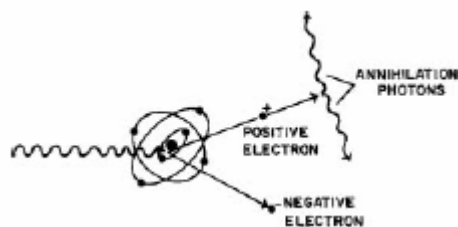
Το είδος της επικρατούσας αλληλεπίδρασης φωτονίων και ύλης είναι καθοριστικό για την καλή ποιότητα της εικόνας. Με προσεκτική και μελετημένη επιλογή υλικού για το στόχο-άνοδο στη λυχνία παραγωγής ακτίνων X (ακτινογραφία και κυρίως μαστογραφία), για τα φίλτρα-ηθμούς διαμόρφωσης της εξερχόμενης δέσμης ακτίνων X, ακόμη και για το υλικό σπανίων γαιών στις ενισχυτικές πινακίδες, γίνεται προσπάθεια για την ενίσχυση της αντίθεσης στην εικόνα, δηλαδή αύξηση της διαγνωστικής πληροφορίας που μπορεί να δώσει.

Με τη σημερινή τεχνολογία η φωτοηλεκτρική απορρόφηση επικρατεί στις περισσότερες εφαρμογές της απεικονιστικής διαγνωστικής ακτινολογίας (χαμηλής ενέργειας φωτόνια προσπίπτοντα σε υλικά υψηλού ατομικού αριθμού) (φθορίζουσες οθόνες, σκιαγραφικά υλικά, αλληλεπίδραση φωτονίων με οστά). Αντίθετα ο σκεδασμός Compton, στο ίδιο περιβάλλον, επικρατεί στην αλληλεπίδραση των ίδιων φωτονίων με μαλακούς ιστούς και αέρα.

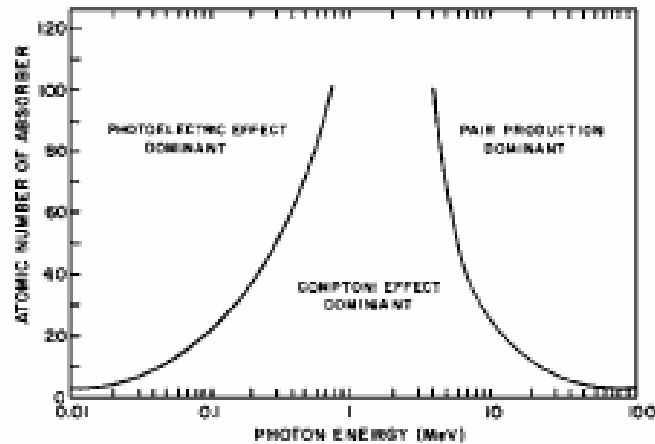


6.2.4 Δίδυμη γένεση

Δίδυμη γένεση μπορεί να συμβεί μόνον εφόσον η ενέργεια του φωτονίου X ή γ είναι μεγαλύτερη από $1,02 \text{ MeV}$. Κατά το φαινόμενο αυτό το φωτόνιο αλληλεπιδρά με το ηλεκτρικό πεδίο του πυρήνα ενός ατόμου και η ενέργειά του μετατρέπεται σε ένα ζεύγος σωματιδίων ενός ηλεκτρονίου και ενός ποζιτρονίου. Το ισοδύναμο της μάζας ηρεμίας του ηλεκτρονίου (επομένως και του ποζιτρονίου) είναι $0,511 \text{ MeV}$. Η διαφορά της ενέργειας του αρχικού φωτονίου από την τιμή $0,511 \times 2 \text{ MeV}$ θα αποδοθεί ως κινητική ενέργεια των δύο παραγόμενων σωματιδίων, τα οποία με τη σειρά τους την “ξοδεύουν” σε διεγέρσεις και ιοντισμούς των γειτονικών τους ατόμων. Όταν το ποζιτρόνιο χάσει την ταχύτητά του, αλληλεπιδρά με ένα ηλεκτρόνιο που θα βρεθεί κοντά του και η μάζα των δύο σωματιδίων μετατρέπεται σε ισοδύναμη με τη μάζα τους ενέργεια με τη μορφή δύο φωτονίων (εξαύλωσης) $0,511 \text{ MeV}$ το καθένα, που ξεκινούν από το σημείο της εξαύλωσης με αντίθετες μεταξύ τους κατευθύνσεις.

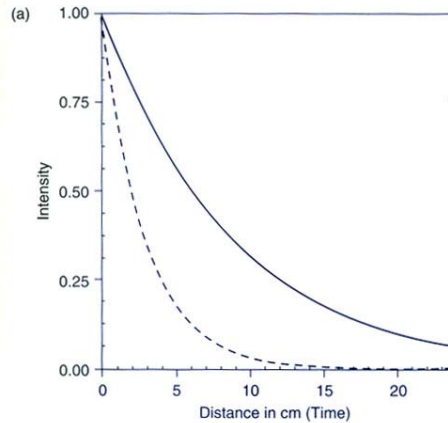


Η δίδυμη γένεση δεν έχει πιθανότητες να συμβεί κατά την απεικόνιση στη διαγνωστική ακτινολογία, όπου οι ενέργειες των φωτονίων είναι σχετικά μικρές.



6.3 Εξασθένιση ακτίνων X και γ

Εξασθένιση δέσμης φωτονίων είναι η μείωση του αριθμού των φωτονίων της δέσμης καθώς προσπαθούν να διαπεράσουν την ύλη. Εξασθένιση συμβαίνει με δύο μηχανισμούς: απορρόφηση και σκέδαση των πρωτογενών φωτονίων. Όλοι οι τρόποι αλληλεπίδρασης φωτονίων και ύλης που περιγράφηκαν πιο πάνω, συνεισφέρουν κατά ένα βαθμό στην εξασθένιση. Στις χαμηλότερες ενέργειες των φωτονίων (< 26 KeV) κυριαρχεί το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο, ακόμη και όταν ύλη είναι οι μαλακοί ιστοί. Αντίθετα, όταν τα φωτόνια έχουν μεγαλύτερη ενέργεια, στους μαλακούς ιστούς κυριαρχεί η σκέδαση Compton. Η σκέδαση Rayleigh συμβαίνει σε μικρό ποσοστό: 10% περίπου στη μαστογραφία και 5% στην ακτινογραφία θώρακος. Ο μηχανισμός της δίδυμης γένεσης δεν συνεισφέρει στην εξασθένιση δέσμης φωτονίων ενεργειών που χρησιμοποιούνται στην ακτινοδιαγνωστική και την πυρηνική ιατρική.



6.3.1 Γραμμικός συντελεστής εξασθένησης

Γραμμικός συντελεστής εξασθένησης καλείται ο αριθμός των φωτονίων που «χάνει» μια δέσμη μονοενεργειακών φωτονίων X ή γ , ανά μονάδα πάχους του υλικού που η δέσμη προσπαθεί να διαπεράσει.

Ο αριθμός ΔN των φωτονίων αυτών που κατακρατεί υλικό πάχους Δx δίνεται από τη σχέση:

$$\Delta N = \mu N_0 \Delta x$$

όπου N_0 ο αριθμός των προσπίπτωντων στο υλικό φωτονίων και μ ο γραμμικός συντελεστής εξασθένησης (μετράται σε cm^{-1}).

Αν για κάθε 1000 μονοενεργειακά φωτόνια, ενέργειας 100 KeV, που προσπίπτουν σε μαλακό ιστό πάχους 1mm εξέρχονται τα 984 (16 κατακρατούνται με απορρόφηση ή σκέδαση), τότε ο γραμμικός συντελεστής εξασθένησης του μαλακού ιστού είναι $0,016 \text{ mm}^{-1}$.

Καθώς όμως το πάχος του υλικού αυξάνεται, η σχέση παύει να είναι γραμμική, επειδή η διαδικασία της εξασθένησης είναι συνεχής και, για κάθε επόμενο mm του υλικού, ο αριθμός των προσπίπτωντων φωτονίων είναι ολοένα και μικρότερος. Θα ήταν λάθος να θεωρηθεί ότι πάχος 6 cm του ιστού στο προηγούμενο παράδειγμα θα απομακρύνει 960 (16x60) φωτόνια (96%) της προσπίπτουσας δέσμης.

Η σχέση μεταξύ αριθμού εξερχόμενων φωτονίων (N) και του αριθμού των εισερχόμενων (N₀) σε ένα υλικό πάχους x, είναι εκθετική

$$N = N_0 e^{-\mu x}$$

και ο γραμμικός συντελεστής εξασθένισης είναι το άθροισμα των αντίστοιχων συντελεστών για κάθε ένα πιθανό μηχανισμό αλληλεπίδρασης:

$$\mu = \mu_{\text{Rayleigh}} + \mu_{\text{φφ}} + \mu_{\text{σκέδασης Compton}} + \mu_{\text{δίδυμης γένεσης}}$$

Επομένως, για το παραπάνω παράδειγμα: $\frac{N}{N_0} = e^{-(0,16\text{cm}^{-1})(6\text{cm})} = 0,38$.

Δηλαδή ποσοστό 38% των αρχικών φωτονίων θα περάσει τα 6cm, ή 62% θα έχει απομακρυνθεί (και όχι 96%). Ο γραμμικός συντελεστής εξασθένισης μειώνεται όσο αυξάνεται η ενέργεια των φωτονίων (με εξαίρεση τις ασυνέχειες στις κορυφές απορρόφησης K-edge) και π.χ. για τα φωτόνια ενεργειών της περιοχής της ακτινοδιαγνωστικής (30 με 100 keV) ο συντελεστής του μαλακού ιστού κυμαίνεται από περίπου 0,16 ως 0,35 cm⁻¹.

Παράγοντες που επηρεάζουν τους κύριους τρόπους αλληλεπίδρασης φωτονίων X και γ με την ύλη

Αλληλεπίδραση με:	Εξάρτηση του γραμμικού συντελεστή εξασθένισης από:			
	Ενέργεια Φωτονίων (hν)	Ατομικός Αριθμός	Ηλεκτρονιακή Πυκνότητα	Φυσική Πυκνότητα
Φωτοηλεκτρικό	$\frac{1}{(h\nu)^3}$	Z^3	---	ρ
Compton	$\frac{1}{h\nu}$	---	ρ_e	ρ
Δίδυμη γένεση	$h\nu (>1.02 \text{ MeV})$	Z	---	ρ

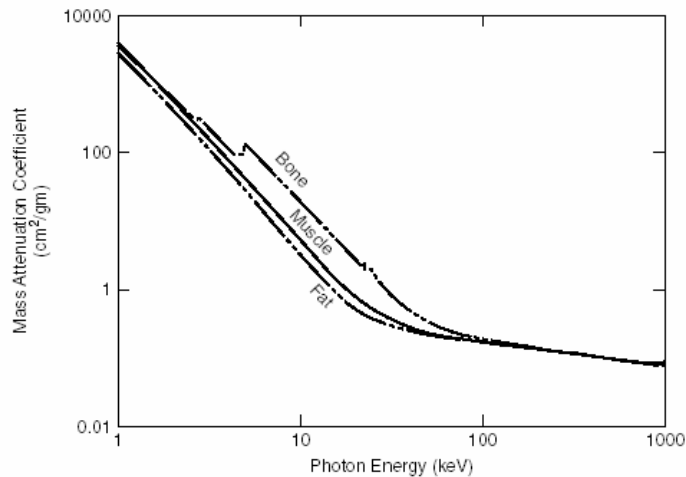
6.3.2 Μαζικός συντελεστής εξασθένησης

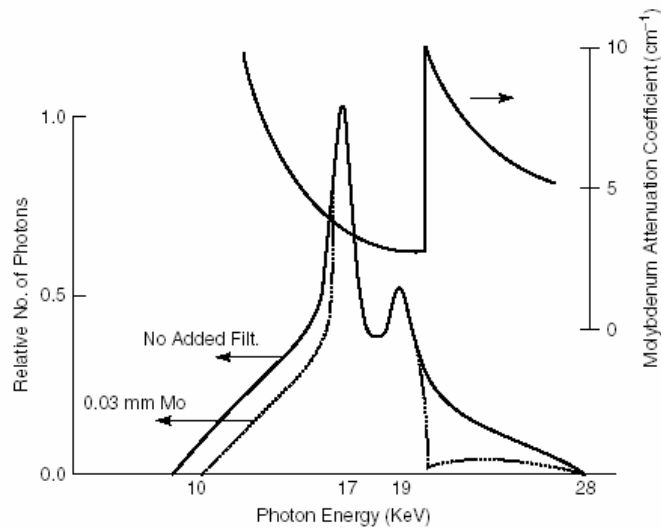
Για δεδομένο πάχος υλικού, η πιθανότητα αλληλεπίδρασης των φωτονίων X ή γ εξαρτάται από τον αριθμό των ατόμων που θα συναντήσουν ανά μονάδα διαδρομής. Επομένως αν διπλασιαστεί η πυκνότητα ρ του υλικού, ο γραμμικός συντελεστής εξασθένησης θα διπλασιαστεί και αυτός.

Ο γραμμικός συντελεστής εξασθένησης, κανονικοποιημένος στη μονάδα πυκνότητας του υλικού ($\frac{\mu}{\rho}$), καλείται μαζικός συντελεστής εξασθένησης.

Ενώ λοιπόν ισχύει : $\mu_{\text{ύδατος}} > \mu_{\text{πάγου}} > \mu_{\text{ατμών ύδατος}}$,

$$\text{ισχύει και : } \frac{\mu_{\text{ύδατος}}}{\rho_{\text{ύδατος}}} = \frac{\mu_{\text{πάγου}}}{\rho_{\text{πάγου}}} = \frac{\mu_{\text{ατμών ύδατος}}}{\rho_{\text{ατμών ύδατος}}}$$



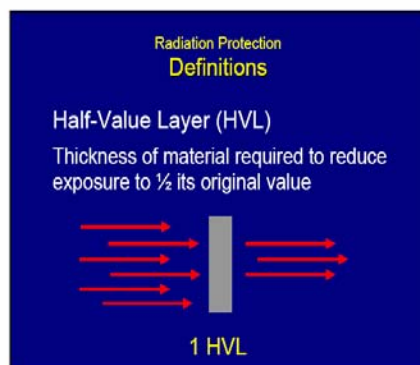


Βέβαια, στην ακτινοδιαγνωστική δε συνηθίζεται να συγκρίνονται ίσες μάζες και η διαφορά στην εξασθένηση της δέσμης των φωτονίων σε μια εσωτερική περιοχή του σώματος, σε σχέση με τις γειτονικές της, γίνεται αντιληπτή από την αντίστοιχη διαφορά στην πυκνότητά τους.

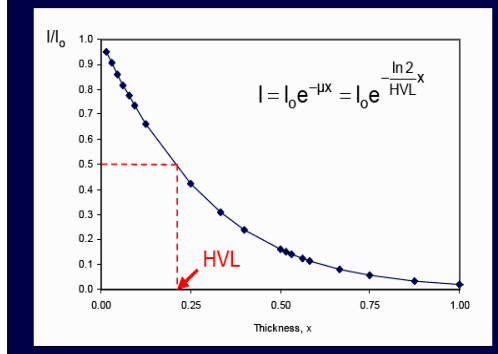
Δηλαδή, ένα κομμάτι πάγος που περιβάλλεται με νερό θα γίνει αντιληπτός αν ακτινογραφήσουμε το ποτήρι που τα περιέχει.

6.3.3 Πάχος ημιεξασθένησης

Το πάχος ενός υλικού που απαιτείται για να μειώσει την ένταση μιας δέσμης φωτονίων X ή γ στο μισό της αρχικής της τιμής, καλείται πάχος ημιεξασθένησης του υλικού για τη συγκεκριμένη ακτινοβολία. Το πάχος ημιεξασθένησης (half value layer HVL) είναι ένας έμμεσος τρόπος μέτρησης της μέσης ενέργειας των φωτονίων (της ποιότητας της δέσμης).



Exponential Attenuation of Photons



Αν σε συνθήκες καλής γεωμετρίας (λεπτή δέσμη) ένα συγκεκριμένο υλικό, π.χ. ΑΙ, χρειάζεται 3mm για να μειώσει στο μισό την ένταση μιας ακτινοβολίας και 6mm για να μειώσει στο μισό την ένταση μιας δεύτερης ακτινοβολίας, τότε συμπεραίνεται πως η δεύτερη ακτινοβολία είναι 2 φορές διεισδυτικότερη από την πρώτη. Οι συνθήκες καλής γεωμετρίας είναι απαραίτητες για να μην φθάνουν στον ανιχνευτή – μετρητή οι σκεδαζόμενες ακτίνες, οι οποίες θα οδηγούσαν σε υποεκτίμηση της εξασθένισης.

Σε συνθήκες καλής γεωμετρίας και για μονοενεργειακή δέσμη φωτονίων τα HVL δρουν αθροιστικά. Δηλαδή 2HVL μειώνουν την ένταση στο ένα τέταρτο της αρχικής.

Η μαθηματική σχέση μεταξύ γραμμικού συντελεστή εξασθένισης (μ) και πάχους ημιεξασθένισης (HVL) ενός υλικού είναι: $HVL = \frac{0,693}{\mu}$ και υπολογίζεται αν στη σχέση

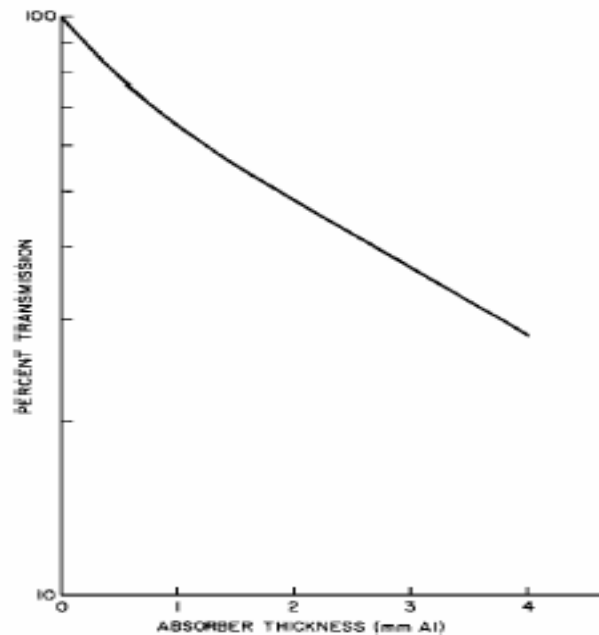
$$N = N_0 e^{-\mu x} \text{ αντικαταστήσουμε το } N \text{ με } N_0/2 \text{ και το } x \text{ με το HVL.}$$

Η τιμή του HVL εξαρτάται από την ενέργεια των φωτονίων, τη γεωμετρία της διάταξης και το απορροφητικό υλικό.

6.3.4 Ενεργειακή διαμόρφωση πολυενεργειακής ακτινοβολίας

Όταν μια πολυενεργειακή δέσμη φωτονίων διαπερνά ένα υλικό, χάνει πρώτα τα φωτόνια των μικρών ενεργειών. Όσο βαθύτερα στο υλικό εισχωρεί η δέσμη, τόσο η μέση ενέργεια

της μετατοπίζεται σε μεγαλύτερη τιμή και λέγεται πως η δέσμη “σκληραίνει” ενεργειακά, δηλαδή γίνεται διεισδυτικότερη.



Το HVL μιας πολυενεργειακής δέσμης φωτονίων, το οποίο στην ακτινοδιαγνωστική συνήθως μετράται σε mmAl, αντιστοιχεί σε ένα φυσικό μέγεθος που καλείται ενεργός ενέργεια και είναι ένα μέτρο της διεισδυτικής ικανότητας της πολυενεργειακής ακτινοβολίας. Η ενεργός ενέργεια μιας πολυενεργειακής δέσμης φωτονίων είναι ίση με την ενέργεια μιας μονοενεργειακής δέσμης φωτονίων με ίδια διεισδυτικότητα, δηλαδή με το ίδιο πάχος ημιεξασθένισης συγκεκριμένου υλικού.

Η τιμή της ενεργού ενέργειας μιας πολυενεργειακής δέσμης ακτίνων X, τυπικής στην ακτινοδιαγνωστική πράξη, βρίσκεται μεταξύ του ενός τρίτου με ένα δεύτερο της μέγιστης τιμής ενέργειας της δέσμης.

Πάχος Ημιεξασθένισης (HVL) ως συνάρτηση της ενεργού ενέργειας ακτίνων X

HVL (mm Al)	Ενεργός ενέργεια (keV)
0.26	14
0.39	16
0.55	18
0.75	20
0.98	22
1.25	24
1.54	26
1.90	28
2.27	30
3.34	35
4.52	40
5.76	45
6.97	50
9.24	60
11.15	70
12.73	80
14.01	90
15.06	100

Al, aluminium

6.4 Απορρόφηση ενέργειας από ακτίνες X και γ. Απορροφούμενη Δόση

Το φυσικό μέγεθος απορροφούμενη δόση (D absorbed dose) ορίζεται ως η ενέργεια (ΔΕ) που εναποτίθεται από την iontίζουσα ακτινοβολία στη μονάδα μάζας του υλικού (Δm):

$$D = \frac{\Delta E}{\Delta m}$$

Μονάδα μέτρησης της απορροφούμενης δόσης στο διεθνές σύστημα μονάδων είναι το gray (Gy). Ένα gray ισούται με 1 J/kg.

Παραδοσιακή μονάδα μέτρησης της απορροφούμενης δόσης είναι το rad (radiation absorbed dose). Ένα rad ισούται με 0,01 J/kg, δηλαδή 1 Gy = 100 rads.

$$1 \text{ Gray} = 1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg} = 104 \text{ erg/kg} = 100 \text{ rad}$$

Η απορροφούμενη δόση ενδιαφέρει κυρίως από την άποψη των βιολογικών επιδράσεων της ακτινοβολίας. Στις μετρήσεις ελέγχου ποιότητας των ακτινολογικών μηχανημάτων υπεισέρχεται και η μονάδα kerma (kinetic energy relased in matter).

Όταν μια έμμεσα iontίζουσα ακτινοβολία (X, γ, νετρόνια) διαπερνά ένα υλικό μέσο, εναποθέτει ενέργεια στο μέσο με μια διαδικασία δύο σταδίων:

- (α) Η ενέργεια που “κουβαλούν” π.χ. τα φωτόνια, τρέπεται σε κινητική ενέργεια φορτισμένων σωματιδίων (στην περίπτωση των φωτονίων μέσω φωτοηλεκτρικού φαινομένου ή σκέδασης Compton ή – στις μεγάλες ενέργειες – δίδυμης γένεσης).
- (β) Τα φορτισμένα σωματίδια εναποθέτουν, με τη σειρά τους, την κινητική τους ενέργεια στο υλικό μέσο με ionτισμούς και διεγέρσεις. Σε ορισμένες περιπτώσεις η ακτίνα δράσης των φορτισμένων σωματιδίων είναι αρκετά μεγάλη και η “κατάθεση” ενέργειας πραγματοποιείται αρκετά μακριά από τη θέση της αρχικής αλληλεπίδρασης.

Το kerma ορίζεται ως η κινητική ενέργεια που προσδίδεται σε φορτισμένα σωματίδια από έμμεσα iontίζουσες ακτινοβολίες, στη μονάδα μάζας του υλικού, όπως περιγράφεται στο στάδιο (α), πιο πάνω. Το kerma, όπως και η απορροφούμενη δόση μετράται σε gray.

Αν στο πιο πάνω αναφερόμενο στάδιο (β), η «ακτίνα δράσης» των φορτισμένων σωματιδίων είναι πολύ μικρή και συγχρόνως οι απώλειες ενέργειας λόγω ακτινοβολίας πέδησης είναι αμελητέες, τότε η απορροφούμενη δόση είναι ίση με το kerma.

6.4.1 Έκθεση στην ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία. Δόση έκθεσης

Δόση έκθεσης (X exposure) στην ακτινοβολία ορίζεται ως το ηλεκτρικό φορτίο (ΔQ) που παράγεται από την iontίζουσα ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία στη μονάδα μάζας (Δm) αέρα:

$$x = \frac{\Delta Q}{\Delta m}$$

Μονάδα μέτρησης της δόσης έκθεσης είναι το 1 C/kg.

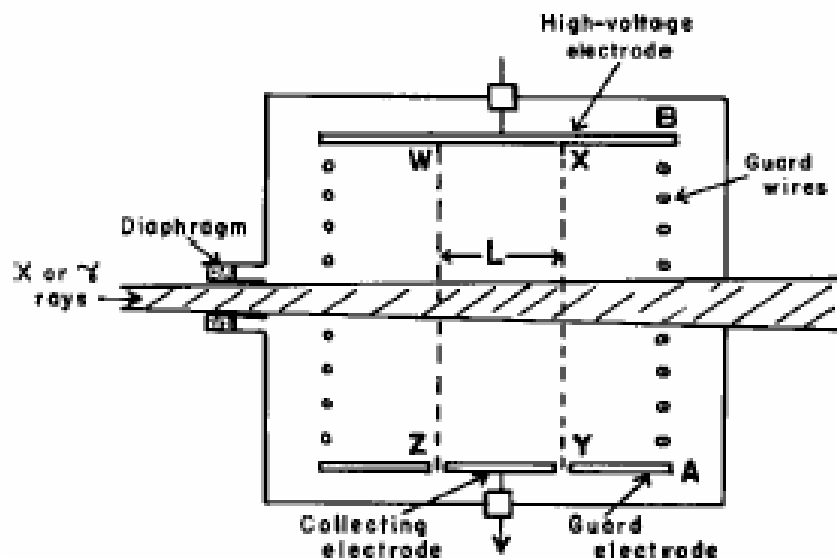
Παραδοσιακή μονάδα μέτρησης της δόσης έκθεσης είναι το roentgen (R):

$$1R = 2,58 \times 10^{-4} \text{ C/kg}$$

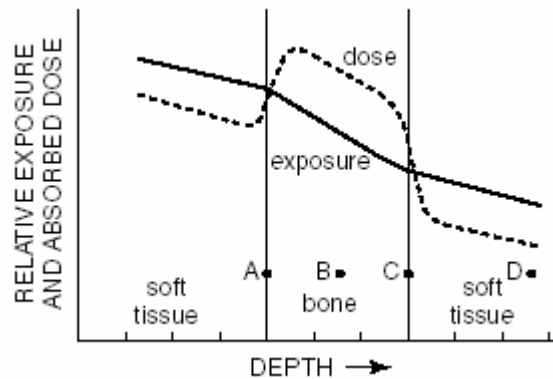
$$D = 1 R * 34 \text{ J/C} = 2,58 \cdot 10^{-4} \text{ C/kg} * 34 \text{ J/C} = 8,8 \cdot 10^{-3} \text{ J/kg} = 8,8 \cdot 10^{-3} \text{ Gy} = 0,88 \text{ rad}$$

Για την περιγραφή απόδοσης ενός ακτινολογικού μηχανήματος ή για τη μέτρηση ακτινοβολίας περιβάλλοντος, χρησιμοποιείται συχνά ο ρυθμός δόσης έκθεσης (R/hr ή mR/min). Η «ένταση εξόδου» μιας πηγής ακτίνων X εκφράζεται και ως έκθεση (R) ανά μονάδα έντασης ρεύματος επί τη διάρκεια της έκθεσης (mAs, milliampere second) και συγχρόνως προσδιορίζονται οι συνθήκες λειτουργίας της. Π.χ. 5 mR/mAs στα 70 KVp για απόσταση πηγής-φίλμ ή πηγής-οθόνης 100 cm και με διαμορφωμένη δέσμη από φίλτρο ισοδύναμο με 2 mm Al.

Η δόση έκθεσης είναι χρήσιμη γιατί ο αριθμός των παραγομένων φορτίων μπορεί να μετρηθεί απευθείας με τη βοήθεια πρότυπων ανιχνευτών ακτινοβολίας γεμάτων με αέρα.

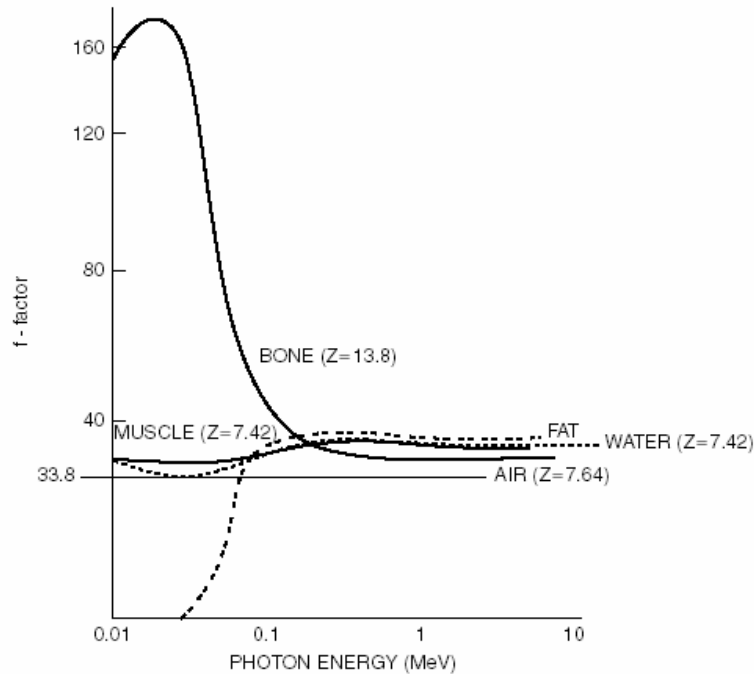


Επειδή ο ενεργός ατομικός αριθμός του αέρα είναι σχεδόν ίσος με τον αντίστοιχο των μαλακών ιστών, η δόση έκθεσης είναι ανάλογη της δόσης απορρόφησης όσον αφορά τους μαλακούς ιστούς, για τις ενέργειες φωτονίων που χρησιμοποιούνται στην ακτινοδιαγνωστική.



Πρέπει πάντως να τονιστεί ότι η δόση έκθεσης έχει έννοια μόνο στην αλληλεπίδραση φωτονίων (όχι φορτισμένων σωματιδίων) και μόνο με τον αέρα (όχι με άλλο υλικό). Επιπλέον, τεχνικά είναι αδύνατον να μετρηθεί η δόση έκθεσης φωτονίων ενέργειας μεγαλύτερης των 3 MeV.

Υπάρχουν στη βιβλιογραφία πίνακες με τους συντελεστές μετατροπής roentgen σε rad για διάφορα υλικά. Ο συντελεστής αυτός είναι πρακτικά ίσος με 1 για τα φωτόνια ενεργειών της ακτινοδιαγνωστικής που προσπίπτουν σε μαλακούς ιστούς.



Ο συντελεστής μετατροπής roentgen σε rad πλησιάζει την τιμή 4, στις ίδιες ενέργειες (<100 keV), αν τα φωτόνια πέσουν σε οστά, εξαιτίας της αυξημένης φωτοηλεκτρικής απορρόφησης (αύξηση του Z).

6.4.2 Ισοδύναμη Δόση και Ενεργός Δόση

Το ολικό ποσό ενέργειας που εναποτίθεται στην ύλη είναι το γινόμενο της απορροφούμενης δόσης επί τη μάζα που ακτινοβολήθηκε. Π.χ. μια τομογραφία εγκεφάλου και συγκεκριμένα περιοχής αυτού μήκους 15 cm, μπορεί να αποτελείται από 15 φωτογραφίες 15 αντίστοιχων τομών, με πάχος τομής 1 cm. Ας υποθεθεί πως για κάθε τομή η απορροφούμενη δόση είναι 30 mGy. Η δόση απορρόφησης για όλη την περιοχή είναι 30 mGy. Το ολικό ποσό ενέργειας όμως που απορροφάται είναι 15 φορές μεγαλύτερο από την ενέργεια που απορροφάται σε κάθε τομή.

Κάθε είδος ακτινοβολίας προξενεί διαφορετικού βαθμού βλάβη στους ιστούς ανά μονάδα απορροφούμενης δόσης. Κάθε είδους ακτινοβολία έχει διαφορετική δραστηριότητα. Η Διεθνής Επιτροπή Ακτινοπροστασίας (ICRP International Commission on Radiological Protection) θέσπισε συντελεστές βαρύτητας σε κάθε είδος ακτινοβολίας. Μεγάλους

συντελεστές βαρύτητας έχουν οι ακτινοβολίες με μεγάλο LET, δηλαδή όσες παράγουν πολλούς ιοντισμούς ανά μονάδα μήκους διαδρομής (πυκνούς ιοντισμούς), με συνέπεια μεγαλύτερη βιολογική βλάβη στον ιστό ανά μονάδα απορροφούμενης δόσης.

Το γινόμενο της απορροφούμενης δόσης (D) επί τον συντελεστή βαρύτητας της ακτινοβολίας (w_R) δίνει την ισοδύναμη δόση (H):

$$H=D \cdot w_R$$

Η ισοδύναμη δόση μετράται με sievert (Sv). Για τις ακτινοβολίες της ακτινοδιαγνωστικής (ακτίνες X και γ) $w_R=1$, δηλαδή $1\text{mSv}=1\text{mGy}$.

Για τα βαριά φορτισμένα σωματίδια όμως, π.χ. ακτινοβολία α , 1mGy δίνει 20mSv , ενώ 1mGy δέσμης νετρονίων μπορεί να δώσει από $5\text{-}20\text{ mSv}$ ανάλογα με την ενέργειά τους.

Παραδοσιακή μονάδα μέτρησης της ισοδύναμης δόσης: 1 rem ($1\text{ Sv}=100\text{ rem}$).

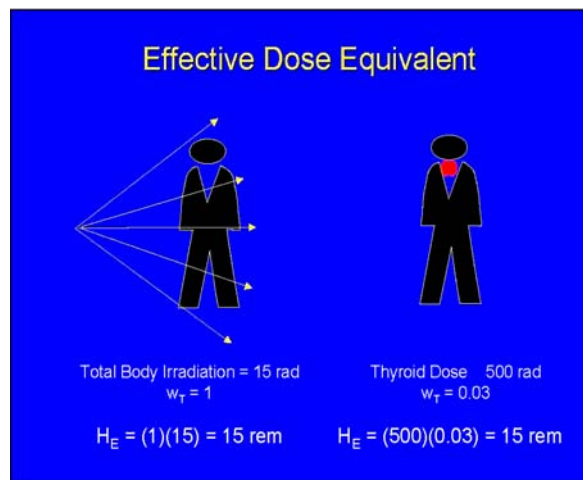
Η ICRP θέσπισε και συντελεστές βαρύτητας για διαφορετικούς ιστούς, ανάλογα με την ακτινοευαισθησία τους. Κάθε εσωτερικό όργανο ή ιστός έχει μερίδιο ευθύνης στις στοχαστικές επιδράσεις κάθε ακτινοβολίας, δηλαδή στην πιθανότητα να εμφανιστεί εξαιτίας της, αργότερα, καρκίνος ή γενετικές επιδράσεις. Το άθροισμα των γινομένων της ισοδύναμης δόσης (H_T) σε κάθε όργανο ή ιστό που ακτινοβολείται, επί το συντελεστή βαρύτητας που του αντιστοιχεί (w_T), καλείται ενεργός δόση (E).

$$E(\text{Sv}) = \sum [w_T \times H_T(\text{Sv})]$$

Μονάδα μέτρησης της ενεργού δόσης είναι η ίδια με της ισοδύναμης δόσης (Sv sievert ή rem).

Tissue/Organ	w_T
Gonads	0.20
Stomach	0.12
Colon	0.12
Lung	0.12 (0.08)‡
Red bone marrow	0.12
Breast	0.05
Esophagus	0.05
Bladder	0.05
Liver	0.05
Thyroid	0.05
Bone surfaces	0.01
Skin	0.01 †
Remainder	0.05

Οι τιμές w_T υπολογίστηκαν για αντιπροσωπευτικό δείγμα γενικού πληθυσμού με ίσο αριθμό από τα δύο φύλλα και σχεδόν όλες τις ηλικίες.



Radiation Doses and Dose Limits

Flight from Los Angeles to London	5 mrem
Annual public dose limit	100 mrem
Annual natural background	300 mrem
Fetal dose limit	500 mrem
Barium enema	870 mrem
Annual radiation worker dose limit	5,000 mrem
Heart catheterization	45,000 mrem
Life saving actions guidance (NCRP-116)	50,000 mrem
Mild acute radiation syndrome	200,000 mrem
LD _{50/60} for humans (bone marrow dose)	350,000 mrem
Radiation therapy (localized & fractionated)	6,000,000 mrem

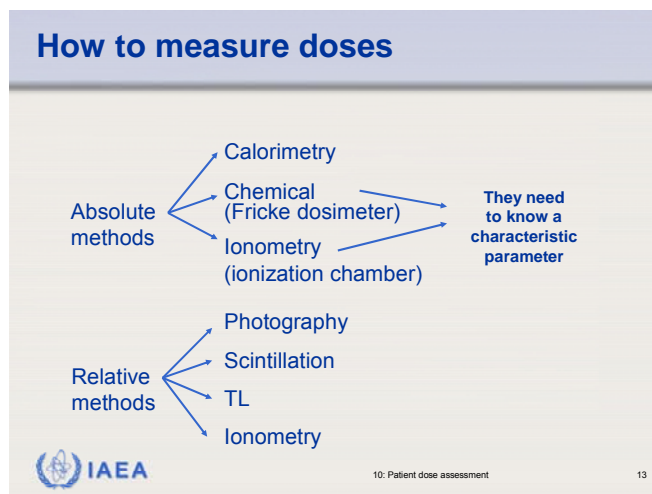
6.5 Μέτρηση της Απορροφούμενης Δόσης

Η απορροφούμενη δόση είναι ένα φυσικό μέγεθος που περιγράφει την ενέργεια που ένα υλικό απορροφά κατά τη διάρκεια της ακτινοβολήσής του. Η ενέργεια αυτή μπορεί να μετρηθεί με διάφορους τρόπους, σε κάθε έναν από τους οποίους αντιστοιχεί μία κατηγορία δοσιμέτρων ειδικής τεχνολογίας.

- ☒ **film**
- ☒ **termoluminescence dosimeters (TLD)**
- ☒ **"electronic" dosimeters**

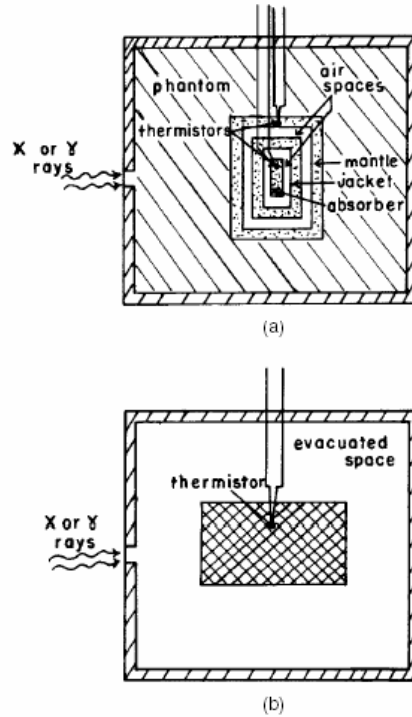


Το ιδανικό δοσίμετρο θα πρέπει να μπορεί να απορροφήσει και να μετρήσει την ίδια ακριβώς ενέργεια που θα απορροφούσε το υλικό που πρέπει να δοσιμετρηθεί. Επειδή όμως οι μαλακοί ιστοί, κάτω από τις ίδιες συνθήκες, απορροφούν διαφορετικό ποσό ενέργειας από το αντίστοιχο ενός κρυστάλλου ή μίας μεταλλικής επιφάνειας, θα πρέπει το δοσίμετρο ή να έχει «συμπεριφορά» ισοδύναμη με των μαλακών ιστών (tissue equivalent) ή να εξοπλιστεί με τους κατάλληλους συντελεστές διόρθωσης της ένδειξής του.



6.5.1 Θερμιδομετρική Δοσιμετρία

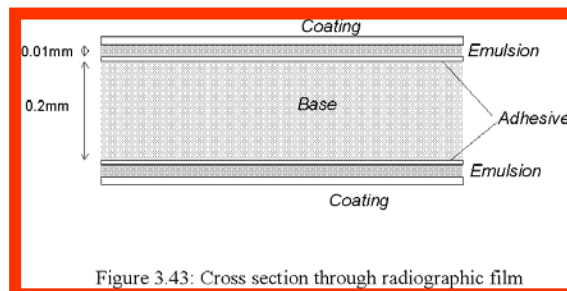
Βασίζεται στη διαπίστωση ότι όλη η απορροφούμενη ενέργεια από την ακτινοβόληση ενός υλικού, τελικά τρέπεται σε θερμότητα. Αν το ακτινοβολούμενο υλικό μπορούσε να θερμο-μονωθεί από το περιβάλλον, η αύξηση της θερμοκρασίας του θα ήταν ανάλογη της ενέργειας που απορρόφησε. Η αύξηση της θερμοκρασίας, μπορεί να μετρηθεί με ένα θερμοζεύγος ή με ένα θερμίστορ. Και η αύξηση ΔT της θερμοκρασίας μπορεί να αντιστοιχηθεί σε αύξηση της ενέργειας ΔE , αν είναι γνωστή η θερμοχωρητικότητα ($K=mc$) του υλικού: $\Delta E=mc\Delta T$, όπου c η ειδική θερμότητα του υλικού και m η μάζα του.



Στο δοσίμετρο θερμοδομετρίας, στη μελέτη μαλακών ιστών, ως απορροφούμενο υλικό χρησιμοποιείται ο γραφίτης, επειδή έχει ισοδύναμη συμπεριφορά όσον αφορά την απορρόφηση ενέργειας και την απόδοσή της ως αύξηση θερμοκρασίας.

Όταν μελετάται γενικότερα μία δέσμη ακτινοβολίας, ως απορροφητικό υλικό χρησιμοποιείται ένας συμπαγής όγκος μολύβδου.

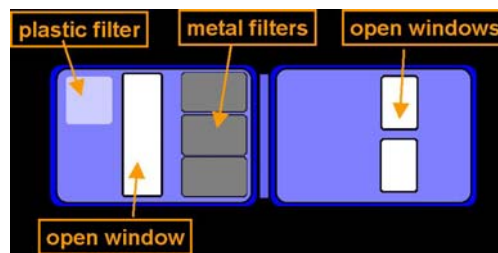
6.5.2 Φωτογραφικά Δοσίμετρα



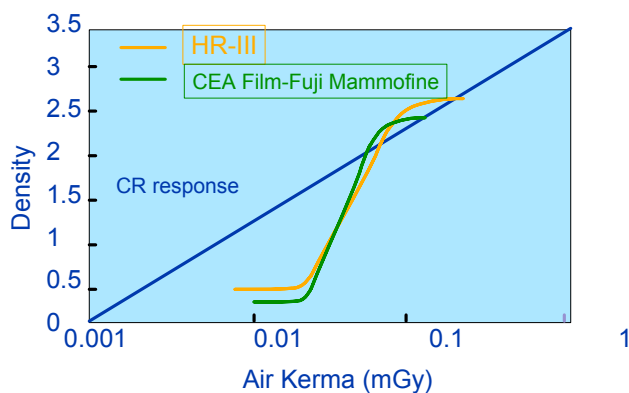
Το ενεργό υλικό του φωτογραφικού φιλμ περιέχει κόκκους αλογονιδίων του αργύρου (συνήθως βρωμιούχου αργύρου) εμφυτευμένους σε μήτρα ζελατίνης. Κατά την επεξεργασία του φιλμ που έχει εκτεθεί, μεταλλικός άργυρος κατατίθεται σε κάθε σημείο της επιφάνειάς του, σε ποσότητα ανάλογη με την αρχική έκθεση. Όσοι κρύσταλλοι του αλογονιδίου του αργύρου δεν εκτέθηκαν, ξεπλένονται και απομακρύνονται κατά το στάδιο της σταθεροποίησης (fixation) του φιλμ.

Το ενεργό υλικό του φιλμ για τις ακτίνες X ή γ είναι βέβαια διαφορετικό από το αντίστοιχο της φωτεινής ακτινοβολίας, αλλά η διαδικασία είναι παρόμοια.

Ο ενεργός ατομικός αριθμός του υλικού του φιλμ είναι μεγαλύτερος από αυτόν του μαλακού ιστού και συνεπώς η απορροφούμενη δόση δεν είναι ίδια. Όμως με την βοήθεια ειδικών μεταλλικών φίλτρων – ηθμών – (μόλυβδος, χαλκός, αλουμίνιο) στην «είσοδο» του δοσιμέτρου, επειδή η περιοχή πίσω από κάθε φίλτρο έχει διαφορετική αμαύρωση, εκτιμάται η ενέργεια της προσπίπτουσας ακτινοβολίας και υπολογίζεται η δόση με τη χρήση των κατάλληλων συντελεστών (από πίνακες της βιβλιογραφίας).



Για να λειτουργήσει ένα φιλμ ως δοσίμετρο, πρέπει να βαθμονομηθεί: εκτίθεται σε μία σειρά από γνωστές δόσεις μίας συγκεκριμένης ακτινοβολίας, η αμαύρωση του φιλμ μετράται με ειδικό οπτικό πυκνόμετρο (optical densitometer) και σχεδιάζεται η χαρακτηριστική καμπύλη της αμαύρωσης ως συνάρτηση της έκθεσης.



Κάθε χαρακτηριστική καμπύλη αντιστοιχεί σε συγκεκριμένο είδος ακτινοβολίας (η αμύρωση εξαρτάται από την ενέργεια).

6.5.3 Χημική Δοσιμετρία

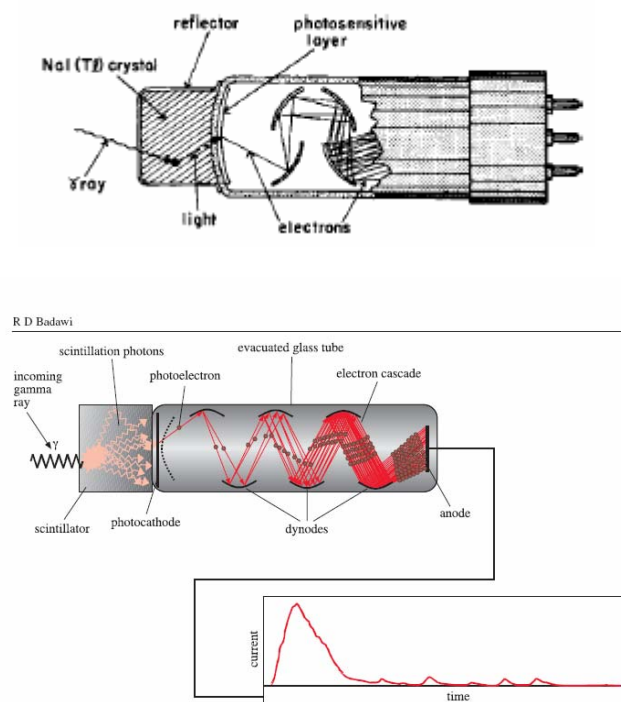
Ορισμένες χημικές αντιδράσεις οξείδωσης ή αναγωγής ξεκινούν μόνο όταν τα υλικά εκτεθούν σε ιοντίζουσα ακτινοβολία. Ο αριθμός των μορίων που επηρεάζονται είναι ανάλογος της ενέργειας που απορροφά το διάλυμά τους. Συνεπώς ο βαθμός της οξείδωσης (ή της αναγωγής αντίστοιχα) είναι ανάλογος της ραδιενεργού δόσης από την προσπίπτουσα ακτινοβολία.

Το χημικό δοσίμετρο που συνήθως χρησιμοποιείται περιέχει διάλυμα θειϊκού σιδήρου. Ο Fe^{2+} οξυδώνεται σε Fe^{3+} , αλλά η απόδοση του δοσιμέτρου (G =αριθμός των «πειραγμένων» μορίων ανά 100 eV απορροφούμενης ενέργειας) είναι συνάρτηση της LET της ακτινοβολίας.

Μετά την έκθεση στην ακτινοβολία, τα ιόντα Fe^{3+} μετρώνται με τη βοήθεια υπεριώδους. Η διαπερατότητα του διαλύματος στην υπεριώδη είναι ανάλογη του αριθμού των ιόντων Fe^{3+} .

6.5.4 Δοσιμετρία Σπινθηρισμών

Βασίζεται στην ιδιότητα ορισμένων υλικών να φθορίζουν όταν εκτεθούν σε ιοντίζουσα ακτινοβολία. Ένα παράδειγμα είναι ο κρύσταλλος ιωδιούχου νατρίου (NaI) ενεργοποιημένος με θάλλιο (Tl), που χρησιμοποιείται στην γ -camera της Πυρηνικής Ιατρικής. Το ορατό φως που παράγεται οδηγείται σε φωτοπολλαπλασιαστή, ενισχύεται και μετατρέπεται σε ηλεκτρικό σήμα.



Λειτουργεί ικανοποιητικά και σε χαμηλούς ρυθμούς δόσης, η δε απόκρισή του είναι γραμμική σε μεγάλο εύρος τιμών ρυθμού δόσης.

Μειονέκτημά τους είναι ότι περιέχουν υλικά μεγάλου ατομικού αριθμού και απορροφούν πολύ γρήγορα τα φωτόνια, κυρίως αυτά των χαμηλών ενεργειών.

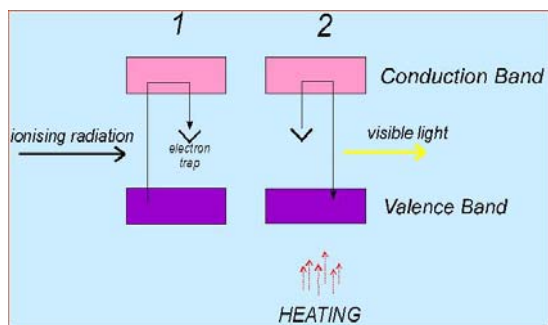
Υπάρχουν και υγροί σπινθηριστές οργανικών (συνήθως) διαλυτών που χρησιμοποιούνται κυρίως για την μέτρηση της ακτινοβολίας β.

6.5.5 Δοσιμετρία Θερμοφωταύγειας

Τα υλικά θερμοφωταύγειας, όπως το φθοριούχο λίθιο (LiF), έχουν το χαρακτηριστικό ότι όταν ακτινοβοληθούν με ιοντίζουσα ακτινοβολία απορροφούν την ενέργεια και τα ηλεκτρόνιά τους μεταπηδούν από τη στιβάδα σθένους στη στιβάδα αγωγιμότητας. Μέρους των ηλεκτρονίων επιστρέφει αμέσως στη στιβάδα σθένους, ενώ μερικά παγιδεύονται σε ενδιάμεσες ενεργειακές στιβάδες που παρέχουν στο «σύμπλοκο» οι λεγόμενες προσμίξεις (impurities). Ο αριθμός των παγιδευμένων ηλεκτρονίων είναι ανάλογος της ενέργειας που απορροφήθηκε από το υλικό κατά τη διάρκεια της ακτινοβολήσης και μπορεί να παραμείνει παγιδευμένος για μεγάλο χρονικό διάστημα, από μέρες μέχρι μήνες, ανάλογα με το υλικό.

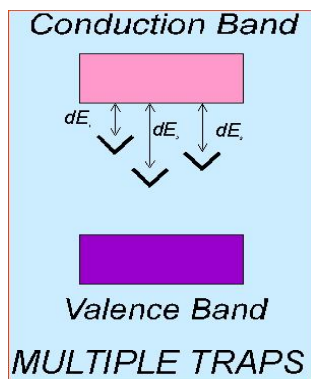


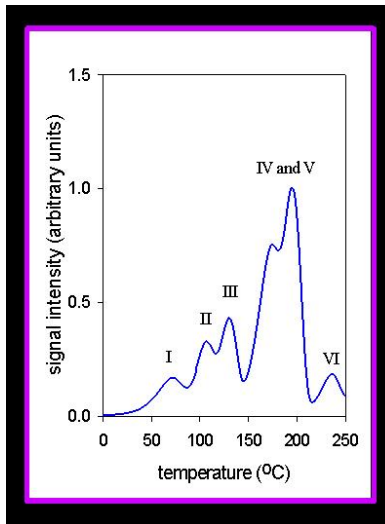
Όταν οι κρύσταλλοι θερμανθούν κατάλληλα, τα ηλεκτρόνια «αποπαγιδεύονται» και επιστρέφουν στη στιβάδα αγωγιμότητας, από όπου και «πέφτουν» στη στιβάδα σθένους εκπέμποντας φως. Το ορατό φως οδηγείται στη φωτοκάθοδο φωτοπολλαπλασιαστή, ενισχύεται και τρέπεται σε ηλεκτρικό σήμα.



Ο ενεργός ατομικός αριθμός του LiF (8,18) είναι πολύ κοντά αριθμητικά με τον αντίστοιχο του μαλακού ιστού (7,40) και του αέρα (7,65), δηλαδή και οι τιμές της ενέργειας ανά μονάδα μάζας που απορροφούν από τις ιοντίζουσες ακτινοβολίες, θα βρίσκονται επίσης κοντά μεταξύ τους.

Δοσίμετρα θερμοφωταύγειας (LiF -με προσμίξεις Mg, Ti, Cu, P- ή CaF₂ ή Li₂B₄O₇) χρησιμοποιούνται ευρέως κυρίως στην Ακτινοδιαγνωστική για δοσιμέτρηση ασθενών, ιατρών, προσομοιωμάτων (phantoms) ή και για τον έλεγχο των ακτινολογικών μηχανημάτων απεικόνισης.





6.5.6 Άλλα Δοσίμετρα Στερεάς Κατάστασης

Υπάρχουν τα φωτο-φωταυγάζοντα (αντί θερμο-φωταυγάζοντα) δοσίμετρα (λειτουργούν με υπεριώδη ακτινοβολία αντί για θερμική, για την αποπαγίδευση των ηλεκτρονίων τους), των οποίων όμως η απόκριση εξαρτάται σε μεγάλο βαθμό από την ενέργεια της ιοντίζουσας ακτινοβολίας που πρέπει να μετρήσουν.

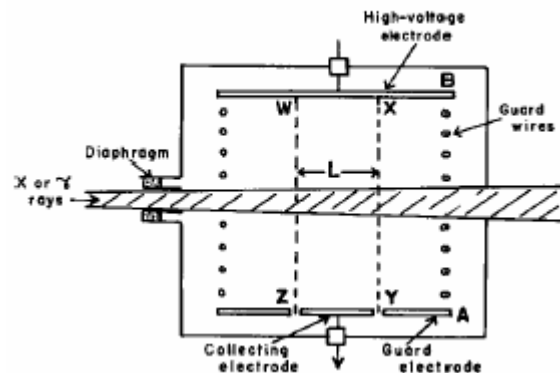
Υπάρχουν και υλικά (από γυαλί ή πλαστικό), στα οποία η διαφάνεια (στο ορατό ή στο υπεριώδες) επηρεάζεται από προσπίπτουσα ιοντίζουσα ακτινοβολία. Απαιτούνται όμως μεγάλες δόσεις για να γίνει το αποτέλεσμα μετρήσιμο.

6.6 Μέτρηση της Δόσης Έκθεσης

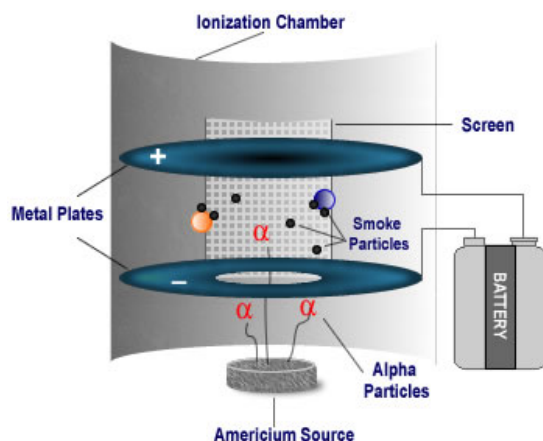
6.6.1 Θάλαμος Ιοντισμού ελεύθερου αέρα

Χρησιμοποιούνται από τα εργαστήρια για μετρήσεις «αναφοράς» του ιοντισμού που παράγει μία ακτινοβολία στον αέρα (εργαστήρια βαθμονόμησης δοσιμέτρων). Ο θάλαμος διαπερνάται από στενή δέσμη της ακτινοβολίας που εισέρχεται από ειδικά διαμορφωμένη

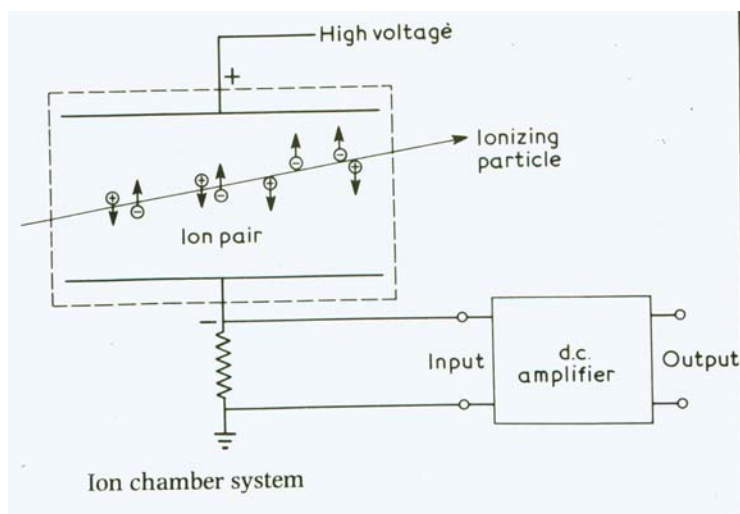
είσοδο. Τα παραγόμενα ιόντα καθοδηγούνται από κατάλληλο ομοιογενές ηλεκτρικό πεδίο και συλλέγονται στους αντίστοιχους οπλισμούς του πυκνωτή. Επειδή τα ιόντα πρέπει να προέρχονται από συγκεκριμένο όγκο του αέρα, το ηλεκτρόδιο που τα συλλέγει διαιρείται σε τρεις περιοχές, με τις δύο ακραίες γειωμένες.



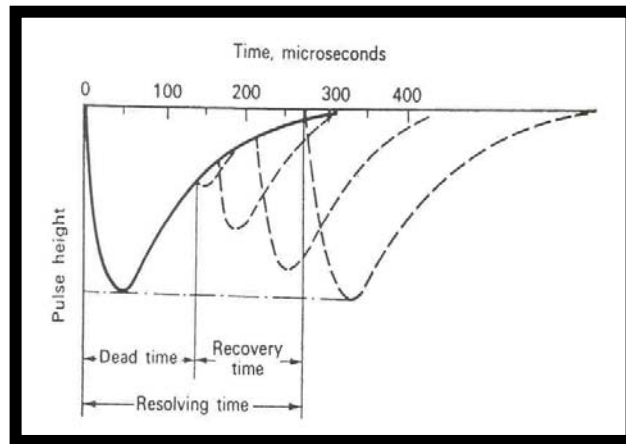
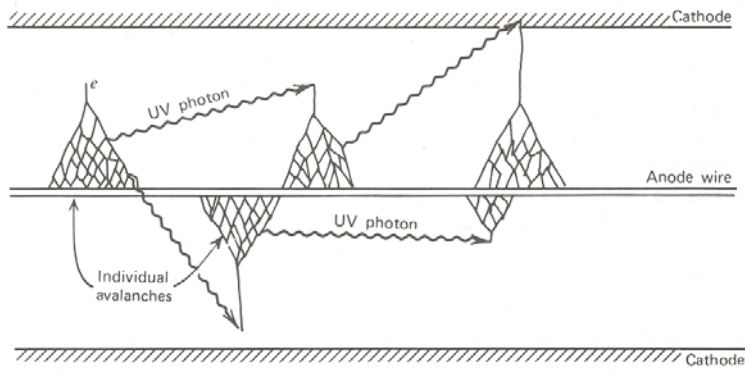
Ο όγκος του δοσιμέτρου θαλάμου ιοντισμού εξαρτάται (και προσαρμόζεται) από την ενέργεια της ακτινοβολίας που θα μετρηθεί. Π.χ. η εμβέλεια των παραγόμενων ηλεκτρονίων πρέπει να είναι μικρότερη από την απόσταση του «σημείου σύγκρουσης» από το ηλεκτρόδιο και συγχρόνως μικρότερη από την απόσταση εισόδου στο θάλαμο - εισόδου ενεργού όγκου μέτρησης (απαιτείται «ηλεκτρονική ισορροπία», δηλαδή ο αριθμός των ηλεκτρονίων που εισέρχονται στον ενεργό όγκο του δοσιμέτρου ενώ παράγονται έξω από αυτόν, να είναι ίσος με τον αριθμό των ηλεκτρονίων που παράγονται στον ενεργό όγκο, αλλά διαφεύγουν και δεν καταμετρώνται).



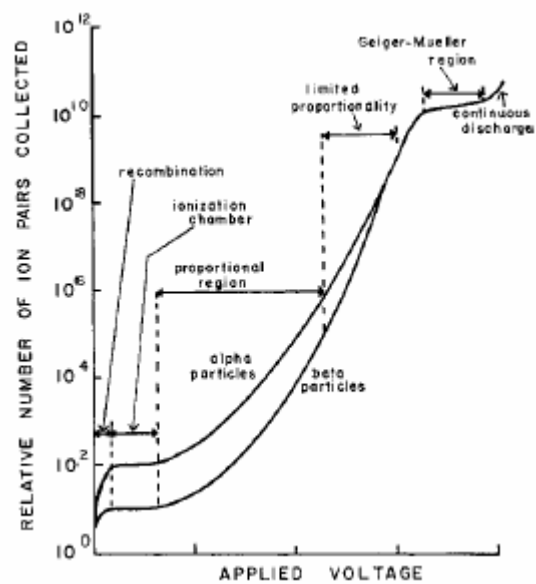
Η διαφορά δυναμικού μεταξύ των ηλεκτροδίων πρέπει να είναι αρκετή, ώστε να εξουδετερώνονται οι δυνάμεις Coulomb που έχουν την τάση να επανασυνδέουν τα ιόντα με τα ηλεκτρόνια που έχασαν.

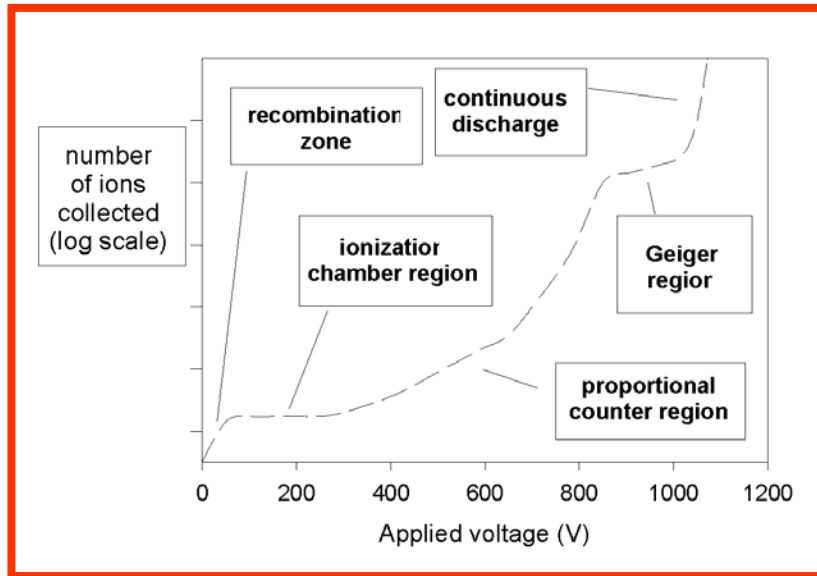


Η διαφορά δυναμικού δεν πρέπει όμως να έχει τέτοιες τιμές, ώστε να προσδίδεται πολύ μεγάλη κινητική ενέργεια στα παραγόμενα ηλεκτρόνια και αυτά με τη σειρά τους να προκαλούν ακολουθία νέων ιοντισμών ανεξέλεγκτου αριθμού (μη αναλογική περιοχή λειτουργίας του δοσιμέτρου).



Ακόμη μεγαλύτερες τιμές στη διαφορά δυναμικού μπορούν να καταστρέψουν το δοσίμετρο, προκαλώντας «αποδόμηση» των υλικών του.





Η απόδοση του θαλάμου ιοντισμού εξαρτάται και από τις συνθήκες περιβάλλοντος (θερμοκρασία, υγρασία).

6.6.2 Θάλαμος Δακτυλήθρας

Οι μεγάλες αποστάσεις που απαιτούνται για την ηλεκτρονιακή ισορροπία στο θάλαμο ελεύθερου αέρα, μπορούν να περιοριστούν αν χρησιμοποιηθεί ένα υλικό, όπως ο βακελίτης, που έχει μεγαλύτερη πυκνότητα ($\rho = \frac{m}{v}$), αλλά ίδιο ενεργό ατομικό αριθμό με του αέρα (προσφέρει εξασθένηση των φωτονίων με τον ίδιο ρυθμό).

Στην φωτοηλεκτρική αλληλεπίδραση ο ενεργός ατομικός αριθμός είναι

$$Z_{\text{eff}} = (a_1 Z_1^{2,94} + a_2 Z_2^{2,94} + \dots + a_n Z_n^{2,94})^{\frac{1}{2,94}}$$

Όπου Z_1, Z_2, \dots, Z_n είναι οι ατομικοί αριθμοί των στοιχείων που αποτελούν το υλικό και a_1, a_2, \dots, a_n είναι η ποσοστιαία συνεισφορά των αντίστοιχων στοιχείων στον συνολικό αριθμό των ηλεκτρονίων του υλικού.

Στην πράξη το 2,94 στρογγυλοποιείται στο 3.

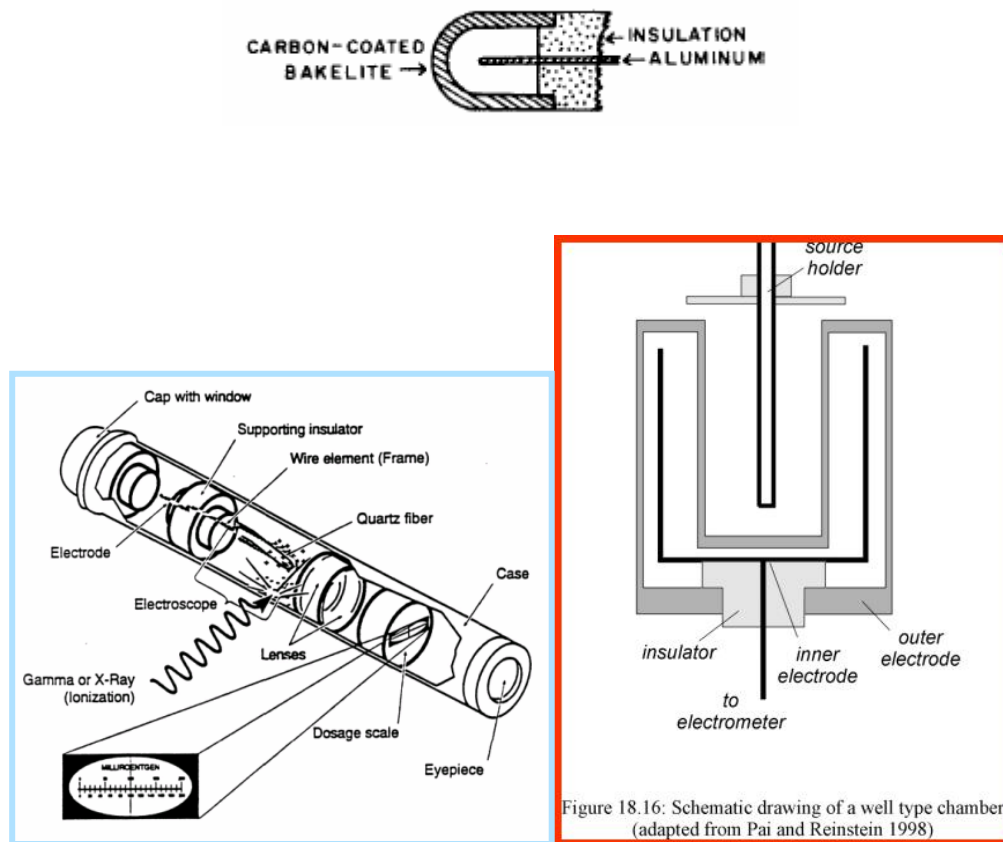
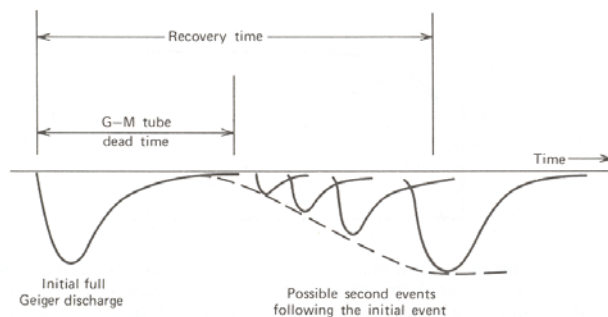


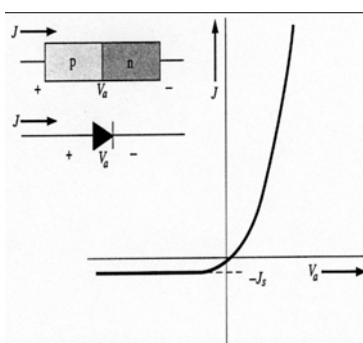
Figure 18.16: Schematic drawing of a well type chamber (adapted from Pai and Reinstein 1998)

6.6.3 Δοσιμετρία με ημιαγωγούς

Δοσίμετρα με ημιαγωγούς (α) μπορούν να ανιχνεύσουν και να μετρήσουν ακτινοβολίες φορτισμένων σωματιδίων και ηλεκτρομαγνητικές. (β) Η απόκριση του δοσιμέτρου δεν επηρεάζεται από το είδος της ακτινοβολίας που εναποθέτει την ενέργειά της στο ενεργό υλικό. (γ) Το δοσίμετρο έχει μικρό νεκρό χρόνο (χρόνος που αναπόφευκτα απαιτείται από το δοσίμετρο μετά από κάθε «σύγκρουση» εισερχομένου φορέα ενέργειας, μέχρι να μπορέσει να γίνει αντιληπτή και να μετρηθεί η επόμενη σύγκρουση – οι ενδιάμεσες συγκρούσεις δεν γίνονται αντιληπτές, δεν καταμετρώνται)



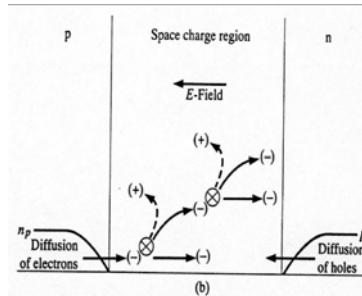
και (δ) έχει επίσης μικρό όγκο.



Ο μηχανισμός απόκρισης του δοσιμέτρου ημιαγωγών μοιάζει με τον αντίστοιχο του θαλάμου ιοντισμού. Ο ιοντισμός που παράγει η ακτινοβολία όταν προσπίπτει στον ενεργό όγκο του δοσιμέτρου, μετατρέπεται σε παλμό δυναμικού που ενισχύεται και μετράται. Το μέγεθος του παλμού είναι ανάλογο της ενέργειας που εναποτίθεται από την προσπίπτουσα ακτινοβολία. Συγκρινόμενος με του θαλάμου ιοντισμού, ο παλμός δυναμικού είναι ισχυρότερος και αντανακλά με μεγαλύτερη ακρίβεια την ενέργεια που εναποτίθεται στον ανιχνευτή. Επίσης η απόκριση του μετρητή είναι πιο άμεση, επειδή τα παραγόμενα ιόντα συλλέγονται γρηγορότερα.

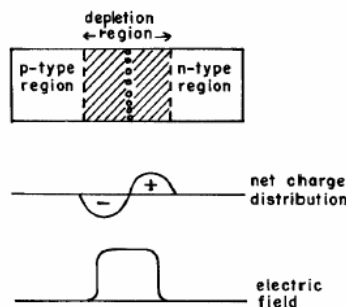


Ενώ στα περισσότερα αέρια για να παραχθεί ένα ζεύγος ιόντων απαιτούνται 30-40 eV, στους ημιαγωγούς αρκούν μόνο 3-5 eV.



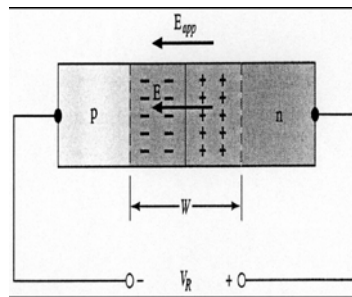
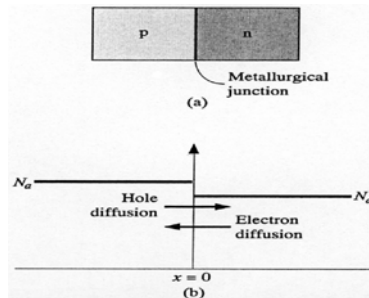
Ο ανιχνευτής ημιαγωγών μοιάζει με μια κρυσταλλοδίοδο με περιοχές -p και n. Η περιοχή -p είναι ένα ημιαγωγό χημικό στοιχείο (γερμάνιο Ge ή πυρίτιο Si) με προσμίξεις στοιχείου “δέκτη ηλεκτρονίων” (με έλλειψη στα ηλεκτρόνια σθένους). Π.χ. στο τετρασθενές γερμάνιο γίνεται πρόσμιξη τρισθενούς βορίου, ίνδιου ή γάλλιου.

Αντίστοιχα η περιοχή -n είναι το ίδιο ημιαγωγό στοιχείο με προσμίξεις στοιχείου “δότη ηλεκτρονίων”, όπως το αντιμόνιο ή το λίθιο.

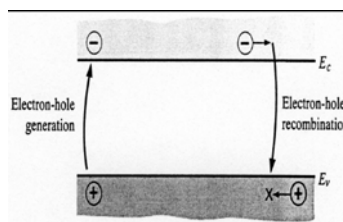


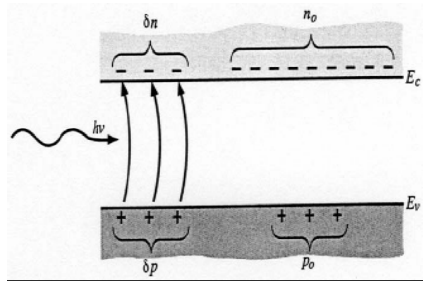
Ηλεκτρόνια ρέουν από την περιοχή -n προς την περιοχή -p και «χτίζουν» ένα ηλεκτρικό πεδίο στη ζώνη επαφής μεταξύ των δύο περιοχών. Η ζώνη αυτή καλείται περιοχή εκροής (depletion region) και γίνεται ευρύτερη αν εφαρμοστεί πρόσθετη διαφορά δυναμικού

αντίθετης πόλωσης (θετικό δυναμικό στην περιοχή $-n$ και αρνητικό δυναμικό στην περιοχή $-p$) ή αν ακολουθηθεί μία διαδικασία που ονομάζεται μετατόπιση λιθίου (lithium drifting).

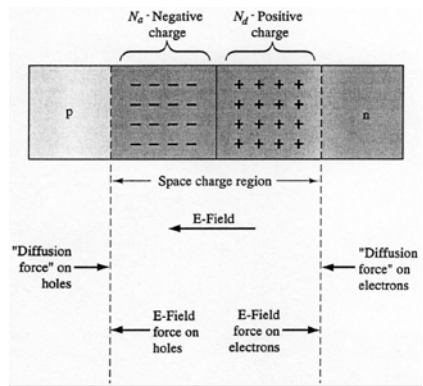


Αν σωματιδιακή ή ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία προσπέσει στην περιοχή εκροής, η ενέργεια που εναποτίθεται διεγείρει τα ηλεκτρόνια που μεταπηδούν από την στιβάδα σθένους στη στιβάδα αγωγιμότητας, όπου και κατευθύνονται προς το θετικό ηλεκτρόδιο (την περιοχή $-n$). Στην στιβάδα σθένους τα ηλεκτρόνια κινούνται προς το θετικό πόλο καταλαμβάνοντας διαδοχικά τις σπές που άφησαν κενές τα διηγερμένα ηλεκτρόνια.





Επόμενο κύμα ηλεκτρονίων καταλαμβάνει τις οπές που άφησαν κενές τα προηγούμενα ηλεκτρόνια. Με αυτόν τον τρόπο φαίνεται πως οι οπές μετακινούνται προς τον αρνητικό πόλο σαν να ήταν θετικά φορτισμένα σωματίδια. Η μετακίνηση των θετικών οπών στη στιβάδα σθένους επιφέρει ηλεκτρικό ρεύμα παρόμοιο με αυτό που παρέχουν τα ηλεκτρόνια μετακινούμενα στη στιβάδα αγωγιμότητας.



Στην πράξη, τα ηλεκτρόνια που εγκατέλειψαν τη στιβάδα σθένους και οι θετικές οπές που έμειναν στη στιβάδα σθένους, συναποτελούν τα ζεύγη ιόντων του δοσιμέτρου ημιαγωγών.

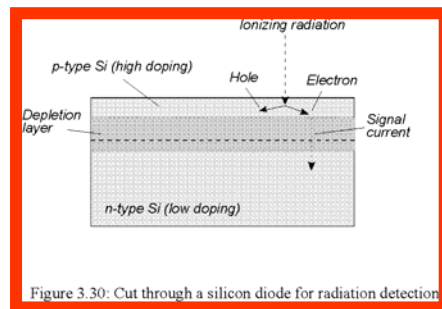
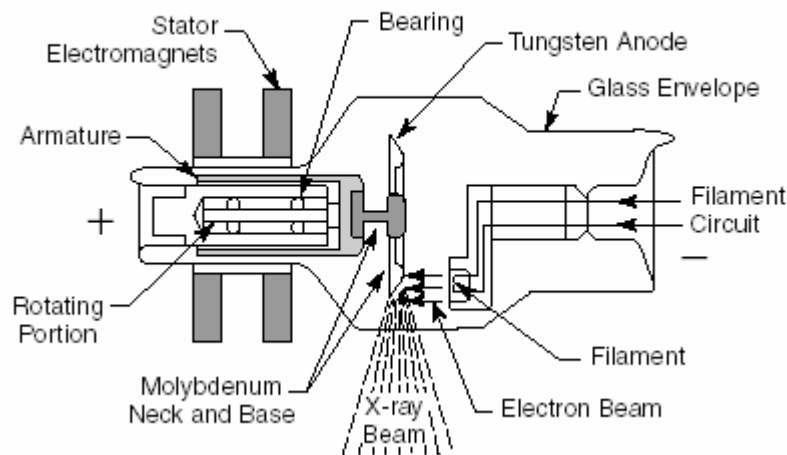


Figure 3.30: Cut through a silicon diode for radiation detection

7. Παραγωγή των ακτίνων X

Οι ακτίνες X παράγονται όταν ηλεκτρόνια με μεγάλη κινητική ενέργεια αλληλεπιδρούν με ύλη και μετατρέπουν την ενέργειά τους σε ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία. Η λυχνία παραγωγής των ακτίνων X αποτελείται από μια πηγή ηλεκτρονίων, χώρο για την επιταχυνόμενη κίνηση των ηλεκτρονίων σε κενό, ένα ηλεκτρόδιο-στόχο και πηγή ενέργειας για την επιτάχυνση των ηλεκτρονίων.



Η λυχνία είναι κατάλληλα θωρακισμένη (ώστε οι ακτίνες X να εξέρχονται μόνο από το ειδικό παράθυρο) και εξοπλισμένη με συστήματα ψύξης. Ειδικοί κατευθυντήρες διαμορφώνουν τη γεωμετρία της εξερχόμενης δέσμης και ειδικά φίλτρα-ηθμοί διαμορφώνουν την ποιότητα (τις ενέργειες) της εξερχόμενης ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας. Η γεννήτρια είναι η πηγή ενέργειας για τη λειτουργία της λυχνίας και σε αυτήν ρυθμίζονται: (α) η τιμή τα διαφοράς δυναμικού που θα επιταχύνει τα ηλεκτρόνια (ενέργεια), (β) η τιμή της έντασης του ρεύματος που καθορίζει τον αριθμό των παραγομένων φωτονίων (ένταση) και (γ) ο χρόνος έκθεσης.

7.1 Λυχνία παραγωγής των ακτίνων X

Η λυχνία είναι ουσιαστικά δύο ηλεκτρόδια στα άκρα ενός αερόκενου σωλήνα, τα οποία και δέχονται μια μεγάλη διαφορά δυναμικού (kV) για την επιτάχυνση των ηλεκτρονίων.

Η κάθοδος είναι αρνητικά φορτισμένη και λειτουργεί ως πηγή ηλεκτρονίων. Η άνοδος είναι θετικά φορτισμένη και λειτουργεί ως κατάλληλος στόχος για τα επιταχυνόμενα ηλεκτρόνια, ώστε με τη σύγκρουση να παραχθούν ακτίνες X με την καλύτερη δυνατή απόδοση (στη μετατροπή της κινητικής ενέργειας των ηλεκτρονίων σε ηλεκτρομαγνητική ενέργεια).

Η κινητική ενέργεια που αποκτούν τα ηλεκτρόνια είναι ανάλογη της διαφοράς δυναμικού που τα επιτάχυνε. Π.χ. ηλεκτρόνια που επιταχύνονται σε διαφορά δυναμικού 20 και 100 kVp (kilovolt peak) αποκτούν 20 και 100 keV ενέργειας, αντίστοιχα, στο τέλος της διαδρομής τους (φθάνοντας στην άνοδο).

7.1.1 Ακτινοβολία Πέδησης

Τη στιγμή της σύγκρουσης των ηλεκτρονίων με την άνοδο-στόχο η κινητική τους ενέργεια μετατρέπεται σε άλλες μορφές ενέργειας. Το μεγαλύτερο ποσοστό της παραγόμενης ενέργειας είναι θερμότητα. Το υπόλοιπο ποσοστό οφείλεται σε ηλεκτρόνια που κατορθώνουν να φτάσουν στη γειτονιά πυρήνων του υλικού της ανόδου. Δυνάμεις Coulomb έλκουν και επιβραδύνουν τα ηλεκτρόνια προκαλώντας σημαντική απώλεια της κινητικής τους ενέργειας και αλλαγή (κάμψη) της ευθύγραμμης πορείας τους. Σύμφωνα με το νόμο της διατήρησης της ενέργειας, η κινητική ενέργεια που χάνει κάθε ηλεκτρόνιο (αυτής της κατηγορίας) μετατρέπεται σε φωτόνιο X ίσης ενέργειας. Τα παραγόμενα φωτόνια X συνιστούν τη λεγόμενη ακτινοβολία πέδησης από το «φρενάρισμα» των ηλεκτρονίων στο πεδίο του πυρήνα (bremsstrahlung στα γερμανικά σημαίνει πέδηση).

Το πόσο κοντά στον πυρήνα θα πλησιάσει το ηλεκτρόνιο-εισβολέας θα καθορίσει και το ποσό της κινητικής του ενέργειας που θα χάσει (δηλαδή την ηλεκτρομαγνητική ενέργεια του εκπεμπόμενου φωτονίου), εφόσον η ελκτική δύναμη Coulomb αυξάνει αντιστρόφως ανάλογα με το τετράγωνο της απόστασης των φορτίων. Όταν το ηλεκτρόνιο έρθει σε «κατά μέτωπο» σύγκρουση με τον πυρήνα, θα παραχθεί το φωτόνιο μέγιστης ενέργειας. Η καμπύλη του φάσματος εκπομπής μιας λυχνίας ακτίνων X, είναι η κατανομή της ενέργειας των εξερχόμενων φωτονίων και ουσιαστικά αντικατοπτρίζει την κατανομή της απόστασης από τον πυρήνα (του υλικού του στόχου) όπου συνέβη η μετατροπή της ενέργειας (της κινητικής του ηλεκτρονίου σε ηλεκτρομαγνητική).

Η κατανομή του αριθμού των φωτονίων ανά μονάδα ενέργειας επηρεάζεται αναπόφευκτα από το περίβλημα της λυχνίας και τα επιπλέον φίλτρα που παρεμβάλλονται στην πορεία της δέσμης των ακτίνων X. Κάθε υλικό, που οι ακτίνες X αναγκάζονται να διαπεράσουν, αφαιρεί ποσοστό από τα φωτόνια, ανάλογο του πάχους και της πυκνότητάς του. Το ποσοστό αυτό είναι σημαντικά μεγαλύτερο για τα φωτόνια των μικρών ενεργειών.

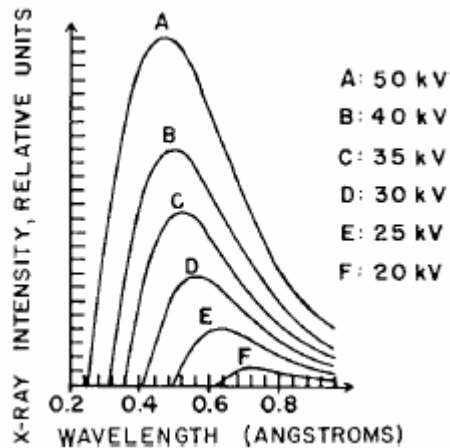
Η κατανομή του αριθμού των φωτονίων ανά μονάδα ενέργειας στην έξοδο της λυχνίας X είναι συνεχής. Η ελάχιστη τιμή ενέργειας καθορίζεται από το είδος και το πάχος του εσωτερικού φίλτρου της λυχνίας και ρυθμίζεται με την επιπλέον τοποθέτηση εξωτερικών φίλτρων. Τα φωτόνια μικρής ενέργειας (π.χ. < 10 keV) είναι ανεπιθύμητα στις ακτινοδιαγνωστικές εξετάσεις, επειδή «σταματούν» κατά την είσοδό τους στον εξεταζόμενο (στο δέρμα) και συνεισφέρουν μόνο στην δόση απορρόφησης και όχι στο σχηματισμό της εικόνας.

Εσωτερικό – ενσωματωμένο φίλτρο-ηθμός στην Ακτινοδιαγνωστική (τυπικές τιμές)

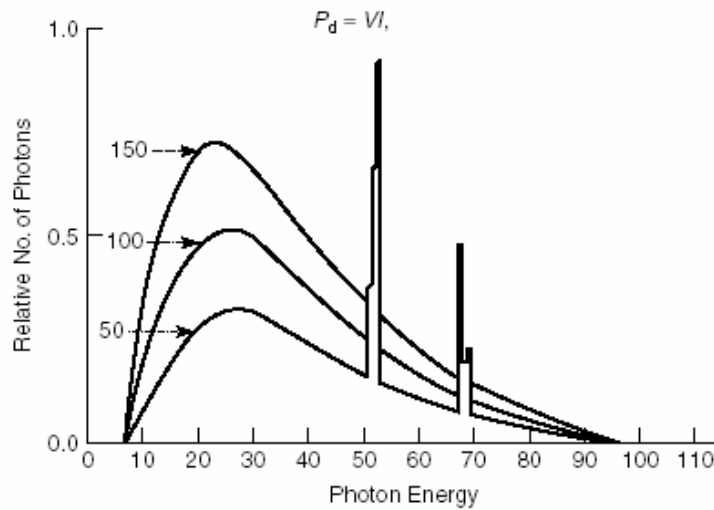
Υλικό	Πάχος (mm)	Ισοδύναμο πάχος Αλουμινίου (mm)
Γυάλινο περίβλημα	1.4	0.78
Προστατευτικά έλαια	2.36	0.07
Παράθυρο βακελίτη	1.02	0.05

E. Radiol. Technol. 1963; 35:161

Η μέγιστη τιμή ενέργειας των φωτονίων καθορίζεται, όπως προαναφέρθηκε, από την κινητική ενέργεια των ηλεκτρονίων κατά την πρόσκρουσή τους στο υλικό της ανόδου.



Η καμπύλη που παριστά μια τυπική κατανομή φωτονίων X, ανάλογα με την ενέργειά τους, έχει ένα μέγιστο που αντιστοιχεί στο 1/3 (ένα τρίτο) με 1/2 (ένα δεύτερο) της μέγιστης ενέργειας.



Οι κύριοι παράγοντες που επηρεάζουν την απόδοση της λυχνίας X είναι: (α) ο ατομικός αριθμός του υλικού του στόχου (άνοδος) και (β) η κινητική ενέργεια των προσπιπτόντων ηλεκτρονίων (δηλαδή η διαφορά δυναμικού καθόδου – ανόδου). Π.χ. για ηλεκτρόνια 100 keV που πέφτουν σε άνοδο βολφραμίου ($Z=74$), ποσοστό $<1\%$ θα μετατραπεί σε ακτίνες X (99% σε θερμότητα). Αλλά για ηλεκτρόνια 6 MeV (τυπική για θεραπεία) το ποσοστό των παραγομένων ακτίνων X, ως προς τη θερμότητα, ανεβαίνει στο 54%.

7.1.2 Χαρακτηριστική ακτινοβολία X

Όπως και σε όλα τα άτομα, έτσι και στα άτομα του υλικού της ανόδου υπάρχουν ηλεκτρόνια που περιφέρονται σε προκαθορισμένες (σε ακτίνα και ενέργεια) στιβάδες. Η δεσμευτική ενέργεια κάθε ηλεκτρονίου εξαρτάται από την τροχιά – στιβάδα στην οποία βρίσκεται. Η πλησιέστερη στον πυρήνα στιβάδα K περιέχει δύο ηλεκτρόνια που έχουν και την μεγαλύτερη δεσμευτική ενέργεια. Ακολουθούν τα 8 ηλεκτρόνια της L στιβάδας κ.ο.κ.

Όταν η ενέργεια προσπίπτοντος στην άνοδο ηλεκτρονίου είναι μεγαλύτερη της δεσμευτικής ενέργειας περιφερόμενου ηλεκτρονίου, είναι πιθανόν (ενεργειακά) το προσπίπτον ηλεκτρόνιο να εκδιώξει το περιφερόμενο και να ιοντίσει το άτομο. Η τροχιά-στιβάδα θα παρουσιάσει ένα κενό, θα τραπεί σε ασταθή, όσον αφορά την ενέργειά της, και ένα εξωτερικότερο ηλεκτρόνιο με μικρότερη δεσμευτική ενέργεια θα έρθει να συμπληρώσει το κενό. Καθώς αυτό το τελευταίο ηλεκτρόνιο μεταπηδά σε χαμηλότερη ενεργειακή κατάσταση, θα περισσέψει ενέργεια, που θα εκπεμφθεί στο περιβάλλον ως φωτόνιο χαρακτηριστικής ακτινοβολίας X, με ενέργεια ίση με τη διαφορά ενέργειας των δύο τροχιών-στιβάδων (αρχικής και τελικής της μεταπήδησης). Οι δεσμευτικές ενέργειες είναι χαρακτηριστικές (και μοναδικές) κάθε στοιχείου-ατόμου, όπως χαρακτηριστικές (και μοναδικές) είναι και οι διαφορές τους. Συνεπώς η ακτινοβολία αυτή είναι χαρακτηριστική του συγκεκριμένου ατόμου του υλικού του στόχου (στην άνοδο της λυχνίας). Πολλές είναι οι δυνατές μεταπηδήσεις από γειτονικές ή πιο μακρινές στιβάδες ή υποστιβάδες του ατόμου. Γι' αυτό παρουσιάζεται μια ομάδα διακριτών ενεργειακών κορυφών που επικάθονται στο συνεχές φάσμα των ακτίνων X.

Οι κορυφές που επικρατούν είναι αυτές που αντιστοιχούν σε κενό που δημιουργείται στη στιβάδα K και το συμπληρώνουν ηλεκτρόνια των στιβάδων L, M και ίσως N, με αντίστοιχα ονόματα K_α ή K_β . Το μικρό α υποδηλώνει ότι το ηλεκτρόνιο για τη συμπλήρωση του κενού ξεκίνησε από γειτονική στιβάδα (την L), ενώ το μικρό β δηλώνει ηλεκτρόνια που ξεκίνησαν από εξωτερικότερες στιβάδες. Δηλαδή η κορυφή K_β αντιστοιχεί σε μεγαλύτερη ενέργεια από την K_α . Επειδή δε, σε κάθε στιβάδα (εκτός της K) υπάρχουν και υποστιβάδες, υπάρχει και λεπτότερος διαχωρισμός στις ενεργειακές κορυφές: $K_{\alpha 1}$, $K_{\alpha 2}$, $K_{\beta 1}$, κ.λπ. Για το συνηθέστερο (στην ακτινοδιαγνωστική) υλικό

ανόδου της λυχνίας, που είναι το βολφράμιο, κυριαρχούν αυτές οι τρεις πρώτες κορυφές, καθώς οι υπόλοιπες απορροφούνται από το παράθυρο εξόδου των ακτίνων X και τα χρησιμοποιούμενα φίλτρα.

Το δυναμικό επιτάχυνσης των ηλεκτρονίων πρέπει να είναι μεγαλύτερο των 69,5 kVp για το βολφράμιο (σύνηθες στις απλές ακτινογραφίες) ή των 20 kVp για το μολυβδένιο (σύνηθες στις μαστογραφίες) για να παραχθεί χαρακτηριστική ακτινοβολία X, εφόσον 69,5 keV και 20 keV είναι οι δεσμευτικές ενέργειες της K στιβάδας των αντίστοιχων ατόμων.

Ο λόγος χαρακτηριστικής προς συνεχή ακτινοβολία X αυξάνει ανάλογα με την ενέργεια των προσπιπτόντων ηλεκτρονίων. Π.χ. στα 80 kVp περίπου 5% της συνολικής ακτινοβολίας X (με άνοδο βολφραμίου) είναι χαρακτηριστική, ενώ στα 100 kVp το ποσοστό ανεβαίνει στο 10%.

Δηλαδή η παραγωγή χαρακτηριστικής ακτινοβολίας X σε μια λυχνία είναι αποτέλεσμα αλληλεπίδρασης ηλεκτρονίου (του επιταχυνόμενου) με ηλεκτρόνιο (δεσμευμένο). Όμως η χαρακτηριστική ακτινοβολία X είναι επίσης αποτέλεσμα αλληλεπίδρασης ακτινοβολίας πέδησης με ηλεκτρόνιο (δεσμευμένο) μέσω φωτοηλεκτρονικής απορρόφησης.

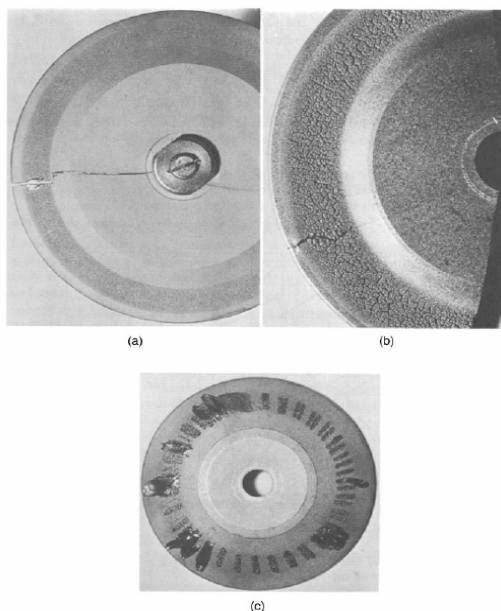
7.1.3 Το ηλεκτρόδιο κάθοδος

Η λυχνία των ακτίνων X παρέχει το περιβάλλον για την παραγωγή τους μέσω των μηχανισμών του συνεχούς και του χαρακτηριστικού φάσματος. Για τη διαγνωστική ακτινολογία η διαφορά δυναμικού ανόδου-καθόδου κυμαίνεται από 20 έως 150 kVp, ανάλογα με την εφαρμογή, ενώ ο ρυθμός ροής ηλεκτρονίων, από την κάθοδο προς την άνοδο, κυμαίνεται από 1 ως 5 mA στην ακτινοσκόπηση και 100-1000 mA στις κλασικές ακτινογραφίες προβολής, αλλά για πολύ μικρή χρονική διάρκεια, της τάξης των 10-100 msec. Οι τρεις αυτές φυσικές ποσότητες (δυναμικό, ένταση ρεύματος και χρόνος), ρυθμιζόμενες στον πίνακα ελέγχου της γεννήτριας, καθορίζουν την ποιότητα και την ποσότητα της ακτινοβολίας X.

Η κάθοδος είναι η πηγή των ηλεκτρονίων και έχει τη μορφή πηνίου, φτιαγμένου από βολφράμιο. Το πηνίο περιβάλλεται κατάλληλα με ειδικό μεταλλικό εξάρτημα (που βοηθά στην διαμόρφωση εστιασμένης-στενής δέσμης ηλεκτρονίων) και διαρρέεται από ρεύμα εντάσεως περίπου 7Α. Η κάθοδος παράγει δέσμη ηλεκτρονίων με τη διαδικασία της θερμιονικής εκπομπής (ηλεκτρόνια απελευθερώνονται από την θερμαινόμενη κάθοδο). Σε πολλές λυχνίες ακτίνων Χ της ακτινοδιαγνωστικής υπάρχουν δύο πηνία, δηλαδή δύο κάθοδοι, διαφορετικού μεγέθους, για δύο διαφορετικές κατηγορίες διαγνωστικών εξετάσεων.

7.1.4 Το ηλεκτρόδιο άνοδος

Η άνοδος είναι το μεταλλικό ηλεκτρόδιο που συνδέεται με το θετικό πόλο της πηγής και έλκει τα ηλεκτρόνια που απωθεί η κάθοδος με το αρνητικό δυναμικό της. Τα ηλεκτρόνια που βομβαρδίζουν την άνοδο εναποθέτουν την κινητική τους ενέργεια, κυρίως με τη μορφή θερμότητας και λιγότερο με τη μορφή παραγόμενης ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας Χ. Για να αποφευχθεί καταστροφή της ανόδου από τα μεγάλα ποσά θερμότητας πρέπει το υλικό της να είναι ιδιαίτερα ανθεκτικό, όπως το βολφράμιο (W) για τις κλασικές ακτινογραφίες και το ρόδιο (Rh) ή το μολυβδένιο (Mo) για τις μαστογραφίες.



Υπάρχουν στατικές και περιστρεφόμενες άνοδοι. Στις στατικές το βολφράμιο είναι βυθισμένο σε όγκο χαλκού, που αφενός στηρίζει την άνοδο, αφετέρου απομακρύνει τα παραγόμενα ποσά θερμότητας, ως ιδιαίτερα ευθερμαγωγό υλικό. Στατική άνοδο έχουν μικρές ακτινολογικές συσκευές (οδοντιατρικές, φορητές), επειδή είναι περιορισμένης αντοχής.

Η περιστρεφόμενη άνοδος αντέχει μεγαλύτερες θερμοκρασίες – φόρτο χρήσης. Έχει όμως πολυπλοκότερο σχεδιασμό. Η περιστρεφόμενη άνοδος δέχεται, ανά πάσα στιγμή, σε διαφορετικό σημείο της επιφάνειάς της την προσπίπτουσα δέσμη των ηλεκτρονίων, διαχέοντας το ποσό θερμότητας σε μεγαλύτερη επιφάνεια σε σχέση με τη στατική άνοδο. Η ταχύτητα περιστροφής κυμαίνεται από 3000-3600 (χαμηλές ταχύτητες) μέχρι 9000-10000 (υψηλές ταχύτητες) περιστροφές το λεπτό. Ειδική δικλείδα ασφαλείας δεν επιτρέπει να βομβαρδιστεί η άνοδος, αν δεν έχει φτάσει η περιστροφή της άνοδου στη μέγιστη επιθυμητή ταχύτητα. Το ιδιαίτερα ευαίσθητο στη θερμότητα λιπαντικό, του μηχανισμού για την περιστροφή της άνοδου, προστατεύεται με ειδική κατασκευή από μολυβδένιο που είναι δυσθερμαγωγό υλικό.

Η θερμότητα που ακτινοβολείται από την άνοδο με τη μορφή υπέρυθρης ακτινοβολίας απομακρύνεται σε μεγάλο βαθμό από ειδικό σύστημα κυκλοφορούντος ελαίου.

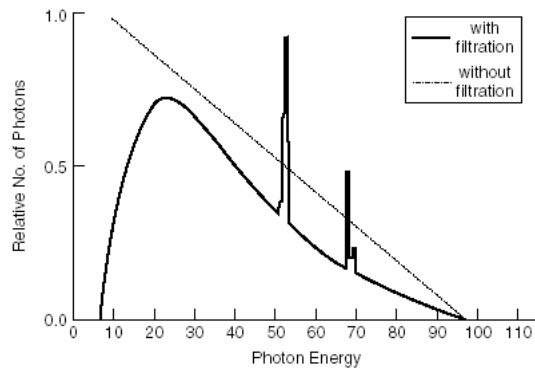
Η άνοδος είναι ουσιαστικά η πηγή των ακτίνων X και για την σωστή απεικόνιση σημαντικοί παράγοντες είναι (α) η γωνία της άνοδου (η κλίση της επιφάνειας της άνοδου ως προς τη διεύθυνση πρόσπτωσης των ηλεκτρονίων – είναι μεγαλύτερη των 90° κατά $7-20^\circ$) και (β) το μέγεθος της εστίας (focal spot size), που όσο μικρότερο είναι, τόσο καλύτερη χωρική διακριτική ικανότητα θα έχει η ακτινογραφία (καλύτερη γεωμετρία, μικρότερη παρασκιά).

7.2 Διαμόρφωση της δέσμης των ακτίνων X

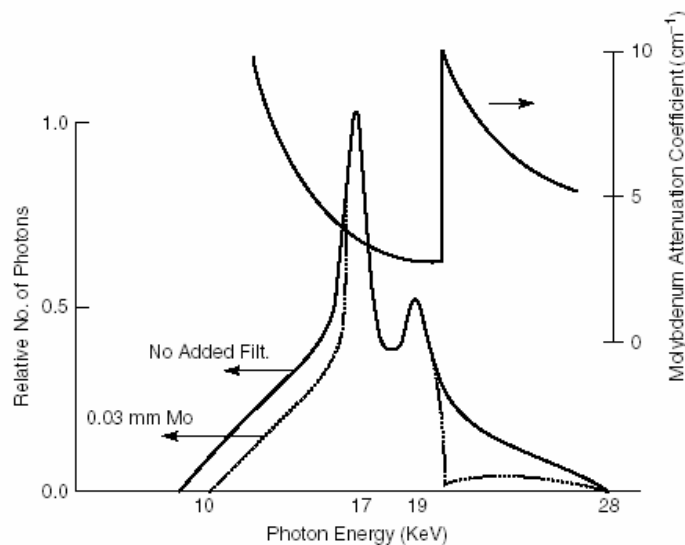
7.2.1 Φίλτρα - Ηθμοί

Όπως αναφέρθηκε σε προηγούμενο κεφάλαιο, φιλτράρισμα είναι η απομάκρυνση μέρους της ακτινοβολίας X, καθώς η δέσμη της περνά μέσα από ένα στρώμα υλικού. Στη λυχνία

παραγωγής τους οι ακτίνες X περνούν από υλικά που αναπόφευκτα βρίσκουν στην πορεία τους (ενσωματωμένα φίλτρα – inherent filtration) αλλά και από υλικά που ο χρήστης εσκεμμένα προσθέτει σε ειδική θήκη, αμέσως μετά την έξοδό τους (added filtration).

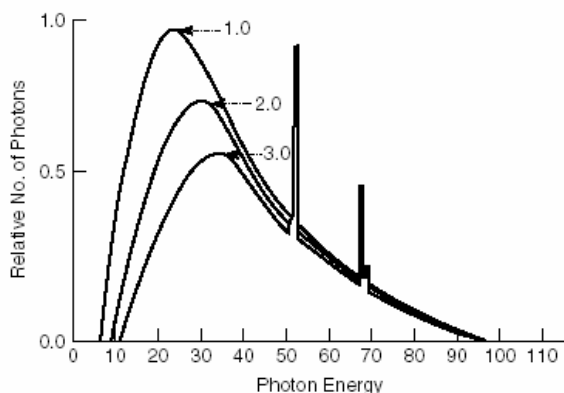


Τα ενσωματωμένα φίλτρα, κυρίως αποκόπτουν από τη δέσμη X τα φωτόνια των μικρών ενεργειών (π.χ. < 15 keV για την κλασική ακτινογραφία και < 5 keV για τη μαστογραφία), ενώ τα πρόσθετα φίλτρα απαλλάσσουν την δέσμη των ακτίνων X, από φωτόνια μικρότερης ή μεγαλύτερης ενέργειας από την επιθυμητή, ώστε η δόση που απορροφάται από τον εξεταζόμενο να είναι η μικρότερη δυνατή.



Στην ακτινοδιαγνωστική, ως πρόσθετα φίλτρα χρησιμοποιούνται κυρίως λεπτά φύλλα αλουμινίου (Al), χαλκού (Cu) ή πλαστικού (ακρυλικά). Στην μαστογραφία

χρησιμοποιούνται λεπτά φύλλα μολυβδένιου και ρόδιου. Ειδικά στην ακτινογραφία θώρακος χρησιμοποιούνται και φίλτρα από υλικά σπανίων γαιών π.χ. erbium.



Στην παράγραφο 6.3.3 αναφέρθηκε πως μέτρο της ενεργού ενέργειας (effective energy) μιας δέσμης ακτίνων X είναι το πάχος ημιεξασθένισης (HVL half value layer) που εκφράζεται συνήθως σε mmAl. Για δεδομένη τιμή των kVp, κάθε πρόσθετο φίλτρο αυξάνει το HVL.

Πάχος Ημιεξασθένισης ιστού, αλουμινίου και μολύβδου για ακτίνες X και γ

Πηγή Φωτονίων	Πάχος Ημιεξασθένισης (mm)		
	Ιστός	Αλουμίνιο	Μόλυβδος
70 keV X-rays (Tl 201)	37	11	0.2
140 keV γ -rays (Tc 99m)	44	18	0.3

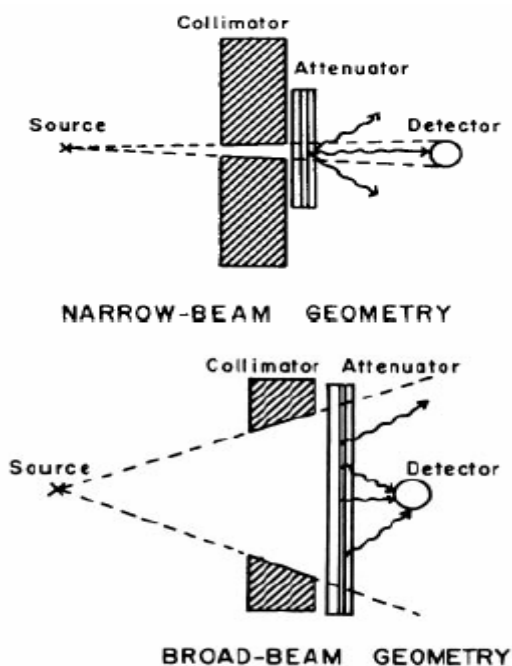
Tc, technetium; Tl, thallium.

Υπάρχουν και τα φίλτρα-ηθμοί αντιστάθμισης (ή εξομοίωσης) που χρησιμοποιούνται για να ακτινοβοληθεί ο ανιχνευτής με πιο ομοιόμορφη δόση έκθεσης. Π.χ. κατά την ακτινογραφία θώρακος, στην έξοδο της λυχνίας, τοποθετείται ένα ειδικό φίλτρο, με μια κάθετη ζώνη μειωμένου πάχους στη μέση της επιφάνειας, που αντισταθμίζει την

αυξημένη απορρόφηση των ακτίνων X από το μεσοθωράκιο σε σχέση με τους γειτονικούς ιστούς.

7.2.2 Κατευθυντές

Οι κατευθυντές προσαρμόζουν το μέγεθος και το σχήμα της κάθετης διατομής της δέσμης των ακτίνων X. Συνήθως είναι τέσσερις παραλληλεπίπεδες λωρίδες μολύβδου, ανά ζεύγη παράλληλες μεταξύ τους, ώστε να περιβάλλουν ως κάδρο την κάθετη διατομή της δέσμης. Η απόσταση των λωρίδων του ενός ζεύγους καθορίζει τη μία διάσταση της διατομής και η απόσταση των λωρίδων του δεύτερου ζεύγους καθορίζει τη δεύτερη διάσταση της επίπεδης διατομής. Οι κατευθυντές βοηθούν να περιοριστεί η ακτινοβολούμενη περιοχή στις απολύτως απαραίτητες διαστάσεις, προστατεύοντας τους γειτονικούς ιστούς από άσκοπη ακτινοβολήση.



Οι λωρίδες μολύβδου απορροφούν τελείως τα περιφερειακά φωτόνια X και αφήνουν να περάσουν και να πέσουν στο σώμα του εξεταζόμενου, μόνο τα φωτόνια που κατευθύνονται προς την επιλεγμένη περιοχή. Μεταξύ παραθύρου εξόδου των ακτίνων X και του κατευθυντή παρεμβάλλεται και ειδικό σύστημα φωτισμού, με κοινή λάμπα φωτεινής ακτινοβολίας και με διαπερατό στις ακτίνες X καθρέφτη, σύστημα που μιμείται

τη γεωμετρία της ακτινοβολίας X και διευκολύνει την ακριβή τοποθέτηση της επιλεγμένης περιοχής του σώματος του εξεταζόμενου, στο κέντρο του κατευθυντή (μαρτυρά την ακριβή θέση του με τη σκιά του από τη φωτεινή ακτινοβολία).

7.3 Παράγοντες που επηρεάζουν την εκπομπή των ακτίνων X

Η εξερχόμενη από τη λυχνία ακτινοβολία X χαρακτηρίζεται από την ποιότητα, την ποσότητα και τη δόση έκθεσης. Η ποιότητα σχετίζεται με τη διεισδυτικότητά της στην ύλη. Τα φωτόνια μεγαλύτερης ενέργειας έχουν μεγαλύτερη τιμή HVL και καλύτερη ποιότητα. Η ποσότητα σχετίζεται με τον αριθμό των φωτονίων που περιέχονται στη δέσμη. Η δόση έκθεσης είναι σχεδόν ανάλογη με τη ροή της ενέργειας, επομένως επηρεάζεται και από την ποιότητα και από τη ποσότητα. Η απόδοση της λυχνίας X, η δόση της έκθεσης, η ποιότητα και η ποσότητα της ακτινοβολίας X καθορίζονται από έξι κύριους παράγοντες:

(α) το υλικό της ανόδου της λυχνίας, (β) τη διαφορά δυναμικού, (γ) την ένταση του ρεύματος, (δ) το χρόνο έκθεσης, (ε) τα φίλτρα και (στ) την κυματομορφή της γεννήτριας.

(α) το υλικό του στόχου (άνοδος) επηρεάζει την «απόδοση» παραγωγής της ακτινοβολίας πέδησης, επειδή η πιθανότητα εκπομπής ακτινοβολίας (εις βάρος της παραγωγής θερμότητας) είναι ανάλογη του ατομικού αριθμού Z του υλικού του στόχου (όταν αυτός βομβαρδίζεται από δέσμη ηλεκτρονίων). Επίσης από το υλικό του στόχου καθορίζονται και οι ενέργειες της χαρακτηριστικής ακτινοβολίας. Δηλαδή το υλικό του στόχου επηρεάζει την ποσότητα της ακτινοβολίας πέδησης και την ποιότητα της χαρακτηριστικής ακτινοβολίας.

(β) Η διαφορά δυναμικού ανόδου-καθόδου (kVp) καθορίζει τη μέγιστη ενέργεια της ακτινοβολίας πέδησης και άρα επηρεάζει την ποιότητα της εξερχόμενης δέσμης. Επιπλέον η απόδοση παραγωγής των ακτίνων X σχετίζεται άμεσα με το δυναμικό και μάλιστα η δόση έκθεσης είναι σχεδόν ανάλογη του τετραγώνου του δυναμικού, για τις ενέργειες της διαγνωστικής ακτινολογίας:

$$\text{Δόση έκθεσης} \propto (\text{kVp})^2.$$

Δηλαδή ακτινοβολία X των 80 kVp δίνει σχεδόν διπλάσια δόση έκθεσης από την ακτινοβολία X των 60 kVp (ίδια ένταση ρεύματος, ίδιος χρόνος έκθεσης), επειδή

$$\left(\frac{80}{60}\right)^2 = 1,78$$

Επομένως αύξηση του kVp αυξάνει και την απόδοση παραγωγής των ακτίνων X και την ποσότητα και την ποιότητα της δέσμης.

(γ) Η ένταση ρεύματος στη λυχνία (mA) είναι ουσιαστικά ο αριθμός των ηλεκτρονίων που ρέουν από την κάθοδο προς την άνοδο στη μονάδα του χρόνου. Η δόση έκθεσης της ακτινοβολίας X που παράγεται στην άνοδο (για δεδομένο kVp και φίλτρο), είναι ανάλογη της έντασης του ρεύματος.

(δ) Ο χρόνος έκθεσης είναι η διάρκεια της παραγωγής της ακτινοβολίας X. Η ποσότητα των φωτονίων X είναι ευθέως ανάλογη του γινομένου της έντασης του ρεύματος και του χρόνου έκθεσης (mAs).

Αλλαγές στα kVp πρέπει να αντισταθμίζονται με τις κατάλληλες αλλαγές στα mAs, για να διατηρηθεί παρόμοια δόση έκθεσης. Βρέθηκε προηγουμένως ότι σε κάθε μονάδα δόσης έκθεσης στα 60 kVp αντιστοιχούν 1,78 μονάδες δόσης έκθεσης στα 80 kVp. Για να επανέλθει το σύστημα στη μία μονάδα δόσης έκθεσης, τα mAs θα πρέπει να ρυθμιστούν στα $1/1,78=0.56$ της αρχικής τους τιμής.

Αν όμως ληφθεί υπόψιν και η εξασθένιση της δέσμης X, καθώς περνά μέσα από το σώμα του εξεταζόμενου (π.χ. 20 cm ιστοί), τότε οι αντιστοιχίες διαμορφώνονται ως

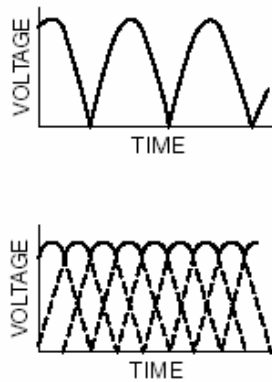
$$\left(\frac{kVp_1}{kVp_2}\right)^5 = \frac{(mAs)_2}{(mAs)_1}$$

Δηλαδή, αν στα 60 kVp αντιστοιχούσαν 40 mAs για μια καλή ακτινογραφία, στα 80 kVp τα mAs θα πρέπει να ρυθμιστούν στην τιμή $\left(\frac{60}{80}\right)^5 \times 40mAs \approx 9,5mAs$

ή περίπου στο $\frac{1}{4}$ της αρχικής τους τιμής. Και αυτό επειδή τα kVp καθορίζουν την ποιότητα, την ποσότητα, αλλά και τη διαπερατότητα των ακτίνων X, μέσα από ένα αντικείμενο, ενώ τα mAs καθορίζουν μόνο την ποσότητα.

(ε) Τα φίλτρα, στην έξοδο της δέσμης των ακτίνων X από τη λυχνία, διαμορφώνουν την ποσότητα και την ποιότητά της, με την επιλεκτική απορρόφηση (δηλαδή απομάκρυνση) των φωτονίων χαμηλής ενέργειας. Δηλαδή μειώνεται ο συνολικός αριθμός των φωτονίων (ποσότητα) και συγχρόνως η μέση (και ενεργός) ενέργεια της δέσμης μετατοπίζεται σε μεγαλύτερη τιμή, αυξάνοντας την ποιότητα.

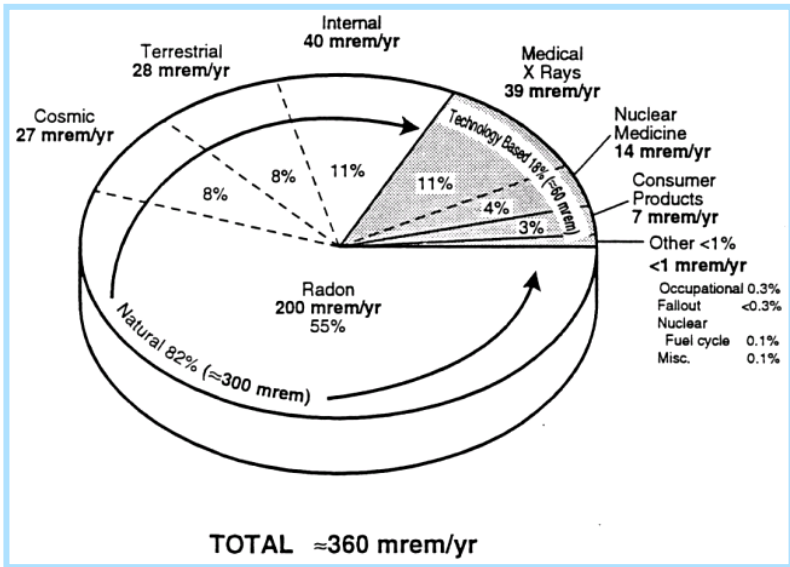
(στ) Η κυματομορφή που δίνει η γεννήτρια επηρεάζει την ποιότητα της ακτινοβολίας X που παράγεται. Μονοφασική γεννήτρια παρέχει χαμηλότερη μέση διαφορά δυναμικού από την αντίστοιχη της τριφασικής ή υψηλής συχνότητας γεννήτριας. Αλλάζοντας τη μονοφασική γεννήτρια σε τριφασική (και διατηρώντας τους άλλους παράγοντες σταθερούς) αυξάνεται και η ποιότητα και η ποσότητα της παραγόμενης ακτινοβολίας X.



Συμπερασματικά: η ποσότητα είναι περίπου ανάλογη του γινομένου

$$Z_{\text{ανόδου}} \times (kVp)^2 (mAs),$$

ενώ η ποιότητα εξαρτάται από τα kVp, την κυματομορφή της γεννήτριας και τα φίλτρα.



8. Επιταχυντές Σωματιδίων

Οι επιταχυντές σωματιδίων παράγουν – δημιουργούν δέσμες ηλεκτρονίων, πρωτονίων και ιόντων με ρυθμιζόμενη κινητική ενέργεια. Οι ιατρικές εφαρμογές είναι δύο ειδών:

α) για ακτινοβολήση ιστών.

Γραμμικός επιταχυντής, βήτατρο ή βητατρόνιο και συγχροτρόνιο πρωτονίων χρησιμοποιούνται στη θεραπεία καρκίνου

β) για την παραγωγή ραδιο-ισοτόπων, που χρησιμοποιούνται στην ακτινοδιάγνωση και ακτινοθεραπεία, «δουλεύει» το κύκλοτρο ή κυκλοτρόνιο.

Η βασική αρχή λειτουργίας των επιταχυντών βασίζεται στην αλληλεπίδραση των φορτισμένων σωματιδίων με ηλεκτρικά και μαγνητικά πεδία.



Σε γενικές γραμμές ένας επιταχυντής περιέχει τα εξής μέρη:

I) μια πηγή ηλεκτρονίων ή ιόντων

II) ένα διαχωριστή μάζας, δηλαδή ένα μαγνήτη (τοποθετημένο στην έξοδο της πηγής), που αναλύει και διαχωρίζει τα ιόντα ανάλογα με τη μάζα τους

- III) έναν αερόκενο σωλήνα, κατά μήκος του οποίου επιταχύνονται τα ιόντα
- IV) συνεχές ή εναλλασσόμενο ηλεκτρικό πεδίο για την επιτάχυνση των φορτισμένων σωματιδίων
- V) μαγνήτη που αλλάζει (κατά το επιθυμητό) τη διεύθυνση της ταχύτητας των φορτισμένων σωματιδίων, όπως επίσης εστιάζει τη δέσμη τους
- VI) ένα πολύπλοκο σύστημα ελέγχου για όλες τις βαθμίδες λειτουργίας του επιταχυντή

8.1 Πηγή ιόντων του επιταχυντή

Θετικά φορτισμένα ιόντα παράγονται κατά τον ιοντισμό ουδέτερων ατόμων. Όταν ένα ηλεκτρόνιο προσπέσει σε ουδέτερο άτομο, είναι πολύ πιθανό το άτομο να ιοντισθεί, δηλαδή να χάσει ένα από τα ηλεκτρόνια του, αρκεί η δεσμευτική ενέργεια του «προϊόντος» ηλεκτρονίου να είναι μικρότερη της κινητικής ενέργειας του προσπίπτοντος.

Αν η σύγκρουση συμβεί μέσα σε ηλεκτρικό πεδίο, τα ηλεκτρόνια θα κατευθυνθούν προς την κάθοδο (θετικά φορτισμένη), ενώ τα θετικά ιόντα θα κατευθυνθούν προς την άνοδο.

Συνήθως τα ουδέτερα άτομα της πηγής ανήκουν σε αέριο (πχ. Ar) και τα προσπίπτοντα ηλεκτρόνια πηγάζουν από θερμαινόμενη κάθοδο (θερμιονική εκπομπή) από βολφράμιο, που αντέχει σε υψηλές θερμοκρασίες.

Κατάλληλα προσαρμοσμένο εξωτερικό μαγνητικό πεδίο, καθοδηγεί τα ελαφρά ηλεκτρόνια και τα συγκρατεί στο χώρο που ενδιαφέρει μέχρι να αποδώσουν όσο μέρος της κινητικής τους ενέργειας έχει προβλεφθεί.

Ένα επιπλέον ηλεκτρικό πεδίο (συνήθως με διεύθυνση κάθετη ως προς αυτό που δημιουργήσε και επιτάχυνε τα αρχικά ηλεκτρόνια) αποσπά τα παραγόμενα θετικά ιόντα και τα οδηγεί στη διάταξη της επιτάχυνσής τους.

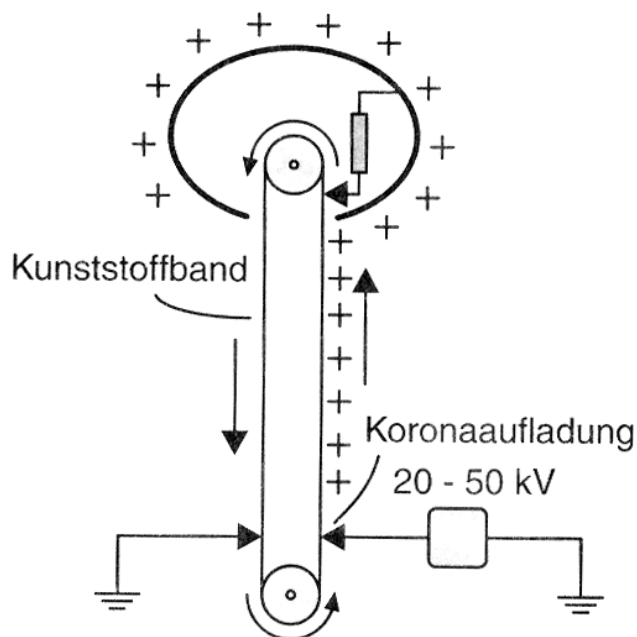
Εάν πρέπει να επιταχυνθούν ιόντα στερεού σώματος, παρεμβάλλεται ένα ακόμη στάδιο στη διαδικασία: προσδίδεται ικανή κινητική ενέργεια στα θετικά ιόντα του αερίου και οδηγούνται σε σύγκρουση με το στερεό σώμα. Με τη σύγκρουση, ηλεκτρόνια των ατόμων του στερεού αποκτούν αρκετή κινητική ενέργεια ώστε να απομακρυνθούν από το

άτομο και τα εναπομείναντα θετικά ιόντα του στερεού υλικού να μπορούν να αποσπασθούν με κατάλληλο ηλεκτρικό πεδίο.

8.2 Επιταχυντής Van de Graaff

Στον επιταχυντή Van de Graaff ηλεκτροστατικό πεδίο επιταχύνει τα ιόντα (κυρίως πρωτόνια και ιόντα He, που εκπέμπονται από την πηγή) κατά μήκος του αερόκενου σωλήνα.

Το ηλεκτρικό πεδίο δημιουργείται από ένα υψηλό δυναμικό V και η κινητική ενέργεια που αποκτούν τα ιόντα είναι qV , όπου q το φορτίο τους.



Van-de-Graaff-Generator

Η δημιουργία του υψηλού δυναμικού V (μέχρι και 10 MV) γίνεται με τη μεταφορά ηλεκτρικών φορτίων (με ατέρμονα ιμάντα από μονωτικό υλικό) σε κοίλο σφαιρικό ηλεκτρόδιο.

Ο ιμάντας περιστρέφεται γρήγορα με τη βοήθεια δύο κυλίνδρων. Το ένα του άκρο «απορροφά» τα θετικά φορτία από την πηγή τους (με εκκένωση αίγλης) και τα οδηγεί στο

εσωτερικό σφαιρικής μεταλλικής επιφάνειας, που βρίσκεται στο άλλο άκρο του. Τα φορτία συσσωρεύονται στο εξωτερικό μέρος της σφαιρικής επιφάνειας και το εσωτερικό της παραμένει συνεχώς χωρίς ηλεκτρικό πεδίο, έτοιμο να δεχθεί νέα θετικά φορτία, καθώς δεν τα απωθεί.

Επόμενο βήμα είναι η επιτάχυνση των θετικών φορτίων που ξεκινούν από τη φορτισμένη μεταλλική σφαίρα και κατευθύνονται προς ένα γειωμένο στόχο, μέσω αερόκενου σωλήνα.

Επιταχυντές Van de Graaf χρησιμοποιούνται σήμερα ευρέως για ανάλυση υλικών και φασματομετρία.

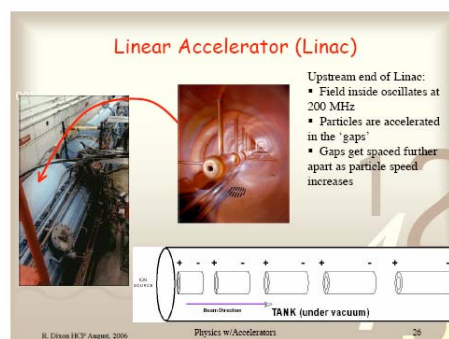
Υπάρχει και ο «διπλός» επιταχυντής Van de Graaf με δύο βαθμίδες στη διαδικασία της επιτάχυνσης, όπου η κινητική ενέργεια των σωματιδίων μπορεί να φτάσει τα 30 MeV και βρίσκει εφαρμογή κυρίως στη φασματογραφία μάζας.

8.3 Επιταχυντές εναλλασσόμενου δυναμικού

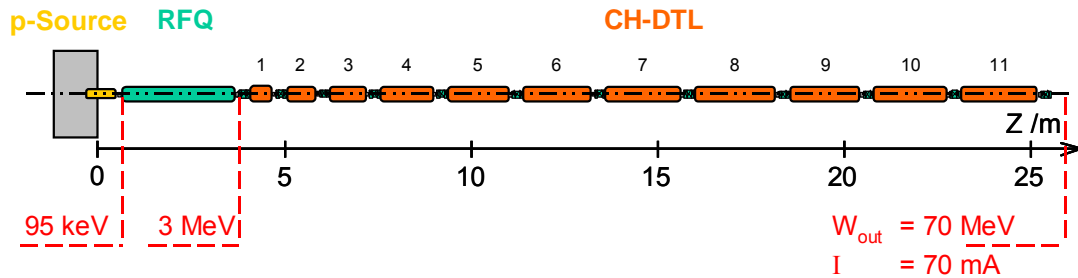
Το χαρακτηριστικό αυτών των επιταχυντών είναι ότι το ηλεκτρικό πεδίο που επιταχύνει τα φορτισμένα σωματίδια αλλάζει με το χρόνο (εναλλασσόμενο).

8.3.1 Γραμμικός επιταχυντής

Ένα ηλεκτρικό πεδίο εναλλασσόμενο (με συχνότητα ραδιοκυμάτων) μπορεί να συμβάλλει στην επίτευξη τιμών επιτάχυνσης σωματιδίων, αρκετά μεγαλύτερων από τις αντίστοιχες του στατικού πεδίου.



Ο γραμμικός επιταχυντής (linear accelerator - linac) αποτελείται από μια σειρά κοίλων μεταλλικών σωλήνων με κοινό κεντρικό άξονα. Οι σωλήνες με μονό αριθμό στη διάταξη, είναι ηλεκτρικά συνδεδεμένοι με τον ένα πόλο του δυναμικού, ενώ οι αντίστοιχοι με ζυγό αριθμό, συνδέονται με τον άλλο πόλο.



Η δέσμη των φορτισμένων σωματιδίων περνά μέσα από τους σωλήνες και επιταχύνεται στο μεσοδιάστημά τους. Οι δυναμικές γραμμές του πεδίου είναι πάντα παράλληλες με το διάνυσμα της ταχύτητας κατά τη διάρκεια που τα σωματίδια διανύουν μεσοδιαστήματα. Οι δυναμικές γραμμές του πεδίου γίνονται αντι-παράλληλες κατά το διάστημα που τα σωματίδια διανύουν το εσωτερικό των σωλήνων, που δρα ως κλωβός Faraday, δηλαδή είναι χωρίς ηλεκτρικό πεδίο.

Όσο τα σωματίδια κερδίζουν ταχύτητα, για να διατηρηθεί ο συγχρονισμός, η απόσταση των σωλήνων μεταξύ τους αυξάνεται, όπως αυξάνεται βαθμιαία και το μήκος των σωλήνων.

Πρόσθετα εξωτερικά μαγνητικά πεδία κρατούν τη δέσμη των σωματιδίων συγκεντρωμένη.

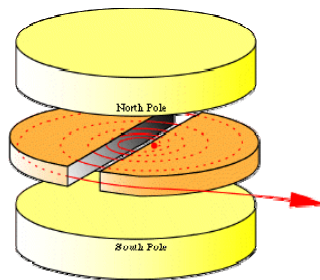
Οι γραμμικοί επιταχυντές επιταχύνουν κυρίως ηλεκτρόνια, που η ταχύτητά τους φτάνει την ταχύτητα του φωτός. Η κινητική τους ενέργεια γίνεται 20 GeV , όταν το μήκος του επιταχυντή είναι περίπου 3 km .

Στην Ιατρική (ακτινοθεραπεία) βρίσκουν εφαρμογή μικρότεροι γραμμικοί επιταχυντές που δίνουν κινητική ενέργεια στα ηλεκτρόνια μερικά MeV . Συνήθως τα ηλεκτρόνια

οδηγούνται σε κατάλληλο στόχο και από τη σύγκρουση «γεννιούνται» ακτίνες X, κατάλληλες για ακτινοβολήση εσωτερικών ιστών του ασθενή. Χρησιμοποιούνται όμως και οι ίδιες οι δέσμες των ηλεκτρονίων για θεραπεία επιφανειακών ιστών.

8.3.2. Κύκλοτρο (ή κυκλοτρόνιο)

Το κύκλοτρο είναι επιταχυντής φορτισμένων σωματιδίων με εναλλασσόμενο ηλεκτρικό πεδίο ραδιοσυχνότητας. Η βασική διαφορά με τον γραμμικό είναι ότι επιταχύνει τα σωματίδια σε κυκλικές τροχιές. Αυτό επιτυγχάνεται με την εφαρμογή σταθερού εξωτερικού μαγνητικού πεδίου, του οποίου οι δυναμικές γραμμές έχουν διεύθυνση κάθετη στο διάνυσμα της ταχύτητας των σωματιδίων. Το μαγνητικό πεδίο έντασης B , εξασκεί δύναμη Lorentz (F) σε κάθε κινούμενο φορτίο με ταχύτητα v .

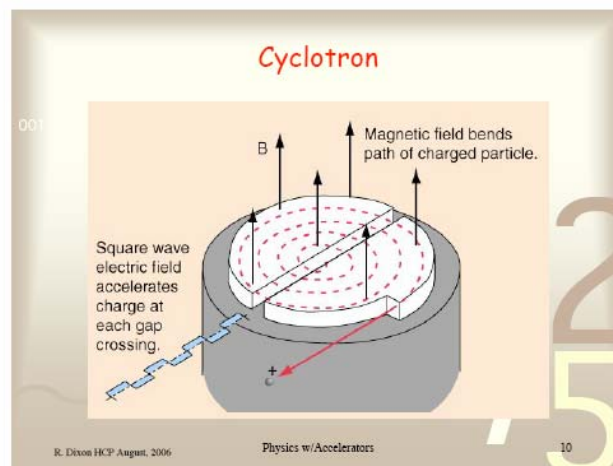


Αν η ταχύτητα και το πεδίο είναι κάθετα μεταξύ τους διανύσματα, τότε η διεύθυνση της δύναμης [$F = q(v \times B)$] είναι κάθετη στο επίπεδο των v και B και έχει φορά που εξαρτάται από το πρόσημο του φορτίου του σωματιδίου.

Ο επιταχυντής αποτελείται από τον μαγνήτη, ανάμεσα στους πόλους του οποίου είναι τοποθετημένα τα δύο ηλεκτρόδια της εναλλασσόμενης πηγής, που έχουν σχήμα D (dees). Το κάθε ηλεκτρόδιο είναι δηλαδή το μεταλλικό κέλυφος (κοίλο) ημισφαιρικής τομής.

Η πηγή των ιόντων τοποθετείται στο κέντρο του μαγνητικού πεδίου και τα παραγόμενα ιόντα επιταχύνονται στο χώρο μεταξύ των 2 dees. Το ηλεκτρικό πεδίο ταλαντώνεται με συχνότητα ραδιοκυμάτων. Μετά τη φάση της επιτάχυνσης ακολουθεί η φάση της επιβράδυνσης, δηλαδή αλλαγή της πολικότητας των ηλεκτροδίων και αναστροφή της διεύθυνσης του ηλεκτρικού πεδίου. Εν τω μεταξύ τα ιόντα έχουν διανύσει ημικυκλική

τροχιά στο εσωτερικό του ενός D (χώρου απαλλαγμένου από ηλεκτρικό πεδίο) και εξερχόμενα έλκονται πλέον από το απέναντι ηλεκτρόδιο.



Η διαδικασία επαναλαμβάνεται συνεχώς και τα σωματίδια διαγράφουν σπειροειδή τροχιά όλο και μεγαλύτερης ακτίνας όσο επιταχύνονται. Όταν η τροχιά τους αποκτήσει τη μέγιστη επιτρεπόμενη ακτίνα R , τα σωματίδια έχουν και τη μεγαλύτερη ταχύτητα, δηλαδή μέγιστη κινητική ενέργεια.

Η κεντρομόλος δύναμη

$$F_{\text{κεντρ}} = \frac{mv^2}{r} = qvB_0 = F_{\text{Lorentz}}$$

όπου v η ταχύτητα και q το φορτίο του σωματιδίου, B_0 η ένταση του μαγνητικού πεδίου και r η εκάστοτε ακτίνα της κυκλικής τροχιάς.

Η συχνότητα περιστροφής $f = \frac{v}{2\pi r}$, δηλαδή $f = \frac{qB_0}{2\pi m}$, σχέση από την οποία συμπεραίνεται ότι ο χρόνος για μια περιστροφή των σωματιδίων είναι ανεξάρτητος από το μέγεθος της ακτίνας.

Η δε μέγιστη ταχύτητα $U_{\text{max}} = \frac{qB_0 R}{m}$

Ως ιατρική εφαρμογή, το κύκλοτρο είναι σημαντικό βοήθημα για την παραγωγή ραδιο-ισοτόπων. Τα σωματίδια (π.χ. πρωτόνια) που εξέρχονται από το κύκλοτρο οδηγούνται σε κατάλληλο υλικό-στόχο που περιέχει τους πατρικούς πυρήνες, προξενούν πυρηνική αντίδραση και παράγουν το επιθυμητό (θυγατρικό) ραδιο-ισότοπο.

Στο σύγχρονο κύκλοτρο ο μαγνήτης είναι πλέον υπεραγώγιμος και το μαγνητικό πεδίο ιδιαίτερα ισχυρό.

Κύκλοτρο μπορεί να επιταχύνει πρωτόνια σε ενέργειες της τάξης των 10 MeV, σε μαγνητικά πεδία των 5 T και ακτίνες περιστροφής περίπου 10 cm.

8.4 Επιταχυντές Συγχρονισμού

8.4.1 Βήτατρο

Το βήτατρο ή βητατρόνιο είναι επίσης κυκλικός επιταχυντής σχεδιασμένος για να επιταχύνει ηλεκτρόνια μέχρι και 20 MeV. Τα ηλεκτρόνια περιστρέφονται σε σταθερή κυκλική τροχιά με τη βοήθεια μεταβαλλομένου μαγνητικού πεδίου και επιταχύνονται με ηλεκτρεγερτική δύναμη που επάγεται από μεταβαλλόμενη μαγνητική ροή που περνά κάθετα μέσα στην κυκλική τροχιά. Δηλαδή η λειτουργία του βήτατρου στηρίζεται στην ίδια αρχή με αυτήν του μετασηματιστή.

Συνήθως βητατρόνια χρησιμοποιούνται για την παραγωγή ακτίνων X, από την πρόσκρουση δέσμης ηλεκτρονίων στο υλικό-στόχο.

8.4.2 Συγχρο-κύκλοτρο

Το συγχρο-κύκλοτρο είναι εξέλιξη του κύκλοτρο με στόχο την επίτευξη ακόμη μεγαλύτερης κινητικής ενέργειας.

Όταν τα σωματίδια επιταχυνθούν σε ενέργειες που άπτονται της θεωρίας της σχετικότητας, η μάζα τους αυξάνεται. Επομένως η συχνότητα περιστροφής πρέπει να

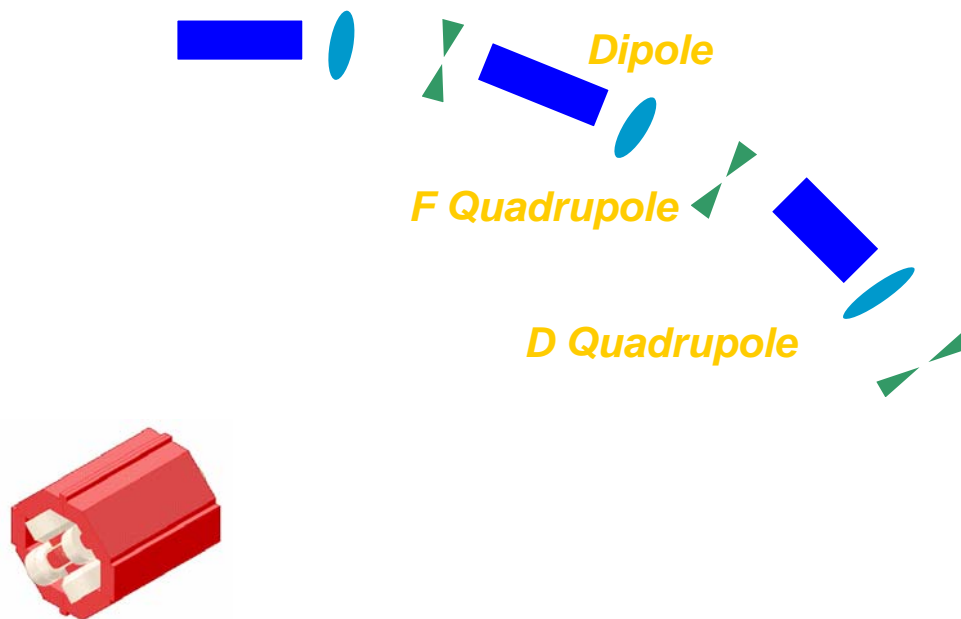
μεταβάλλεται προσαρμοζόμενη στην νέα τιμή της μάζας του σωματιδίου, ώστε να εξακολουθούν να διατηρούνται συνθήκες ισορροπίας.

Το σύγχρο-κύκλωτρο μπορεί να επιταχύνει πρωτόνια σε ενέργειες της τάξης του 1 GeV. Για περαιτέρω αύξηση της κινητικής ενέργειας, το κόστος κατασκευής επιταχυντή γίνεται απαγορευτικό.

8.4.3 Σύγχροτρο

Το σύγχροτρο είναι σήμερα ο πιο διαδεδομένος κυκλικός επιταχυντής ηλεκτρονίων, πρωτονίων και βαρύτερων ιόντων.

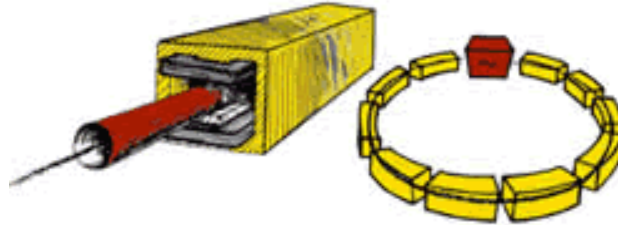
Τα κύρια μέρη του σύγχροτρου είναι διπολικοί και τετραπολικοί μαγνήτες και κοίλες επιφάνειες-φορείς, όπου επιταχύνονται τα σωματίδια.



Ο ρόλος των διπολικών μαγνητών είναι να καθοδηγούν τα σωματίδια στην καθορισμένη κυκλική τροχιά.

Μεταξύ δύο κυκλικών διατάξεων παρεμβάλλονται ευθύγραμμα τμήματα, όπου τα σωματίδια επιταχύνονται διαπερνώντας κοίλους κυλίνδρους συντονισμένους με υψηλής

συχνότητας εναλλασσόμενα ηλεκτρικά πεδία, όπως στους γραμμικούς επιταχυντές. Τα ευθύγραμμα τμήματα περιβάλλονται με τα πεδία των τετραπολικών μαγνητών, που διατηρούν συγκεντρωμένη τη δέσμη των σωματιδίων σε αμφότερα το κατακόρυφο και το οριζόντιο επίπεδο.



Στο σύγχροτρο «ενίονται» διαδοχικές ομάδες φορτισμένων σωματιδίων που έχουν ήδη επιταχυνθεί, ως ένα βαθμό, από προηγούμενο, απλούστερο επιταχυντή.

Στο σύγχροτρο, μετά από 100000 περιστροφές, βαριά ιόντα μπορούν να επιταχυνθούν ακόμη και σε ταχύτητες του 80% της ταχύτητας του φωτός. Όπως αναφέρθηκε και προηγουμένως, ιδίως στο σύγχροτρο, πρέπει να ρυθμίζεται-προσαρμόζεται **και** η συχνότητα περιστροφής των σωματιδίων **και** η ένταση των μαγνητικών πεδίων, ανάλογα με τη μεταβολή της μάζας στις πολύ μεγάλες ταχύτητες, για να διατηρείται σταθερή η ακτίνα της περιστροφικής κίνησης (στο απλό κύκλοτρο δεν ενοχλεί η αύξηση της ακτίνας περιστροφής των σωματιδίων και το μαγνητικό πεδίο παραμένει σταθερό).

Τα σύγχροτρα μπορούν σήμερα να επιταχύνουν σωματίδια και μέχρι 1 TeV (10^{12} eV).

Στην Ιατρική σύγχροτρο παράγει δέσμη πρωτονίων ή βαρύτερων ιόντων αρκετής κινητικής ενέργειας για την ακτινοβολήση καρκινικών όγκων.

8.5 Συνοπτικά

Οι επιταχυντές είναι συσκευές για την αύξηση της ενέργειας φορτισμένων σωματιδίων. Χρησιμοποιούν μαγνητικά πεδία για να διαμορφώνουν (εστίαση και παρέκκλιση) την πορεία των σωματιδίων.

Χρησιμοποιούν ηλεκτρικά πεδία για να επιταχύνουν τα σωματίδια.

Είδη επιταχυντών:

(α) Επιταχυντές ηλεκτροστατικού πεδίου

- Cockcroft-Walton (επιταχύνονται πρωτόνια μέχρι 2 MeV)
- Van de Graaf (επιταχύνονται πρωτόνια μέχρι 10 MeV)
- Van de Graaf διπλής δράσης (πρωτόνια μέχρι 20 MeV)

(β) Επιταχυντές συντονισμού

- Κύκλοτρο ή κυκλοτρόνιο (πρωτόνια μέχρι 25 MeV)
- Γραμμικός επιταχυντής
 - (i) για ηλεκτρόνια (100 MeV ως 50 GeV)
 - (ii) για πρωτόνια (μέχρι 70 MeV)

(γ) Επιταχυντές συγχρονισμού

- Συγχροκύκλοτρο (πρωτόνια μέχρι 750 MeV)
- Σύγχροτρο πρωτονίων (μέχρι 900 GeV)
- Σύγχροτρο ηλεκτρονίων (50 MeV μέχρι 90 GeV)

(δ) Επιταχυντές αποθηκευτικού δακτυλίου (για συγκρούσεις)

8.5.1 Επιταχυντές ηλεκτροστατικού πεδίου

Παρέχουν μεγάλη διαφορά δυναμικού μεταξύ δύο ηλεκτροδίων.

Τα φορτισμένα σωματίδια επιταχύνονται κατά μήκος του πεδίου.

8.5.2 Επιταχυντές συντονισμού

Χρησιμοποιούν εναλλασσόμενο δυναμικό, που φορτίζει τα ηλεκτρόδια (δύο στο κύκλοτρο, περισσότερα στον γραμμικό) εναλλάξ, με συχνότητα εναρμονισμένη με την ταχύτητα των φορτισμένων σωματιδίων, έτσι ώστε το κάθε επόμενο ηλεκτρόδιο να έλκει και να επιταχύνει τα σωματίδια.

Στην επιτάχυνση των σωματιδίων υπάρχει ένα όριο που τίθεται με την αύξηση της μάζας τους, όπως περιγράφει η θεωρία της σχετικότητας.

Στην Νευτώνια μηχανική

$$\text{ορμή } p = mv \quad (\text{μάζα επί ταχύτητα})$$

Στη Σχετικότητα

$$p = mv\gamma$$

$$\text{όπου } \gamma = \frac{1}{\sqrt{1 - \left(\frac{v}{c}\right)^2}} \quad \text{με } c \text{ την ταχύτητα του φωτός}$$

$$\text{και } E = mc^2\gamma$$

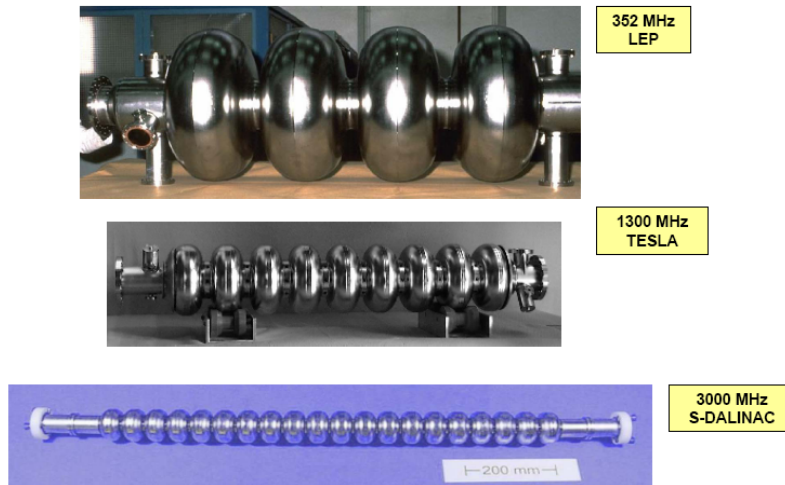
Δηλαδή, όταν η ταχύτητα ενός σωματιδίου πλησιάζει την ταχύτητα του φωτός, η μάζα του «φαίνεται» σημαντικά μεγαλύτερη.

Τα ηλεκτρόνια αποκτούν το 98% της ταχύτητας του φωτός στη σχετικά μικρή κινητική ενέργεια των 2 MeV.

Επομένως το κύκλοτρο και ο απλός γραμμικός επιταχυντής δεν λειτουργούν για την επιτάχυνση ηλεκτρονίων.

Ως γραμμικός επιταχυντής ηλεκτρονίων χρησιμοποιείται διάταξη «κοιλότητας αντηχείου» με φορέα κατάλληλο ηλεκτρομαγνητικό κύμα.

8.5.3 Επιταχυντές συγχρονισμού



Συγχο-κύκλωτρο: το μαγνητικό πεδίο διατηρείται σταθερό
η συχνότητα μειώνεται

Σύγχροτρο:

- το μαγνητικό πεδίο αυξάνεται
- η συχνότητα - είναι σταθερή για τα ηλεκτρόνια
- είναι μεταβαλλόμενη για τα πρωτόνια
- η ακτίνα περιστροφής διατηρείται σταθερή

