

1. Εισαγωγή

Κατάγμα είναι η τέλεια ή ατελής λύση της συνεχείας του οστού, οποιασδήποτε αιτιολογίας, και σε οποιοδήποτε σημείο του σώματος. Ο κίνδυνος εμφάνισης κατάγματος αυξάνεται σε άτομα τα οποία πάσχουν από μεταβολικά νοσήματα των οστών, όπως η οστεοπόρωση, αλλά και σε ασθενείς με υποβόσκουσα παθολογία όπως η κακοήθεια. Ως οστεοπορωτικά κατάγματα ή κατάγματα ευθραυστότητας, ορίζονται, τα κατάγματα χαμηλής ενέργειας και αποτελούν μια από τις σημαντικότερες προκλήσεις για τη δημόσια υγεία, διεθνώς [1].

Οι ηλικιωμένοι, στους οποίους εμφανίζονται συχνότερα τα κατάγματα αυτά, αποτελούν την ταχύτερα αναπτυσσόμενη ηλικιακή ομάδα και κατά συνέπεια ο ετήσιος αριθμός καταγμάτων ευθραυστότητας θα αυξηθεί σημαντικά με την αύξηση του μέσου όρου ζωής [2]. Η διάγνωση αυτών των καταγμάτων καθώς και η διαφοροδιάγνωση τους από τα κακοήθη κατάγματα είναι μια πρόκληση για τον ακτινολόγο και θα στηριχθεί κλινικά τόσο στα υποκειμενικά ευρήματα (πόνος, οίδημα, λειτουργική έκπτωση) όσο και στα αντικειμενικά ευρήματα. Στα αντικειμενικά ευρήματα ανήκουν, μεταξύ άλλων, οι τεχνικές απεικόνισης (Εικόνα 1.1) οι οποίες είναι διαθέσιμες στις μέρες μας για την αξιολόγηση του σκελετού και οι οποίες περιλαμβάνουν την απλή ακτινογραφία, το μαγνητικό συντονισμό (MRI), την αξονική τομογραφία (CT), το σπινθηρογράφημα οστών και την υπερηχοτομογραφία (US) [3,5].

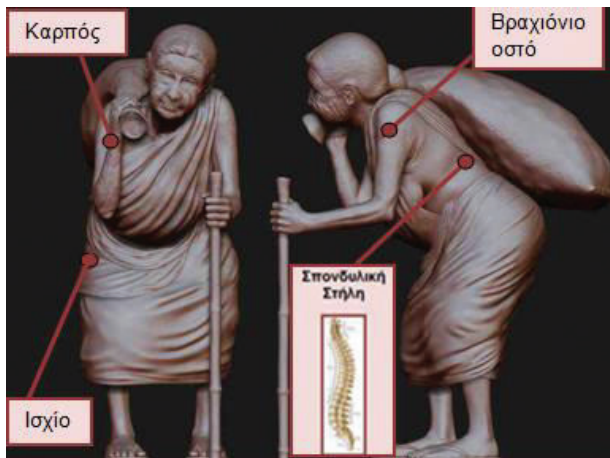
2. Οστεοπόρωση

Η οστεοπόρωση, η πλέον συνήθης νοσολογική οντότητα των οστών (Rizer, 2006) [2], είναι το σκελετικό σύνδρομο που χαρακτηρίζεται από μείωση της οστικής αντοχής και αύξηση του κινδύνου κατάγματος. Η γήρανση είναι μόνο ένας από τους παράγοντες που συμβάλλουν στην ανάπτυξη της οστεοπόρωσης. Η γενετική, η κακή διατροφή, η ανεπάρκεια ασβεστίου και βιταμίνης D, η έλλειψη φυσικής δραστηριότητας, η κατανάλωση αλκοόλ, το κάπνισμα, η μείωση της παραγωγής ορμονών του φύλου, καθώς και ορισμένα φάρμακα συμβάλλουν στην αυξημένη σκελετική ευθραυστότητα. Τα οστεοπορωτικά κατάγματα είναι μια συχνή και σημαντική αιτία ανικανότητας και επιβάρυνσης των δημοσίων ταμείων στον αναπτυσσόμενο κόσμο. Ενθαρρυντικό είναι ότι, τα οστεοπορωτικά κατάγματα μπορούν σήμερα να προληφθούν με τεχνικές απεικόνισης όπως η απλή ακτινογραφία, η Απορροφησιμετρία Διπλοενεργειακής Δέσμης Ακτινών Χ (Dual Energy X-ray Absorptiometry, DXA), η μορφομετρία των σπονδύλων (Vertebral Fracture Assessment, VFA), η ποσοτική υπολογιστική τομογραφία (Quantitative Computed Tomography, QCT) και η ποσοτική υπερηχοτομογραφία (Quantitative Ultrasonography, QUS) [2].

Οι περισσότεροι ασθενείς με κατάγματα ανεπάρκειας είναι άνω των 60 ετών. Η μέση ηλικία κυμαίνεται από 62 έως 74 έτη ζωής ενώ οι γυναίκες είναι εκείνες οι οποίες, κατά κύριο λόγο, επηρεάζονται ιδιαίτερα στην μετεμμηνοπαυσιακή ηλικία. Κατά μέσο όρο, τα κατάγματα ανεπάρκειας υπολογίζεται να

Εικ. 1.1 Σχηματική παράσταση απεικονιστικών τεχνικών καταγμάτων ευθραυστότητας. (Ιδία επεξεργασία).





Εικ. 2.1 Σημεία εντόπισης καταγμάτων ευθραυστότητας. (Ιδία επεξεργασία).

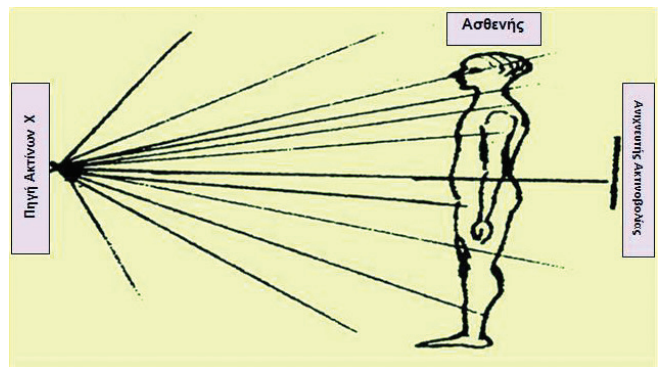
εμφανιστούν σε 1 έως 5% του πληθυσμού, ανάλογα με τον πληθυσμό αναφοράς. Στους περισσότερους ασθενείς, τα κατάγματα ανεπάρκειας επιλύονται ή βελτιώνονται σημαντικά με συντηρητική αγωγή [1]. Τα «κατάγματα ευθραυστότητας» συνήθως προκύπτουν από ένα χαμηλής ενέργειας τραύμα όπως μια πτώση εξ ιδίου ύψους, όμως σε ένα οστεοπορωτικό οστό, κατάγμα μπορεί να εμφανιστεί απουσία τραύματος γεγονός που οφείλεται στην έλλειψη οστικής μικροαρχιτεκτονικής [3,4].

Οι τεχνικές απεικόνισης διαδραματίζουν καταλυτικό ρόλο στην αξιολόγηση της κατάστασης των οστών από τη διάγνωση και το χαρακτηρισμό των καταγμάτων έως την αξιολόγηση της ποιότητας του οστού [5].

Λόγω της ανάγκης για καλύτερη οπτικοποίηση των καταγμάτων πριν την θεραπευτική προσέγγιση, έχουν αναπτυχθεί διάφορες δυσδιάστατες και τρισδιάστατες απεικονιστικές τεχνικές με κυριότερες την απλή ακτινογραφία (X-rays), την αξονική τομογραφία (Computed Tomography, CT), το μαγνητικό συντονισμό (Magnetic Resonance Imaging, MRI), το σπινθηρογράφημα οστών (Single Photon Emission Computed Tomography, SPECT) και την υπερηχοτομογραφία (Ultrasonography, US). Κάποιες από τις πιο κοινές εντοπίσεις (Εικόνα 2.1) των καταγμάτων ευθραυστότητας είναι το ισχίο, η σπονδυλική στήλη, ο καρπός και ο ώμος [3].

3. Απεικονιστικές μέθοδοι καταγμάτων ευθραυστότητας

Η επιθυμία για βελτίωση της ποιότητας και του προσδόκιμου ζωής, σε συνδυασμό με την τεχνολογική πρόοδο οδήγησε στην ανάπτυξη τεχνικών απεικόνισης του ανθρωπίνου σώματος. Στόχο κάθε θεραπευτικής προσέγγισης αποτελεί η επαναφορά του ασθενούς στη προ-παθολογίας κατάσταση υγείας. Οι τεχνικές αυτές στοχεύουν στη διευκόλυνση



Εικ. 3.1 Απαραίτητα στοιχεία απεικόνισης ακτίνων Χ: πηγή ακτίνων Χ, αντικείμενο (ασθενής) και ένας ανιχνευτής ακτινοβολίας. (Τροποποιημένο από Carlsson & Carlsson, 1996) [7].

της διάγνωσης της εκάστοτε παθολογίας, προκειμένου να είναι εφικτή η θεραπευτική παρέμβαση, έτσι ώστε ο ασθενής να ανακτήσει το επίπεδο λειτουργικότητάς του [6]. Για την κατανόηση των αρχών λειτουργίας αλλά και του τρόπου εκτέλεσης των απεικονιστικών μεθόδων, κρίνεται επιτακτικό το αίτημα γνώσης της βασικής φυσικής αλλά και του τρόπου αλληλεπίδρασης του φάσματος της ακτινοβολίας με την ύλη, καθώς επίσης και του τρόπου παραγωγής της τελικής εικόνας [4].

3.1 Βασική φυσική απεικόνισης ακτίνων Χ

Στην διαγνωστική ακτίνων Χ αξιοποιείται η ακτινοβολία, η οποία είτε διαπερνά το ακτινοβολημένο αντικείμενο, είτε απορροφάται από αυτό. Η ακτινοβολία η οποία διαπερνά το αντικείμενο (ασθενή) είναι και εκείνη η οποία μας δίνει την τελική ακτινογραφική εικόνα. Μια εικόνα ακτίνων Χ δείχνει τις μεταβολές στη μετάδοση της ακτινοβολίας ανάλογα με το πάχος, την πυκνότητα και την ατομική σύνθεση του ιστού τον οποίο διαπερνά. Στην Εικόνα 3.1, εμφανίζονται τα απαραίτητα στοιχεία για την απεικόνιση ακτίνων Χ [7].

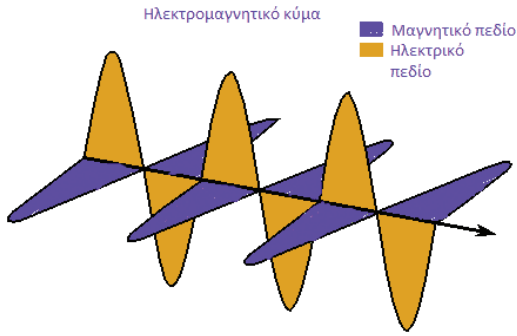
3.2 Ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία

Η ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία αποτελείται από ταλαντώσεις ηλεκτρικών και μαγνητικών πεδίων. Ένα ηλεκτρομαγνητικό κύμα δεν απαιτεί μέσο για τη διάδοση, δηλαδή, μπορεί να ταξιδέψει στο κενό, καθώς και μέσω της ύλης. Στο απλοποιημένο διάγραμμα της Εικόνας 3.2, το μήκος κύματος του ηλεκτρομαγνητικού κύματος απεικονίζεται ως η απόσταση μεταξύ γειτονικών κορυφών των πεδίων ταλάντωσης. Η σταθερή ταχύτητα c της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας στο κενό είναι το προϊόν της ν συχνότητας και του μήκους κύματος λ του ηλεκτρομαγνητικού κύματος [6]

$$c = \lambda \nu$$

όπου c : 3×10^8 m/sec.

Συχνά είναι βολικό να αποδώσουμε κυματοειδείς



Εικ. 3.2 Απλοποιημένο διάγραμμα ηλεκτρομαγνητικού κύματος. (Τροποποιημένο από www.aktinovolies.gr).

ιδιότητες στην ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία. Άλλες φορές είναι χρήσιμο να θεωρήσουμε αυτές τις ακτινοβολίες ως διακριτές δέσμες ενέργειας που ονομάζονται φωτόνια ή κβάντα. Οι δύο ερμηνείες της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας (κυματική και σωματιδιακή) ενώνονται με την εξίσωση [6]:

$$E = h \nu$$

όπου E αντιπροσωπεύει την ενέργεια του φωτονίου και ν αντιπροσωπεύει τη συχνότητα του ηλεκτρομαγνητικού κύματος. Το σύμβολο h αποτελεί τη σταθερά του Planck, 6.62×10^{-34} J-sec. Η συχνότητα ν είναι [6]:

$$\nu = c/\lambda$$

και η ενέργεια του φωτονίου μπορεί να γραφτεί ως [6]:

$$E = hc/\lambda$$

Από τη σχέση της συχνότητας προκύπτει ότι όσο αυξάνεται η συχνότητα της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας, τόσο το μήκος κύματος μειώνεται και το αντίστροφο. Η μονάδα συχνότητας στο Διεθνές Σύστημα (System International, SI) είναι το 1Hz (Hertz) (ένας κύκλος ανά δευτερόλεπτο) ενώ η μονάδα μήκους κύματος είναι το 1m (meter). Η ενέργεια σε κιλοηλεκτροβόλτ (keV) από την οποία διακατέχεται ένα φωτόνιο μήκους κύματος λ σε νανόμετρα (nm) μπορεί να υπολογιστεί σύμφωνα με την εξίσωση [6]:

$$E = 1.24/\lambda$$

Τα ηλεκτρομαγνητικά κύματα κυμαίνονται σε ενέργεια από λίνια νανοηλεκτρονιοβολτ μέχρι νιαν-

λεκτρονιοβολτ, συνθέτοντας το ηλεκτρομαγνητικό φάσμα [6].

Ηλεκτρομαγνητικό φάσμα ονομάζεται η κατανομή των ηλεκτρομαγνητικών κυμάτων ανάλογα με τη συχνότητα τους ή το μήκος κύματος τους. Η περιοχή των συχνοτήτων από 10^{13} έως 10^{24} περιλαμβάνει τις υπέρυθρες ακτίνες, το ορατό φως, τις υπεριώδεις ακτίνες και τις ακτίνες X και γ . Τα διάφορα είδη ηλεκτρομαγνητικών ακτινοβολιών διαφέρουν μεταξύ τους μόνο στη συχνότητα και το μήκος κύματος [6] (Εικόνα 3.3).

Οι υπέρηχοι δεν είναι τμήμα του ηλεκτρομαγνητικού φάσματος, διότι η φύση τους δεν είναι ηλεκτρομαγνητική και δεν έχουν σχέση με φωτόνια. Τα υπερηχητικά κύματα οφείλονται στη συμπίεση και αποσυμπίεση των μορίων του αέρα. Οι υπέρηχοι διαδίδονται μέσω των μορίων του αέρα χωρίς όμως να διανύουν την απόσταση τα ίδια τα μόρια. Ενώ η ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία διαδίδεται στο κενό οι υπέρηχοι χρειάζονται την υλη για να διαδοθούν [8].

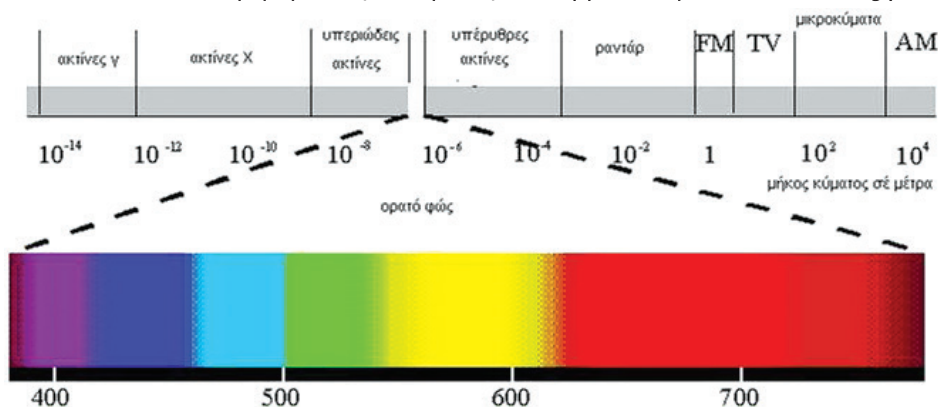
3.3 Παραγωγή ακτίνων X

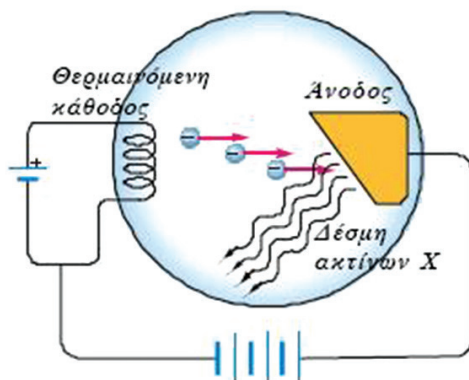
Για την παραγωγή ιατρικών εικόνων με ακτίνες X, απαιτείται μια πηγή η οποία [6]:

1. Παράγει αρκετές ακτίνες X σε σύντομο χρονικό διάστημα,
2. επιτρέπει στο χρήστη να μεταβάλλει την ενέργεια των ακτίνων X,
3. παρέχει τις ακτίνες X με έναν επαναλήψιμο τρόπο και
4. πληροί τις προδιαγραφές της ασφάλειας και της οικονομίας της λειτουργίας.

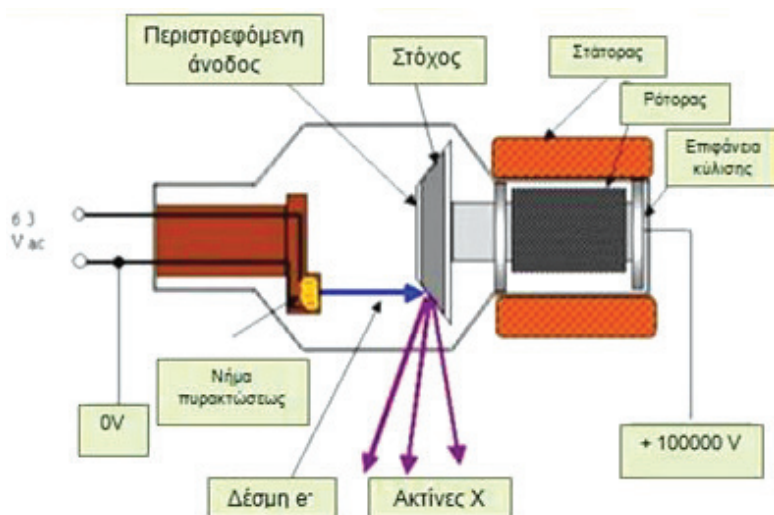
Μόνο επιταχυντές σωματιδίων ειδικού σκοπού, γνωστοί και ως λυχνίες ακτίνων X, πληρούν όλες τις προϋποθέσεις που αναφέρονται. Ενώ η φυσική σχεδίαση των λυχνιών ακτίνων X έχει μεταβληθεί σημαντικά με την πάροδο των ετών, οι βασικές αρχές λειτουργίας δεν έχουν αλλάξει. Το 1913, ο Coolidge (cited in Hendee & Ritenour, 2002) [6] βελτίωσε τη λυχνία ακτίνων X θερμαίνοντας το καλώδιο

Εικ. 3.3 Μήκη ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας σε nm. (Τροποποιημένο από users.sch.gr).





Εικ. 3.4 Αλληλεπίδραση ηλεκτρονίων-βλημάτων με τα άτομα του στόχου (άνοδος). (Τροποποιημένο από www.sildeshare.net).



Εικ. 3.5 Λυχνία ακτίνων X με περιστρεφόμενη άνοδο και θερμαινόμενο νήμα πυρακτώσεως. (Τροποποιημένο από www.sildeshare.net).

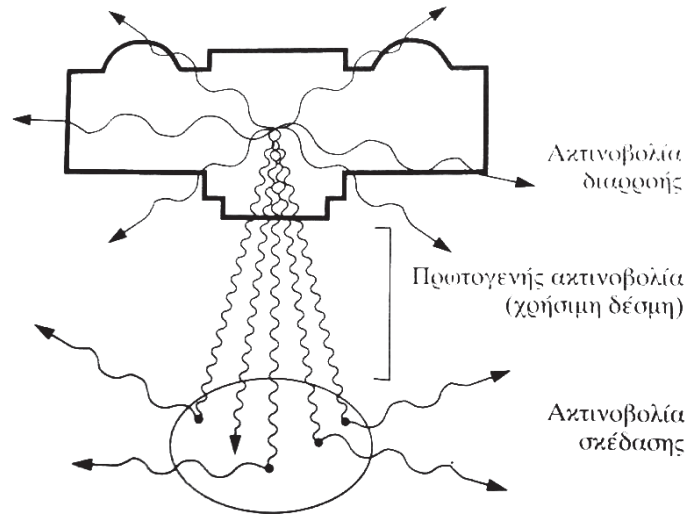
πυρακτώσεως με ηλεκτρικό ρεύμα για να απελευθερώσει ηλεκτρόνια. Τα απελευθερωμένα ηλεκτρόνια απωθούνται από το αρνητικό φορτίο του νήματος (κάθοδος) και επιταχύνονται προς ένα θετικό στόχο (άνοδος) [6]. Όταν αυτά τα ηλεκτρόνια-βλήματα προσπίπτουν στο στόχο αλληλεπιδρούν με τα άτομα του στόχου και μεταφέρουν την κινητική τους ενέργεια σε αυτά. Οι αλληλεπιδράσεις αυτές συμβαίνουν μέσα σε ελάχιστο βάθος από την επιφάνεια του στόχου. Καθώς συμβαίνουν, τα ηλεκτρόνια επιβραδύνονται και τελικά χάνουν όλη την κινητική τους ενέργεια, εντάσσονται στον αριθμό των ηλεκτρονίων του στόχου και συνεχίζουν το ηλεκτρικό ρεύμα στο υπόλοιπο ηλεκτρικό κύκλωμα της διάταξης (Εικόνα 3.4). Τα καθοδικά ηλεκτρόνια αλληλεπιδρούν είτε με τα περιφερειακά ηλεκτρόνια ή με τον πυρήνα των ατόμων του στόχου. Η αλληλεπίδραση έχει ως αποτέλεσμα την μετατροπή της κινητικής τους ενέργειας σε θερμική ενέργεια και σε ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία με την μορφή των ακτίνων X [8].

3.4 Συμβατικές ακτινολογικές λυχνίες

Η Εικόνα 3.5 δείχνει τα κύρια μέρη σύγχρονης λυχνίας ακτίνων X τα οποία περιλαμβάνουν [6]:

- Ένα κυλινδρικό αερόκενο γυάλινο σωλήνα από πυράντοχο γυαλί τύπου Pyrex, με μήκος 20-35 cm και διάμετρο 15 cm,
- την κάθοδο και
- την άνοδο.

Ένα θερμαινόμενο νήμα πυρακτώσεως απελευθερώνει ηλεκτρόνια τα οποία επιταχύνονται μέσω υψηλής τάσης πάνω σε ένα στόχο (άνοδος). Οι ακτίνες X παράγονται καθώς τα ηλεκτρόνια αλληλεπιδρούν με το στόχο και προκύπτουν από αυτόν σε όλες τις κατευθύνσεις, αλλά στη συνέχεια περιορίζονται από κατευθυντήρες για να σχηματίσουν μια χρήσιμη δέσμη ακτίνων X. Μέσα στο γυάλινο περίβλημα της λυχνίας ακτίνων X διατηρείται ένα κενό για να εμποδίσει τα ηλεκτρόνια από την αλληλεπίδραση με τα μόρια του αέρα. Η κάθοδος είναι το αρνητικό ηλεκτρόδιο της λυχνίας και αποτελείται από δυο τμήματα, το σπείραμα και την κοιλότητα εστίασης [6,8].



Εικ. 3.6 Είδη ακτινοβολίας. (Τροποποιημένο από Αλειφερόπουλος & Πάνου, 2000) [8].

Το σπείραμα είναι ένας ελικοειδής συρμάτινος αγωγός διαμέτρου περίπου 1mm και μήκους 1-2 cm. Ένα μέταλλο με ένα υψηλό σημείο τήξης απαιτείται για το νήμα μιας λυχνίας ακτίνων X. Νημάτια βολφραμίου (σημείο τήξης βολφραμίου 3370°C) χρησιμοποιούνται στις περισσότερες λυχνίες ακτίνων X. Ένα ρεύμα λίγων αμπερ θερμαίνει το νήμα πυρακτώσεως, και τα ηλεκτρόνια απελευθερώνονται με ρυθμό που αυξάνεται με το τρέχον νήμα πυρακτώσεως. Το νημάτιο είναι τοποθετημένο μέσα σε μια αρνητικά φορτισμένη κοιλότητα εστίασης. Το εστιακό σημείο είναι ο όγκος του στόχου μέσα στο οποίο τα ηλεκτρόνια απορροφώνται και παράγονται ακτίνες X [6,8].

Μετά τη παραγωγή ακτίνων X στην άνοδο της λυχνίας, διακρίνονται δυο είδη ακτινοβολίας, η πρωτογενής και η δευτερογενής ακτινοβολία (Εικόνα 3.6). Πρωτογενής ακτινοβολία ή χρήσιμη δέσμη είναι η δέσμη ακτινοβολίας που έχει παραχθεί από την ακτινολογική λυχνία και αποτελείται από φωτόνια τα οποία μετά την έξοδο τους από την λυχνία δεν έχουν υποστεί καμία αλληλεπίδραση με την ύλη. Δευτερογενής ακτινοβολία ονομάζεται η ακτινοβολία που δημιουργείται από την αλληλεπίδραση της χρήσιμης δέσμης με την ύλη και αναλύεται σε ακτινοβολία διαρροής, που είναι η ακτινοβολία που διαπερνά το προστατευτικό κέλυφος της λυχνίας και ακτινοβολία σκέδασης, που είναι η ακτινοβολία που προκύπτει από το φαινόμενο εξασθένησης (φαινόμενο Compton) [8].

3.5 Αλληλεπίδραση ακτινοβολίας X και ύλης

Υπάρχουν κυρίως δύο διαδικασίες αλληλεπίδρασης, οι οποίες οδηγούν στην μεταβολή της μετάδοσης φωτονίων μέσω του ασθενούς και οι οποίες αποτελούν τη βάση της απεικόνισης με ακτίνες X. Οι διαδικασίες αυτές είναι, η φωτοηλεκτρική απορρόφηση και η σκέδαση. Η σκέδαση είναι δύο ειδών: ασύμφωνη (φαινόμενο Compton) σκέδαση και απλή

σκέδαση. Φωτόνιο το οποίο έχει υποστεί μια διαδικασία αλληλεπίδρασης, χάνεται ως πρωτογενής ακτινοβολία είτε λόγω απορρόφησης είτε λόγω αλλαγής ενέργειας ή/και κατεύθυνσης κίνησης. Φωτόνιο το οποίο αλλάζει κατεύθυνση κίνησης, ονομάζεται σκεδασμένο φωτόνιο [6,7].

3.6 Ακτινογραφικό Φιλμ

Για να πραγματοποιηθεί μια ακτινοδιαγνωστική εξέταση, η πρωτογενής δέσμη ακτίνων X, η οποία δημιουργήθηκε από την ακτινολογική λυχνία, διαπερνά το ανθρώπινο σώμα, διαφοροποιείται και προσπίπτει στο ακτινογραφικό φιλμ. Η διαφοροποίηση της οφείλεται στην αλληλεπίδραση με τις ανατομικές δομές και η εξερχόμενη δέσμη μεταφέρει όλες τις πληροφορίες από αυτές. Το ακτινολογικό φιλμ είναι ένα μέσο καταγραφής και μεταφοράς αυτών των πληροφοριών στον παρατηρητή. Οι περιοχές που απορροφούν μεγάλη ποσότητα ακτινοβολίας αποτυπώνονται λευκές στην ακτινολογική εικόνα (μέταλλο, οστό) - σκίαση, ενώ περιοχές που απορροφούν μικρή ποσότητα ακτινοβολίας (αέρας) αποτυπώνονται μαύρες - διαύγαση. Οι υπόλοιπες περιοχές αποτυπώνονται με ενδιάμεσες αποχρώσεις του γκρι [6,8].

3.7 Αρχές Συστημάτων Ψηφιακής Ακτινογραφίας

Στη συμβατική ακτινογραφία, ακτίνες X περνούν μέσα από το σώμα του ασθενούς και προσπίπτουν σε μια παραδοσιακή ακτινολογική κασέτα που περιέχει ενισχυτικές πινακίδες και φιλμ ακτίνων X. Δύο βασικά συστήματα ψηφιακής ακτινολογίας έχουν εισαχθεί, αυτά είναι η υπολογιστική ακτινογραφία και η άμεση ακτινογραφία. Στα έμμεσα συστήματα ακτινογραφίας χρησιμοποιούνται κασέτες στις οποίες το συμβατικό φιλμ ακτίνων X έχει αντικατασταθεί από μια ειδικά φορτισμένη κασέτα η οποία καλύπτεται με ενώσεις κρυσταλλικού φωσφόρου. Η κασέτα λειτουργεί ως ενισχυτής πολλαπλής χρήσης επιτρέ-

ποντας την εικόνα του εξεταζόμενου αντικειμένου να διαβαστεί, να αποθηκευτεί στο σκληρό δίσκο του υπολογιστή και στη συνέχεια να διαγραφεί. Οι κασέτες οι οποίες χρησιμοποιούνται στην ψηφιακή ακτινολογία είναι συμβατές με τις παραδοσιακά χρησιμοποιούμενες σήμερα ακτινολογικές μονάδες. Έτσι, δεν υπάρχει ανάγκη να αντικατασταθεί το σύνολο της διαγνωστικής συσκευής, αλλά μόνο ένα από τα στοιχεία αυτής. Για την οπτικοποίηση της εικόνας, είναι απαραίτητη η χρήση ειδικών σαρωτών. Η ψηφιακή εικόνα μεταφέρεται σε ένα διαγνωστικό σταθμό εργασίας (work station). Στα συστήματα άμεσης ακτινογραφίας, οι ακτίνες X διαπερνούν το σώμα του ασθενούς και προσπίπτουν πάνω σε μια επίπεδη ψηφιακή κασέτα η οποία μετατρέπει τις ακτίνες X σε ηλεκτρικούς παλμούς οι οποίοι με τη σειρά τους ψηφιοποιούνται. Η κασέτα είναι μόνιμα ενσωματωμένη με τη μονάδα ακτίνων X και η λαμβανόμενη εικόνα μεταφέρεται άμεσα στο σταθμό [6,9].

3.8 Πλεονεκτήματα ψηφιακής ακτινολογίας

Μεταξύ των αδιαφιλονίκητων πλεονεκτημάτων τα οποία εμφανίζει η χρήση των ψηφιακών συστημάτων, είναι ο μειωμένος χρόνος που απαιτείται για να πραγματοποιηθεί μια ακτινολογική εξέταση και η αξιολόγηση των απεικονίσεων σε διαγνωστικούς σταθμούς εργασίας. Επίσης, παρέχει τη δυνατότητα ταυτόχρονης επεξεργασίας της εικόνας, αποθήκευσης ή ακόμα και αποστολής της σε άλλους απομακρυσμένους διαγνωστικούς σταθμούς. Αυτό έχει σαν αποτέλεσμα τη μείωση των σφαλμάτων και κατά συνέπεια των επαναλήψεων, γεγονός το οποίο οδηγεί σε καλύτερη ακτινοπροστασία των εξεταζόμενων. Τέλος, με τη χρήση των ψηφιακών συστημάτων αυξάνονται τα οικονομικά οφέλη των εργαστηρίων, λόγω του μικρότερου χρόνου ο οποίος απαιτείται για την εκτέλεση των εξετάσεων, της μείωσης των επαναλήψεων και κατά συνέπεια τη μείωση του αριθμού των χρησιμοποιούμενων φιλμ και της αύξησης της μακροβιότητας της λυχνίας ακτίνων X [7,9].

3.9 Πληροφοριακά Συστήματα PACS, RIS και HIS

Η ψηφιακή ακτινολογική μονάδα χρησιμοποιεί συστήματα πληροφορικής για την αποστολή, την επεξεργασία και την αρχειοθέτηση δεδομένων, συμπεριλαμβανομένων των διαγνωστικών εικόνων. Τα πιο σημαντικά είναι το PACS (Picture Archiving and Communication System), το RIS (Radiological Information System) και το HIS (Hospital Information System), τα οποία επιτρέπουν την αποστολή των εικόνων και του κειμένου μέσω ενός δικτύου υπολογιστών σε πολλά σημεία στο νοσοκομείο. Το PACS χρησιμοποιείται κυρίως για την αποθήκευση, τη διανομή και την προβολή των διαγνωστικών εικόνων στην ψηφιακή απεικόνιση. Το RIS είναι μια ηλεκτρονική βάση δεδομένων που χρησιμοποιείται για την αποθήκευση και τη διαβίβαση των πληροφοριών

κειμένου, όπως είναι τα δεδομένα των ασθενών, η καταχώρηση, ο προγραμματισμός, οι εκθέσεις και τα στατιστικά στοιχεία, σε ακτινολογικά τμήματα. Ένα σύστημα ηλεκτρονικών υπολογιστών υψηλής πιστότητας στα νοσοκομεία είναι το HIS. Το HIS, επιτρέπει την αποτελεσματική αποθήκευση και τη διανομή όλων των δεδομένων μεταξύ των υπηρεσιών και των διαγνωστικών μονάδων στο νοσοκομείο, συμπεριλαμβανομένων των διαγνωστικών εικόνων. Το σύστημα συνεργάζεται με το PACS και το RIS. Η χρήση της ψηφιακής ακτινογραφίας και των συστημάτων PACS, RIS, και HIS βελτιώνει σημαντικά την απόδοση ενός ακτινολογικού τμήματος, και αυξάνει τα οικονομικά οφέλη. Μειώνει το χρόνο στον οποίο οι εικόνες και οι γνωματεύσεις είναι διαθέσιμες στον παραπέμποντα ιατρό, επιτρέπει την άμεση πρόσβαση σε απεικονιστικές εξετάσεις από τους γιατρούς και τέλος μειώνει τις καθυστερήσεις στις θεραπευτικές παρεμβάσεις [9].

4. Αξονική τομογραφία (Computed Tomography, CT)

Στη συμβατική ακτινογραφία, ανεπαίσθητες διαφορές, μικρότερες της τάξεως του 5% της αντίθεσης θέματος, (δηλαδή της εξασθένησης ακτίνων X στο σώμα) δεν είναι ορατές στην εικόνα. Η εισαγωγή της αξονικής τομογραφίας, στόχο είχε να εξαλείψει τις όποιες δυσκολίες παρουσιάζονται. Η σημασία της τεχνικής αυτής, σχετίζεται με το γεγονός ότι διαθέτει ανάλυση αντίθεσης ανώτερη των παραδοσιακών ακτινογραφιών καθώς και με την ικανότητα της να παρέχει εικόνες ανατομίας εγκάρσιας τομής, να ανακατασκευάζει εικόνες από τα δεδομένα μετάδοσης ακτίνων X μέσω μιας μαθηματικής διαδικασίας και να παράγει εικόνες από ψηφιακά δεδομένα που υποβάλλονται σε επεξεργασία από τον υπολογιστή. Ως εκ τούτου, οι εικόνες αυτές μπορούν να επεξεργάζονται για να αποδώσουν πολύ διαφορετικές απεικονίσεις [6].

Η αποδοχή της αξονικής τομογραφίας από την ιατρική κοινότητα ήταν ραγδαία και ενθουσιώδης τόσο στις Η.Π.Α, όσο και σε ολόκληρο τον κόσμο. Η εισαγωγή της σηματοδότησε την αρχή της μετάβασης της ακτινολογίας από αναλογική σε ψηφιακή [6]. Η Αξονική Τομογραφία είναι μια τεχνική διαγνωστικής απεικόνισης που χρησιμοποιεί ακτίνες X για να υπολογιστεί η προβολή ενός αντικειμένου από όλες τις διευθύνσεις. Μια σημαντική καινοτομία κατά τη διάρκεια των δύο τελευταίων δεκαετιών είναι η ανάπτυξη της ελικοειδούς σάρωσης και της πολυτομικής αξονικής τομογραφίας. Αυτές οι πρόοδοι οδήγησαν σε τεράστια βελτίωση στην ταχύτητα με την οποία μπορεί να απεικονιστεί ο τρισδιάστατος όγκος, και πολύ καλύτερη χωρική ανάλυση στην κατεύθυνση της τομής. Η αύξηση στην ταχύτητα απεικόνισης είναι εκθετική και έχει αυξηθεί περισσότερο από επτά τάξεις μεγέθους κατά τη διάρκεια των δύο αυτών δεκαετιών. Η αύξηση αυτή στην ταχύτητα, μαζί με τις βελτιώσεις της ανιχνευσιμότητας χαμηλής αντί-

θεσης και της ποιότητας της εικόνας, επέτρεψαν στην τεχνική να είναι πολύ πιο ισχυρή και αυτό, με τη σειρά του, επέτρεψε στην CT να γίνει η επικρατούσα τεχνική στην ιατρική κοινότητα παγκοσμίως. Κρίθηκε από τους γιατρούς της πρωτοβάθμιας φροντίδας ότι είναι μία από τις πιο σημαντικές τεχνικές καινοτομίες στην ιατρική [2].

4.1 Αρχή υπολογιστικής τομογραφίας

Στις αρχικές συσκευές απεικόνισης CT («σαρωτές»), μια στενή δέσμη ακτίνων X σάρωνε εγκάρσια έναν ασθενή σε συγχρονισμό με έναν ανιχνευτή ακτινοβολίας στην αντίθετη πλευρά του ασθενούς. Εάν η δέσμη είναι μονοενεργειακή ή σχεδόν έτσι, η μετάδοση των ακτίνων X από τον ασθενή είναι [6]:

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

Σε αυτή την εξίσωση, ο ασθενής θεωρείται ότι είναι ένα ομοιογενές μέσο. Εάν η δέσμη ακτίνων X αναχαιτιστεί από δύο περιοχές με συντελεστές εξασθένησης μ_1 και μ_2 και πάχος x_1 και x_2 , η μετάδοση ακτίνων X είναι [10]:

$$I = I_0 e^{-(\mu_1 x_1 + \mu_2 x_2)}$$

ενώ, αν πολλές (n) περιοχές με διαφορετικούς συντελεστές γραμμικής εξασθένησης προκύψουν κατά μήκος της διαδρομής των ακτίνων X, η μετάδοση είναι [11]:

$$I = I_0 e^{-\sum_{i=1}^n \mu_i x_i}$$

όπου $-\sum_{i=1}^n \mu_i x_i = (\mu_1 x_1 + \mu_2 x_2 + \dots + \mu_n x_n)$, και η κλασματική μετάδοση I/I_0 είναι:

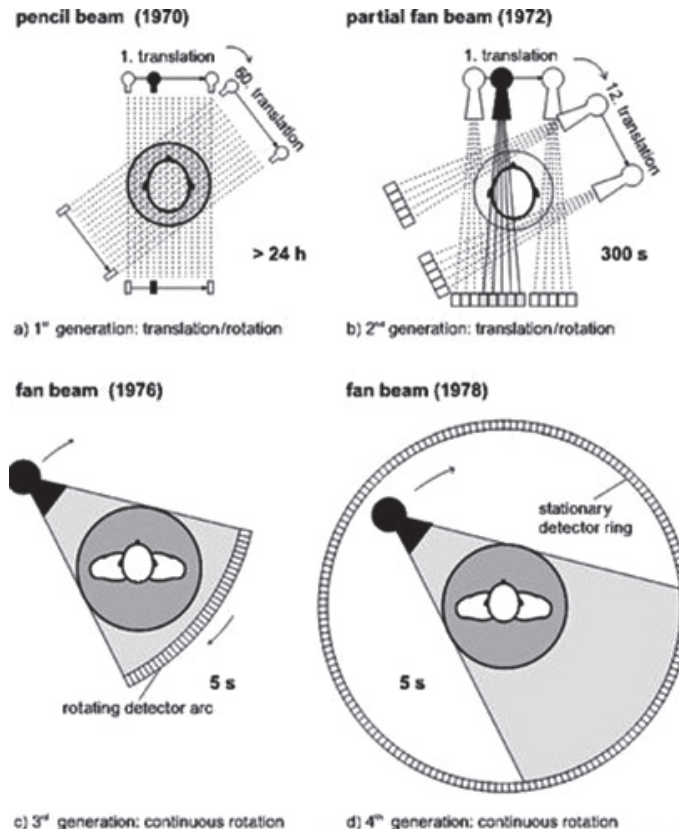
$$e^{-\sum_{i=1}^n \mu_i x_i}$$

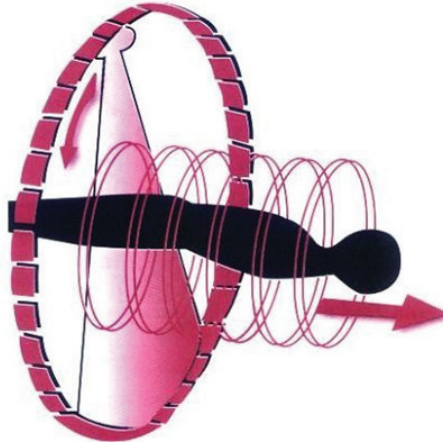
Με μία ενιαία μέτρηση μετάδοσης, οι ξεχωριστοί συντελεστές εξασθένησης δεν μπορούν να προσδιοριστούν, διότι υπάρχουν πάρα πολλές άγνωστες τιμές των μ_i στην εξίσωση. Ωστόσο, με πολλαπλές μετρήσεις μετάδοσης στο ίδιο επίπεδο, αλλά σε διαφορετικούς προσανατολισμούς της πηγής ακτίνων X και του ανιχνευτή, οι συντελεστές μπορούν να διαχωριστούν έτσι ώστε μια απεικόνιση εγκάρσιας τομής των συντελεστών εξασθένησης να λαμβάνεται κατά μήκος του επιπέδου των μετρήσεων μετάδοσης. Με την εκχώρηση των επιπέδων του γκρι σε διαφορετικές κλίμακες των συντελεστών εξασθένησης, μπορεί να παράγεται μια εικόνα κλίμακας του γκρι η οποία αντιπροσωπεύει διάφορες δομές στον ασθενή με διαφορετικά χαρακτηριστικά εξασθένησης της ακτινοβολίας. Αυτή η απεικόνιση της κλίμακας του γκρι των συντελεστών εξασθένησης αποτελεί μια εικόνα αξονικής τομογραφίας [6,10,11].

4.2 Πρώτης με τέταρτης γενιάς Αξονικοί Τομογράφοι

Πρώιμοι (πρώτης γενιάς) τομογράφοι χρησιμοποίησαν μια δέσμη ακτίνων X τύπου γραφίδας και ένα συνδυασμό κίνησης. μετατόπισης και περιστροφής.

Εικ. 4.1 Κινήσεις σαρωτών στην αξονική τομογραφία. (Τροποποιημένο από <http://slideplayer.gr>).





Εικ. 4.2 Ελικοειδής αξονική τομογραφία. (Τροποποιημένο από DocPlayer.com).

για να συγκεντρώσουν τις πολλαπλές μετρήσεις μετάδοσης που απαιτούνται για την ανασύνθεση της εικόνας (Εικόνα 4.1a). Αν και αυτή η προσέγγιση δίνει ικανοποιητικές εικόνες σταθερών αντικειμένων, απαιτείται σημαντικός χρόνος (4 έως 5 min) για τη συσσώρευση των δεδομένων και οι εικόνες υπόκεινται σε ασάφεια κίνησης. Λίγο μετά την εισαγωγή σαρωτών δέσμης τύπου γραφίδας, εισήχθησαν οι δέσμες ακτίνων X σε σχήμα βεντάλιας έτσι ώστε να μπορέσουν να γίνουν οι πολλαπλές μετρήσεις μετάδοσης ακτίνων X ταυτόχρονα (Εικόνα 4.1b). Η δέσμη γεωμετρίας βεντάλιας με προσαυξήσεις λίγων μοιρών διαφορετικών γωνιακών προσανατολισμών (π.χ. μια ακτίνα βεντάλιας 30° και 10° γωνιακές προσαυξήσεις), μείωσε το χρόνο σάρωσης σε 20 έως 60 δευτερόλεπτα. Επίσης, η δέσμη γεωμετρίας βεντάλιας βελτίωσε την ποιότητα της εικόνας με τη μείωση των επιπτώσεων της κίνησης. Οι CT σαρωτές με δέσμες ακτίνων X γεωμετρίας βεντάλιας και πολλαπλούς ανιχνευτές ακτινοβολίας αποτελούν τη δεύτερη γενιά. Οι τρίτης και τέταρτης γενιάς αξονικοί τομογράφοι εξαλείφουν την κίνηση μεταθέσεως των προηγούμενων σαρωτών και στηρίζονται αποκλειστικά από την περιστροφική κίνηση της λυχνίας ακτίνων X και του σύστοιχου ανιχνευτή (Εικόνα 4.1c) ή κατά την περιστροφική κίνηση της λυχνίας ακτίνων X μέσα σε μια σταθμευμένη κυκλική διάταξη 700 ή περισσότερων ανιχνευτών, σαρωτής τέταρτης γενιάς (Εικόνα 4.1d). Με τους σαρωτές αυτούς, χρόνοι συσσώρευσης δεδομένων ισοδύναμοι ενός δευτερολέπτου είναι εφικτοί [6,11].

4.3 Ελικοειδής Αξονική τομογραφία

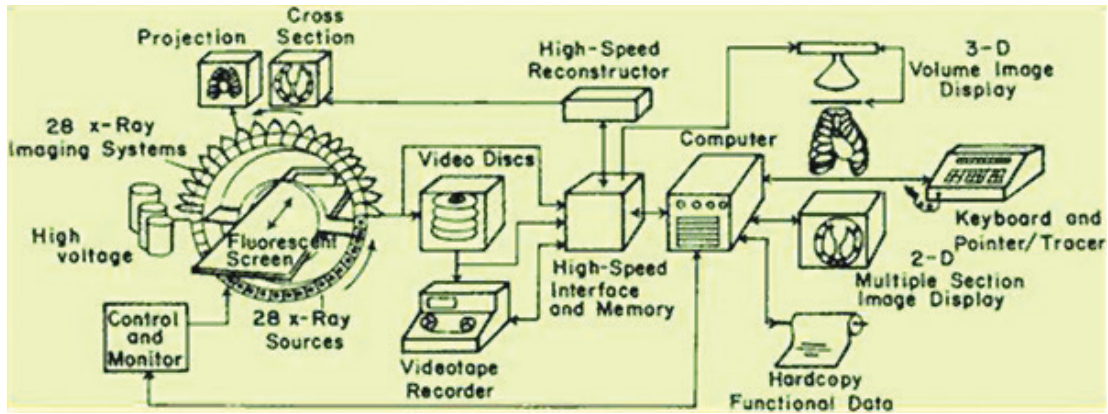
Μέχρι πρόσφατα, πολλαπλές αλληλουχίες σαρώσεων για την παραγωγή συνεχόμενης εικόνας, απαιτούνταν ώστε να σταματήσει, η λυχνία ακτίνων X, την περιστροφή της και να αντιστρέψει την κατεύθυνση της επειδή είχε επιτευχθεί η μέγιστη προέκταση των καλωδίων υψηλής τάσης. Έτσι, μια τεχνική συσσώρευσης διαδοχικών τομών (τομή-τομή)

χρησιμοποιήθηκε για να παραχθούν πολυτομικές εικόνες. Στην τεχνική αυτή, ο συνολικός χρόνος απόκτησης της εικόνας είναι σημαντικά μεγαλύτερος από εκείνον της δέσμης στο χρόνο γιατί το τραπέζι μετακινείται προς την επόμενη θέση τομής και ο ασθενής αναπνέει μεταξύ των τομών [6,11].

Η ελικοειδής αξονική τομογραφία εισήχθη το 1989 και χρησιμοποιείται σχεδόν παντού σήμερα στην τρίτης και τέταρτης γενιάς αξονική τομογραφία. Σε αυτήν την προσέγγιση, ο χρόνος απόκτησης εικόνας μειώνεται σημαντικά συνδέοντας τα καλώδια τάσης της λυχνίας μέσω ενός «δακτυλίου ολίσθησης» ή συρόμενου μέσου, τοποθετημένο πάνω στο περιστρεφόμενο gantry της μονάδας. Με την τεχνολογία ολίσθησης δακτυλίου, η λυχνία ακτίνων X περιστρέφεται, ενώ το εξεταστικό τραπέζι μετακινείται χωρίς διακοπή. Ως εκ τούτου, ο ασθενής μετακινείται συνεχώς διαμέσου του gantry κατά τη διάρκεια της εξέτασης και η δέσμη ακτίνων X χαράσσει μια ελικοειδή ή σπειροειδή διαδρομή κατά μήκος του ασθενούς, όπως απεικονίζεται στην Εικόνα 4.2. Πιθανά πλεονεκτήματα της τεχνικής ελικοειδούς υπολογιστικής τομογραφίας περιλαμβάνουν την μείωση της κίνησης του ασθενούς και μια γενική αύξηση στην απόδοση των ασθενών. Επίσης, η συνέχεια των δεδομένων κατά μήκος του άξονα του ασθενούς (δηλαδή, απουσία κενών μεταξύ των σαρώσεων) βελτιώνει την ποιότητα των τρισδιάστατων ανασυνθέσεων. Μερικά από τα πλεονεκτήματα της ελικοειδούς από την τμηματική σάρωση είναι η ταχύτερη ανασύνθεση εικόνας, η φυσιολογική απεικόνιση, οι λιγότερες ψευδενδείξεις κίνησης και μερικού όγκου και η βελτιωμένη στεφανοαία, οβελιαία και τρισδιάστατη απεικόνιση [6,12].

4.4 Υπερταχείς Σαρωτές Αξονικού Τομογράφου

Άλλες προσεγγίσεις για την γρήγορη αξονική τομογραφία έχουν περιλάβει ριζικά διαφορετικές προσεγγίσεις για το σχεδιασμό του εξοπλισμού. Στα τέλη του 1970 η πρώτη προσέγγιση για την υπό του



Εικ. 4.3 Δυναμική χωρική ανακατασκευή. (Τροποποιημένο από Hendee & Rittenour, 2002) [6].

δευτερόλεπτου αξονική τομογραφία προτάθηκε από μια ομάδα στη Mayo Clinic. Η προσέγγιση αυτή, γνωστή ως δυναμική χωρική ανακατασκευή (Dynamic Spatial Reconstructor, DSR), ενσωματώνει 28 λυχνίες ακτίνων X τοποθετημένες στο gantry σε ένα τόξο 180° και χρησιμοποιεί έναν ίσο αριθμό συνόλων ενίσχυσης της εικόνας τοποθετημένων στην αντίθετη πλευρά του ημικύκλιου του gantry. Το όλο συγκρότημα περιστρέφεται γύρω από τον ασθενή σε ένα ρυθμό 15 rpm για να παρέχει 28 απόψεις κάθε 1/60 δευτερόλεπτου. Ένα διάγραμμα του DSR παρουσιάζεται στο Εικόνα 4.3 [6].

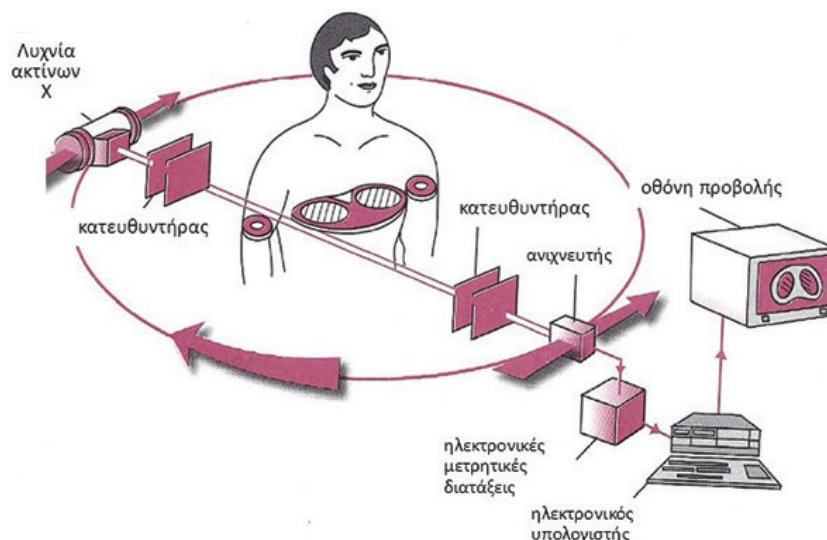
4.5 Οργανολογία συστημάτων αξονικής τομογραφίας

Στην Εικόνα 4.4 διαγράφονται σχηματικά τα σημαντικότερα μέρη ενός σύγχρονου αξονικού τομογράφου. Γενικά, όλα τα συστήματα αξονικών τομογράφων χωρίζονται σε δυο βασικά μέρη [13]:

- Το μετρητικό μέρος (λυχνία, γεννήτρια, ανιχνευτές κ.λπ.) και
- το υπολογιστικό μέρος (ηλεκτρονικός υπολογιστής και τα περιφερειακά του).

Στα περισσότερα σύγχρονα συστήματα χρησιμοποιείται λυχνία περιστρεφόμενης ανόδου με πολύ μικρή εστία και χαρακτηριστική υψηλή θερμοχωρητικότητα που εκφράζεται σε θερμικές μονάδες. Οι λυχνίες είναι συνήθως αερόψυκτες και ιδιαίτερη σημασία για τη σωστή λειτουργία τους έχει η σταθερή υψηλή τάση που πρέπει να παρέχει η γεννήτρια του συστήματος. Σημαντικό τμήμα της λυχνίας είναι τα φίλτρα, τα οποία συνήθως είναι κατασκευασμένα από αλουμίνιο και σκοπό έχουν την απορρόφηση των φωτονίων χαμηλής ενέργειας ώστε η δέσμη να είναι περισσότερο ομοιογενής και κατά συνέπεια να λαμβάνουμε ακριβείς μετρήσεις [14]. Διατάξεις μεταλλικών πλακιδίων γνωστές ως κατευθυντήρες, τοποθετούνται στην έξοδο της λυχνίας, όπου καθορίζουν τις δι-

Εικ. 4.4 Σχηματική αναπαράσταση σύγχρονου αξονικού τομογράφου. (Τροποποιημένο από SlidePlayer.gr).



αστάσεις της δέσμης και στις εισόδους των ανιχνευτών, όπου καθορίζουν το πάχος της απεικονιζόμενης τομής. Το κυρίως σώμα του αξονικού τομογράφου είναι ο σκελετός του συστήματος (gantry) το οποίο περικλείει την ακτινολογική λυχνία, τους ανιχνευτές και τους διάφορους μηχανισμούς για την κίνηση τους. Ο ασθενής τοποθετείται σε ειδική εξεταστική τράπεζα, η οποία έχει τη δυνατότητα να κάνει κινήσεις οριζόντιες ή κατακόρυφες έτσι ώστε το σώμα του εξεταζομένου να εισέρχεται στο κυκλικό άνοιγμα που υπάρχει στο κέντρο του gantry και να ακτινοβολείται. Το άνοιγμα του έχει διάμετρο μεγαλύτερη από 50 cm και έχει τη δυνατότητα να παίρνει κλίση η οποία φτάνει μέχρι και τις ± 30 μοίρες. Τέλος, στο εσωτερικό του gantry υπάρχει μια διάταξη λέιζερ η οποία βοηθά στον ακριβή προσδιορισμό της περιοχής που θα σαρωθεί (επικέντρωση)[14].

Η τράπεζα χειρισμού βρίσκεται εκτός του χώρου που βρίσκεται το κύριο σώμα του αξονικού τομογράφου και αυτό ισχύει για λόγους ακτινοπροστασίας των γιατρών και του υπόλοιπου προσωπικού. Χωρίζεται από την κύρια αίθουσα με μολυβδύαλο, το οποίο επιτρέπει την οπτική επαφή με τον εξεταζόμενο και περιλαμβάνει την οθόνη, το πληκτρολόγιο-χειριστήριο και τα μέσα φωτογράφησης των εικόνων. Από το χώρο αυτό ο τεχνολόγος μπορεί να σχεδιάσει, να προγραμματίσει, να εκτελέσει και να επεξεργαστεί την εξέταση χρησιμοποιώντας ειδικές τεχνικές και προγράμματα τα οποία του παρέχει το σύστημα. Συχνά στον χώρο αυτό, υπάρχει και δεύτερο χειριστήριο-σταθμός εργασίας που έχει περισσότερα εργαλεία για την ειδική επεξεργασία των εικόνων. Σε αυτά περιλαμβάνονται προγράμματα που επιτρέπουν την ανασύνθεση των εικόνων σε πολλαπλά επίπεδα καθώς επίσης και σε τρισδιάστατες ανασυνθέσεις των εξεταζομένων περιοχών [14].

4.6 Ανασύνθεση εικόνων σε πολλαπλά επίπεδα (Multi Planar Reconstruction, MPR)

Το MPR είναι ο απλούστερος τρόπος επεξεργασίας δεδομένων ελικοειδούς αξονικής τομογραφίας και, στην πραγματικότητα, δεν αποτελεί τρισδιάστατη τεχνική. Προκειμένου να παραχθούν εικόνες MPR, τα δεδομένα αξονικής τομογραφίας, πρώτα παρεμβάλλονται παράγοντας ένα σύνολο δεδομένων με κυβικά ογκοστοιχεία. Τα παρεμβλλόμενα δεδομένα στη συνέχεια τέμνονται εκ νέου σε τομές διαφορετικών επιπέδων, ακολουθώντας ένα περίγραμμα που ορίζεται από το χρήστη. Το MPR είναι διαθέσιμο στις περισσότερες κονσόλες CT και διατηρεί όλες τις πληροφορίες που υπάρχουν στα δεδομένα, με το να είναι μόνο μια τεχνική παρεμβολής και αντικατάστασης και όχι επεξεργασίας [14,15].

4.7 Τρισδιάστατες ανασυνθέσεις (3D reconstructions)

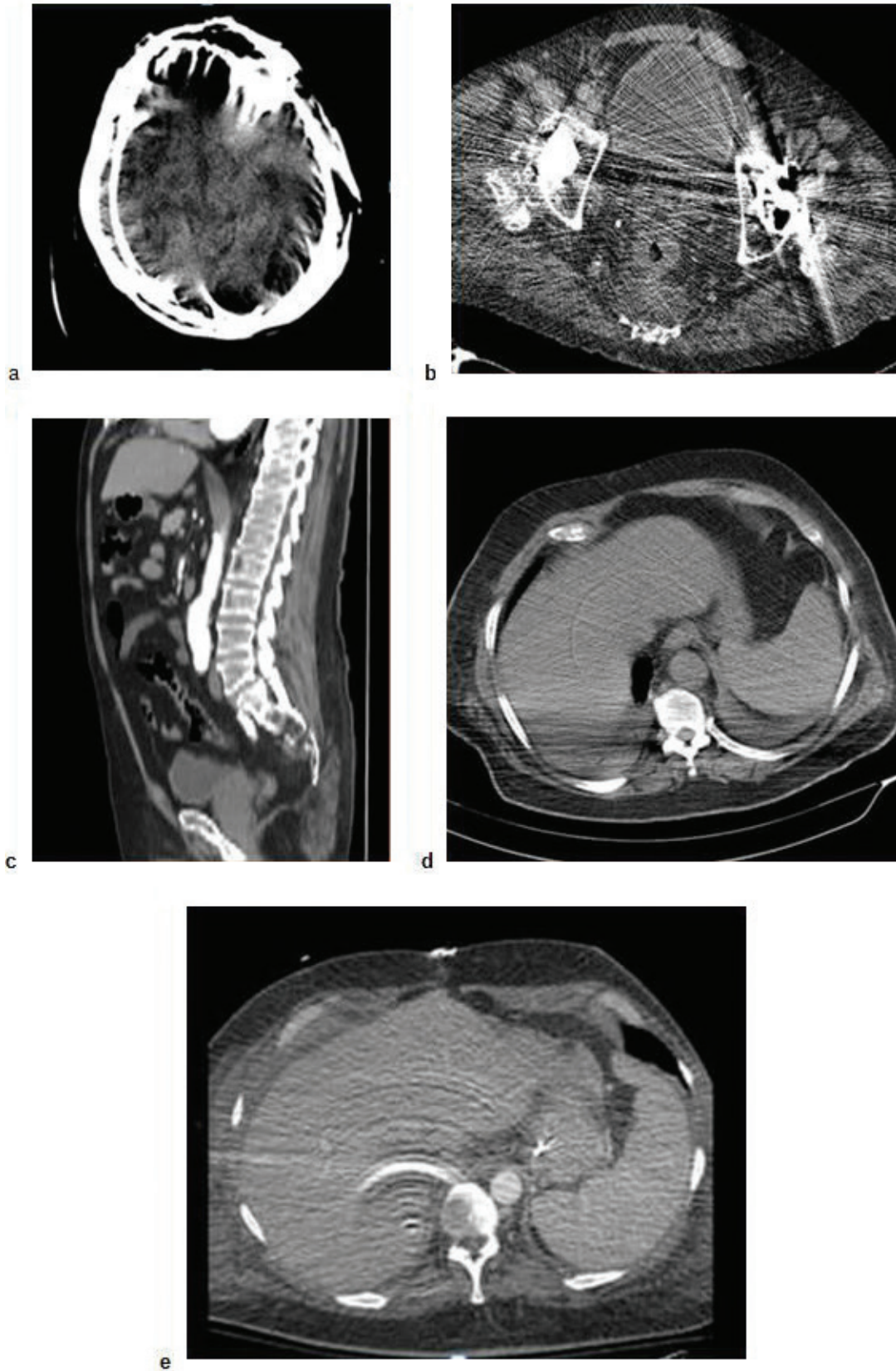
Η 3D απεικόνιση είναι μια διάσημη τεχνική στην αξονική τομογραφία λόγω της διαθεσιμότητας τερά-

στιου όγκου ψηφιακών δεδομένων. Η τρισδιάστατη απεικόνιση αποτελεί αναπόσπαστο κομμάτι των περισσότερων σύγχρονων αξονικών τομογράφων και η εφαρμογή αυτής αποτελεί σημαντική συνιστώσα βελτίωσης των μελλοντικών θεραπευτικών προσεγγίσεων. Οι τρισδιάστατες εικόνες μπορεί να λαμβάνονται από μια διαδικασία βασισμένη σε hardware ή software. Η διαδικασία η οποία είναι βασισμένη στο hardware, χρησιμοποιεί εξειδικευμένο εξοπλισμό όπως μονάδες απεικόνισης ηλεκτρονικού υπολογιστή για να εκτελέσει αλγόριθμους για 3D απεικόνιση, ενώ η βασισμένη στο software είναι μια διαδικασία που χρησιμοποιεί προγράμματα υπολογιστών ή software-κωδικοποιημένους αλγόριθμους. Αυτοί οι αλγόριθμοι, μετατρέπουν τα δεδομένα της αξονικής τομογραφίας σε προσομοιωμένες τρισδιάστατες εικόνες. Τα γραφικά των υπολογιστών διαδραμάτισαν σημαντικό ρόλο στην εξέλιξη και τη βελτίωση της τρισδιάστατης απεικόνισης αφού επιτρέπουν στον χρήστη να δημιουργήσει και να απεικονίσει εικόνες με τη χρήση γλωσσών προγραμματισμού και τεχνικών επεξεργασίας εικόνας [14].

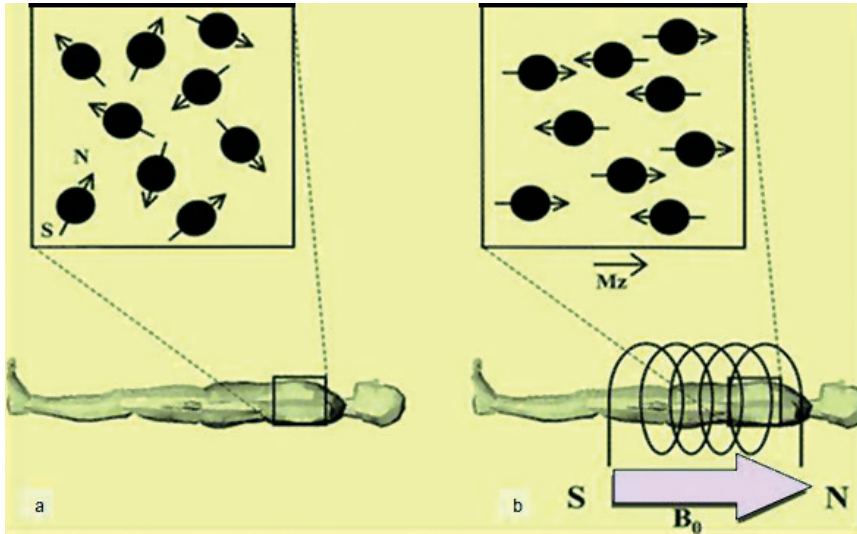
4.8 Τεχνικά σφάλματα – Ψευδενδείξεις Αξονικής Τομογραφίας

Τεχνικά σφάλματα ή ψευδενδείξεις (artifacts) στην αξονική τομογραφία, ονομάζονται οι αλλοιώσεις ή οι δομές που εμφανίζονται στην εικόνα αλλά δεν αντιστοιχούν σε θέση κάποιας πραγματικής δομής της εξεταζόμενης περιοχής. Η σαφής και ολοκληρωμένη γνώση των ψευδενδείξεων αλλά και των μηχανισμών που προκαλούν την εμφάνισή τους από μέρους των ακτινολόγων, γιατρών και τεχνολόγων, είναι απαραίτητη προκειμένου να αποφευχθούν τα διαγνωστικά λάθη και να περιοριστεί κατά το δυνατόν η δημιουργία τους. Τα σφάλματα αυτά χωρίζονται σε δυο κατηγορίες: αυτά που οφείλονται στα χαρακτηριστικά του αξονικού τομογράφου και αυτά που οφείλονται στον ασθενή και στην αλληλεπίδραση των ακτίνων X με την ύλη.

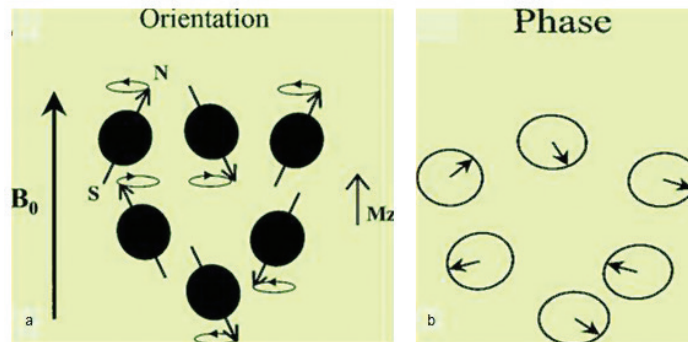
Στην πρώτη κατηγορία ανήκουν τα προβλήματα ανιχνευτών με τις χαρακτηριστικές δακτυλιοειδείς και γραμμοειδείς ψευδενδείξεις (ring και line artifacts, αντίστοιχα), το φαινόμενο ανεπαρκούς δειγματοληψίας και το λεγόμενο «αποτέλεσμα παρυφής» που διορθώνεται με τη χρήση του αντιστοίχου αλγόριθμου ανασύνθεσης. Στα artifacts που οφείλονται στον ασθενή είναι οι κινητικές ψευδενδείξεις (movement artifacts), ενώ σε αυτά που οφείλονται στην αλληλεπίδραση μεταξύ ακτίνων X και ύλης, ανήκουν οι ραβδώσεις κυρίως υψηλής πυκνότητας (streak artifacts), το φαινόμενο σκλήρυνσης δέσμης (beam hardening effect) και το φαινόμενο μερικού όγκου (partial volume effect). Με τη εξέλιξη της τεχνολογίας και την ανάπτυξη της ελικοειδούς σάρωσης έχουν κάνει την εμφάνισή τους και άλλες ψευδενδείξεις που δεν υπήρχαν στην συμβατική τεχνική, διεθνώς γνωστές ως “scalloping effect”, “banding effect” και “stair-stepping effect” οι



Εικ. 4.5 Artifacts αξονικού τομογράφου: a) ring artifact σε ct κοιλίας, b) artifact κίνησης σε ct εγκεφάλου, c) μεταλλικό streak artifact σε ct πυέλου, d) stair-stepping effect σε ct ΟΜΣΣ, e) Streak, beam hardening and ring artifacts σε αξονική τομογραφία κοιλίας. (Τροποποιημένο από www.radiopaedia.org).



Εικ. 5.1 Μαγνητικό διάνυσμα. (α) Χωρίς μαγνητικό πεδίο οι μικροσκοπικοί μαγνήτες κατανέμονται τυχαία, και έτσι το καθαρό μαγνητικό διάνυσμα είναι μηδέν, (β) όταν υπάρχει ένα ισχυρό εξωτερικό μαγνητικό πεδίο (B_0) οι περιστρεφόμενοι πυρήνες θα κατευθυνθούν παράλληλα ή αντιπαράλληλα προς το εξωτερικό πεδίο. Αυτό οδηγεί σε ένα καθαρό διάνυσμα μαγνήτισης (M_z) παράλληλο προς το εξωτερικό μαγνητικό πεδίο. (Τροποποιημένο από Van Geuns et al, (1999) [16]).



Εικ. 5.2 Περιστροφή ατομικών πυρήνων. (α) Οι επιμέρους πυρήνες περιστρέφονται γύρω από τον άξονα τους και, στην πραγματικότητα, δεν είναι ευθυγραμμισμένοι με το μαγνητικό πεδίο, αλλά ταλαντεύονται ή μεταπίπτουν γύρω από την κατεύθυνση του εξωτερικού πεδίου (B_0). (β) Η φάση μετάπτωσης γύρω από τον άξονα του μαγνητικού πεδίου είναι διαφορετική για κάθε άτομο πυρήνα. (Τροποποιημένο από Van Geuns et al, (1999) [16]).

οποίες οφείλονται στην παρεμβολή που υφίστανται τα δεδομένα στη αξονική τομογραφία και στην ταχύτητα της τράπεζας. Στην Εικόνα 4.5 απεικονίζονται κάποιες χαρακτηριστικές περιπτώσεις μερικών από τα παραπάνω artifacts [6,14].

5. Μαγνητική τομογραφία (Magnetic Resonance Imaging, MRI)

Η μαγνητική τομογραφία είναι μια μη επεμβατική τεχνική απεικόνισης που γίνεται όλο και πιο σημαντική στην καθ' ημέρα κλινική πράξη. Οι γιατροί πρέπει να κατανοήσουν τις βασικές αρχές της μαγνητικής τομογραφίας και τις ενδείξεις της μεθόδου, ώστε να καταστεί αξιόπιστο και ωφέλιμο ιατρικό εργαλείο. Ο μαγνητικός τομογράφος (MR) είναι ένα εργαλείο

διαγνωστικής απεικόνισης που χρησιμοποιεί ισχυρούς μαγνήτες και σήματα χαμηλής ενέργειας ραδιοσυχνοτήτων για να συγκεντρώσει πληροφορίες από ορισμένους ατομικούς πυρήνες μέσα στο σώμα. Ως εκ τούτου, η MR δεν απαιτεί ιονίζουσα ακτινοβολία για τη λήψη εικόνων. Οι αρχές λειτουργίας της μαγνητικής τομογραφίας περιγράφονται από τους άξονες της κβαντομηχανικής θεωρίας. Όλα τα αναγκαία για την θεωρία MRI, μπορούν να βασιστούν σε ένα απλό κλασικό μοντέλο στο οποίο ορισμένοι πυρήνες που περιστρέφονται γύρω από το δικό τους άξονα συμπεριφέρονται σαν μικροί μαγνήτες. Για την κλινική απεικόνιση, το υδρογόνο είναι το πιο συχνά χρησιμοποιούμενο στοιχείο. Υπό κανονικές συνθήκες αυτοί οι μικροσκοπικοί μαγνήτες κατανέμονται τυχαία στο χώρο, οι μαγνητικές ροπές αλλη-

λοεξουδετερώνονται, και έτσι το καθαρό μαγνητικό διάνυσμα είναι μηδέν (Εικόνα 5.1a). Ωστόσο, όταν ο ασθενής υποβάλλεται σε ένα ισχυρό εξωτερικό μαγνητικό πεδίο (B_0) οι πυρήνες θα υιοθετήσουν μία από τις δύο πιθανές κατευθύνσεις: παράλληλη ή αντιπαράλληλη προς το εξωτερικό πεδίο (Εικόνα 5.1b). Οι ατομικοί πυρήνες στην πραγματικότητα δεν είναι ευθυγραμμισμένοι με το μαγνητικό πεδίο, αλλά ταλαντώνονται ή εκτελούν μετάπτωση γύρω από την κατεύθυνση του εξωτερικού πεδίου (Εικόνα 5.2a). Η συχνότητα αυτής της μετάπτωσης παρέχεται από την εξίσωση Larmor [16]:

$$F = \gamma B_0 / 2\pi$$

Όπου F είναι η συχνότητα μετάπτωσης, B_0 είναι η ισχύς του μαγνητικού πεδίου και γ είναι ο γυρομαγνητικός λόγος του πυρήνα. Αυτή η συχνότητα ονομάζεται επίσης συχνότητα Larmor. Στα συχνά χρησιμοποιούμενα εμπορικά συστήματα των 1,5 Tesla (T), η συχνότητα Larmor θα είναι 63,75 MHz για το υδρογόνο. Είναι αξιοσημείωτο ότι η φάση μετάπτωσης γύρω από τον άξονα του μαγνητικού πεδίου είναι διαφορετική για κάθε άτομο πυρήνα (Εικόνα 5.2b) [16].

Τα βασικά τμήματα από τα οποία αποτελούνται όλα τα συστήματα μαγνητικού τομογράφου είναι τα εξής [16-18]:

- Ένας μαγνήτης, για την παραγωγή του στατικού μαγνητικού πεδίου,
- ένα σύστημα βαθμιδωτών μαγνητικών πεδίων, το οποίο αποτελείται από ενισχυτή και πηνία, για τη χωρική κωδικοποίηση του σήματος,
- το σύστημα ραδιοσυχνοτήτων, το οποίο αποτελείται από ενισχυτή, πηνία εκπομπής για διέγερση των πυρήνων και πηνία δέκτες του σήματος,
- ένα σύστημα ηλεκτρονικού υπολογιστή,
- την κονσόλα χειρισμού, τη διαγνωστική κονσόλα, το σύστημα αποθήκευσης
- τις περιφερικές συσκευές παρακολούθησης του ασθενούς και των φυσιολογικών παραμέτρων του,
- τη θωράκιση μαγνητικού πεδίου και τέλος,
- τη θωράκιση συστήματος ραδιοσυχνοτήτων.

5.1 Τύποι μαγνητών

Στο πέρασμα των ετών, πολλοί τύποι μαγνητών έχουν χρησιμοποιηθεί. Οι τύποι αυτοί περιλαμβάνουν τους μόνιμους μαγνήτες, τους μαγνήτες ηλεκτρομαγνητικής ωμικής αντίστασης και τους υπεραγωγίσιμους μαγνήτες. Αναλυτική αναφορά των τύπων των μαγνητών καθώς επίσης και των ιδιοτήτων τους περιγράφονται παρακάτω.

5.1.1 Μόνιμοι μαγνήτες.

Αποτελούνται από σιδηρομαγνητικές ουσίες (σίδηρος, κοβάλτιο, νικέλιο) οι οποίες άπαξ και μαγνητιστούν, δεν απαιτούν πλέον δαπάνη ενέργειας για τη διατήρηση του μαγνητικού πεδίου. Αυτού του είδους οι μαγνήτες έχουν ανοιχτό σχεδιασμό και χαμηλό κόστος συντήρησης καθώς δεν απαιτούν κρυογόνα και κατανάλωση ηλεκτρικής ισχύος. Επίσης, λόγω του ότι το μαγνητικό πεδίο υπάρχει μόνο στο

εσωτερικό τους δεν απαιτούν θωράκιση. Τα μειονεκτήματα αυτού του τύπου μαγνήτη είναι το μεγάλο βάρος του, η ευαισθησία στις αλλαγές της θερμοκρασίας, το περιορισμένο μαγνητικό πεδίο (0,2 έως 0,4 Tesla) και η μη ικανοποιητική ομοιογένεια μαγνητικού πεδίου [16].

5.1.2 Ηλεκτρομαγνήτης ωμικής αντίστασης

Το μαγνητικό τους πεδίο δημιουργείται από την ροή ρεύματος σε σωληνοειδές και η ένταση του εξαρτάται από το ηλεκτρικό ρεύμα που διαπερνά τα πηνία αυτού του μαγνήτη. Η φορά του κύριου μαγνητικού πεδίου ακολουθεί τον κανόνα του δεξιού αντίχειρα. Είναι σαφώς ελαφρύτεροι σε σχέση με τους υπόλοιπους μόνιμους μαγνήτες, έχουν καλή ομοιογένεια πεδίου και το κόστος αγοράς και εγκατάστασης είναι χαμηλότερο. Στα μειονεκτήματα αυτού του μαγνήτη είναι το υψηλό κόστος ηλεκτρικής ενέργειας που απαιτείται, η περιορισμένη ένταση πεδίου (έως 0,3 T) και οι αρκετά μεγάλοι χρόνοι εξέτασης [16].

5.1.3 Υπεραγωγίσιμος μαγνήτης

Είναι ένας μαγνήτης, το μαγνητικό πεδίο του οποίου δημιουργείται από τη ροή ηλεκτρικού ρεύματος μέσα από σωληνοειδές σύρμα κατασκευασμένο από ένα ειδικό κράμα τιτάνιου και νιόβιου σε χαλκό, του οποίου η ηλεκτρική αντίσταση μηδενίζεται σε θερμοκρασία κοντά στο απόλυτο μηδέν (-273°C). Αρχικά, τα σύρματα του μαγνήτη διατρέχονται από ηλεκτρικό ρεύμα έτσι ώστε να δημιουργηθεί μαγνητικό πεδίο. Έπειτα, τα σύρματα αυτά ψύχονται, μέσω χρήσεως ουσιών οι οποίες είναι γνωστές ως κρυογόνα, με συνηθέστερα το υγρό Ήλιο (He) και το υγρό Άζωτο (N), ώστε να εξουδετερωθεί η αντίσταση τους και πρακτικά όλη η ενέργεια του ηλεκτρικού ρεύματος να μετατραπεί σε ενέργεια μαγνητικού πεδίου [17]. Μόλις επιτευχθεί η απαραίτητη χαμηλή θερμοκρασία, το ηλεκτρικό ρεύμα κυκλοφορεί επί άπειρον χωρίς κόστος. Αν το σημείο του πηνίου θερμανθεί, το ηλεκτρικό ρεύμα που κυκλοφορεί παράγει θερμότητα και το Ήλιο έρχεται σε σημείο βρασμού με αποτέλεσμα την απώλεια της υπεραγωγιμότητας (απόπνιξη). Τα πλεονεκτήματα αυτού του μαγνήτη είναι τα ισχυρά μαγνητικά πεδία, με την πολύ καλή ομοιογένεια και σταθερότητα του πεδίου, η δυνατότητα φασματοσκοπίας λόγω των ισχυρών πεδίων και οι περιορισμένες ενεργειακές ανάγκες. Από την άλλη, στα μειονεκτήματα του ανήκουν το υψηλό κόστος αγοράς- εγκατάστασης- συντήρησης, η πιθανότητα απόπνιξης και η απαίτηση για μόνωση του χώρου καθώς έχει μεγάλη διασπορά των μαγνητικών πεδίων. Στα μειονεκτήματα του, επίσης, συγκαταλέγεται το γεγονός ότι το μέγεθος της οπής του μαγνητικού τομογράφου είναι απαγορευτικό για την εξέταση παχύσαρκων ή κλειστοφοβικών ασθενών καθώς επίσης και η δυσκολία να πραγματοποιηθούν επεμβατικές τεχνικές [16,18].

Εντάσεις σήματος σε εικόνες T1 προσανατολισμού	Αντιστοιχία
Υψηλό σήμα (φωτεινό)	Λίπος Αιμαγγίωμα Ενδοσσοτικό λίπωμα Μεταβολή λόγω ακτινοβολίας Εκφύλιση-λιπώδης εναπόθεση Κύστες με πρωτεϊνικό υγρό Παραμαγνητικά σκιαγραφικά μέσα Αργή ροή αίματος
Χαμηλό σήμα (σκοτεινό)	Συμπαγές οστό Άσηπτη νέκρωση Έμφραγμα Λοίμωξη Όγκοι Σκλήρυνση Κύστες Επασβεστώσεις
Χωρίς σήμα	Αέρας Ταχέως κινούμενο αίμα Τένοντες Ουλώδης ιστός

Πίν. 5.1 Εντάσεις σήματος σε εικόνες T1 προσανατολισμού. (Τροποποιημένο από Westbrook, (2004) [19]).

5.2 Κονσόλα χειρισμού, διαγνωστική κονσόλα, σύστημα αποθήκευσης

Η κονσόλα χειρισμού, η διαγνωστική κονσόλα και το σύστημα αποθήκευσης βρίσκονται εκτός του χώρου του μαγνητικού τομογράφου. Η αποθήκευση των δεδομένων μπορεί να είναι είτε μη μόνιμη και αφορά βραχύχρονη αποθήκευση σε σκληρό δίσκο μέχρι την εκτύπωση είτε μόνιμη αποθήκευση σε επανεγγράψιμους δίσκους. Η αποτύπωση των εικόνων γίνεται μέσω κάμερας λέιζερ σε φιλμ ή σε ειδικό χαρτί. Η επεξεργασία μπορεί να γίνει σε δεύτερο χρόνο μετά την εξέταση από ανεξάρτητους σταθμούς εργασίας [18].

5.3 Περιφερικός εξοπλισμός

Σε αυτό ανήκουν οι συσκευές παρακολούθησης της αναπνοής και της καρδιακής λειτουργίας καθώς και η ενδοεπικοινωνία και η κάμερα έλεγχου-παρακολούθησης του ασθενούς με μόνιτορ στο χώρο της κονσόλας [18].

5.4 Θωράκιση μαγνητικού πεδίου

Το μαγνητικό πεδίο απαιτεί θωράκιση η οποία είναι μεγαλύτερη για τους υπεραγώγιμους μαγνήτες. Η θωράκιση αυτή γίνεται με φύλλα σιδηρού γεγονός το οποίο αυξάνει δραματικά το βάρος, το

χρόνο και την τιμή εγκατάστασης του μαγνητικού τομογράφου [16].

5.5 Ακολουθίες ραδιοπαλμών

Οι ακολουθίες ραδιοπαλμών σχεδιάζονται έτσι ώστε να αποδίδουν τη διαφορετική συμπεριφορά των ιστών. Είναι ακριβώς καθορισμένη χρονικά εφαρμογή ραδιοπαλμών που σε συνδυασμό με την επίδραση των βαθμιδωτών πηνίων παράγουν και διαμορφώνουν το σήμα. Οι χαρακτηριστικές παράμετροι ραδιοπαλμών είναι οι εξής [18,19]:

- Ο RF (Radio Frequency) παλμός: ο ραδιοπαλμός διέγερσης εφαρμόζεται για πολύ μικρό χρόνο και έχει ως αποτέλεσμα την απόκλιση του καθαρού μαγνητισμού από τον επιμήκη άξονα. Η ένταση και ο χρόνος εφαρμογής του ραδιοπαλμού καθορίζουν την ακριβή απόκλιση του επιμέρους μαγνητισμού,
- το TR (Time to Repeat): είναι ο χρόνος επανάληψης, από την αρχή της μιας μέχρι την αρχή της άλλης ακολουθίας,
- το TE (Time to Echo): ο χρόνος ηχούς είναι ο χρόνος από την εφαρμογή του πρώτου ραδιοπαλμού της ακολουθίας μέχρι το μέσο του χρόνου καταγραφής του σήματος,
- το TI (Time to Inversion): ο χρόνος αντιστροφής είναι ο χρόνος μεταξύ του αρχικού παλμού 180° και του παλμού 90° σε μια ακολουθία ανάκτησης αναστροφής και

Εντάσεις σήματος σε εικόνες T2 προσανατολισμού	Αντιστοιχία
Υψηλό σήμα (φωτεινό)	Εγκεφαλονωτιαίο υγρό Ενδάρθρικό υγρό Αιμαγγείωμα Λοίμωξη Φλεγμονή Οίδημα Κάποιοι όγκοι Αιμορραγία Κύστες Αργή ροή αίματος
Χαμηλό σήμα (σκοτεινό)	Συμπαγές οστό Οστικές νησίδες Δεοξυαιμοσφαιρίνη Αιμοσδερίνη Επασβέστωση
Χωρίς σήμα	Αέρας Ταχέως κινούμενο αίμα Τένοντες Συμπαγές οστό Ουλώδης ιστός

Πίν. 5.2 Εντάσεις σήματος σε εικόνες T2 προσανατολισμού. (Τροποποιημένο από Westbrook, (2004) [19]).

- το Flip angle: γωνία απόκλισης είναι η γωνία απόκλισης του διανύσματος του καθαρού μαγνητισμού από τον άξονα Z.

Οι παράμετροι που καθορίζουν την σκιαγραφική αντίθεση στο μαγνητικό συντονισμό είναι: T1, T2, πυκνότητα πρωτονίων, T2*, χημική μετατόπιση, διάχυση/διήθηση, ροή, μαγνητική επιδεκτικότητα και μεταφορά μαγνητισμού [18].

5.6 Προσανατολισμός T1

Μια τέτοιου προσανατολισμού εικόνα είναι μια εικόνα της οποίας η αντίθεση βασίζεται κυρίως στις διαφορές στους χρόνους χαλάρωσης T1 των ιστών. Για να επιτευχθεί αυτό επιλέγεται ένας αρκετά βραχύς χρόνος επανάληψης. Για να ελαχιστοποιηθεί η T2 συνεισφορά, ο χρόνος ηχούς πρέπει και αυτός να είναι βραχύς. Σε αυτές τις εικόνες, ιστοί με βραχείς χρόνους αποκατάστασης όπως το λίπος είναι φωτεινοί (υψηλή ένταση σήματος) ενώ ιστοί με μεγάλους χρόνους αποκατάστασης T1 όπως το νερό είναι σκοτεινοί (χαμηλής έντασης σήμα). Οι εικόνες αυτές παρουσιάζουν καλύτερα την ανατομία αλλά, εικόνες που θα ληφθούν μετά την χορήγηση ενδοφλέβιας σκιαγραφικής ουσίας, δείχνουν και την παθολογία. Τυπικές τιμές παραμέτρων είναι ο χρόνος επανάληψης 300-600 ms και ο χρόνος ηχούς 10-30 ms. Στον Πίνακα 5.1 φαίνονται οι εντάσεις σήματος όπως απεικονίζονται σε εικόνες T1 προσανατολισμού [19].

5.7 Προσανατολισμός T2

Σε μια τέτοια εικόνα πρέπει να παρουσιαστούν οι διαφορές στους χρόνους χαλάρωσης T2 των ιστών. Αυτό επιτυγχάνεται όταν επιλέγεται ένας χρόνος ηχούς που είναι αρκετά μεγάλος ενώ η T1 συνεισφορά ελαχιστοποιείται επιλέγοντας μεγάλο χρόνο επανάληψης. Ιστοί με βραχύ χρόνο απόσβεσης T2, όπως το λίπος είναι σκοτεινοί (χαμηλή ένταση σήματος) ενώ ιστοί με μακρύ χρόνο απόσβεσης T2 όπως το νερό είναι φωτεινοί (υψηλή ένταση σήματος). Οι εικόνες αυτές παρουσιάζουν καλύτερα την παθολογία αφού μεγάλο ποσοστό αυτής, έχει αυξημένη συγκέντρωση νερού. Οι τυπικές τιμές παραμέτρων είναι χρόνος επανάληψης 2000ms + και χρόνος ηχούς 70 ms +. Στον Πίνακα 5.2 φαίνονται οι εντάσεις σήματος όπως απεικονίζονται σε εικόνες T2 προσανατολισμού [19].

5.8 Ανάκτηση αναστροφής (Inversion Recovery, IR)

Αυτή η ακολουθία χρησιμοποιεί παλμό 180° για να αντιστρέψει τον επιμήκη μαγνητισμό σε σχέση με την κατεύθυνση του στατικού πεδίου. Μετά από καθορισμένο χρονικό διάστημα TI εφαρμόζεται παλμός 90° και μετά πάλι 180° και ακολούθως λαμβάνεται σήμα TE. Ο χρόνος TI είναι ο κύριος παράγοντας που ελέγχει την αντίθεση στις ακολουθίες IR. Στην

Απόλυτες αντενδείξεις εξέτασης
<ul style="list-style-type: none"> • Βηματοδότης • Σιδηρομαγνητικά ενδοκρανιακά clips (ανεύρησμα) • Μεταλλικά θραύσματα σε ζωτικά σημεία πχ μάτια • Καθετήρες Swan-Ganz (themodilution) • Καρωτιδικό πρόθεμα Forrean-Blaylock
Σχετικές αντενδείξεις εξέτασης
<ul style="list-style-type: none"> • Θραύσματα σε μη ζωτικά σημεία • Εγκυμοσύνη • Υπολεπόμενα εξωτερικά καλώδια βηματοδότη • Μη σιδηρομαγνητικά κοχλιακά προθέματα • Εγχυτές ινσουλίνης • Νευροδιεγέρτες • Προσθετικές βαλβίδες καρδιάς (συμβουλευόμαστε σχετικούς πίνακες) • Αιμοστατικά clips στον κορμό (συμβουλευόμαστε σχετικούς πίνακες) • Κλειστοφοβία
Ασφαλής εξέταση
<ul style="list-style-type: none"> • Μη σιδηρομαγνητικά ενδοκρανιακά clips • Οι περισσότερες καρδιακές βαλβίδες • Προθέματα αρθρώσεων και άλλα ορθοπεδικά υλικά • Τα περισσότερα χειρουργικά clips • Οι περισσότερες «ομπρέλες» της κάτω κοίλης φλέβας • Συσκευές έγχυσης χημειοθεραπείας • Αντισυλληπτικό ενδομήτριο σπείραμα • Εμφυτεύματα οδόντων

Πίν. 5.3 Αντενδείξεις εξέτασης ασθενών με μαγνητική τομογραφία και περιπτώσεις ασφαλούς εξέτασης. (Τροποποιημένο από Smith, (2010)[17]).

παραλλαγή STIR (ακολουθία ανάκτησης αναστροφής με βραχύ T1) γίνεται χρήση μικρών T1. Χρόνοι T1 αυτού του μεγέθους τοποθετούν τον παλμό διέγερσης 90° στη συγκεκριμένη χρονική στιγμή στην οποία το σήμα του λίπους διαπερνά το εγκάρσιο επίπεδο και κατά συνέπεια ο παλμός αυτός δεν παράγει σήμα. Με αυτό τον τρόπο δημιουργούνται οι εικόνες καταστολής λίπους που βρίσκουν εφαρμογή στην απεικόνιση του μυοσκελετικού συστήματος. Οι τυπικές τιμές παραμέτρων για τη STIR είναι T1 100-180 ms, χρόνος ηχούς 70 ms + και μεγάλος χρόνος επανάληψης [19].

5.9 Σφάλματα μαγνητικού τομογράφου

Ως σφάλμα ορίζεται κάθε απόκλιση της εικόνας από την ακριβή αναπαράσταση των ανατομικών και γεωμετρικών χαρακτηριστικών του ανθρωπίνου σώματος. Σε αδρές γραμμές τα artifacts στην μαγνητική τομογραφία, μπορεί να προέρχονται από τέσσερις διαφορετικές πηγες. Η πρώτη, αφορά σφάλματα που παράγονται εξαιτίας κάποιου είδους κίνησης, η οποία έχει περίοδο μεγαλύτερη από την περίοδο που διαρκεί η δειγματοληψία των δεδομένων. Η δεύτερη

πηγή αφορά artifacts που προέρχονται από σφάλματα κατά τη διαδικασία των υπολογισμών. Τέτοια είναι το Aliasing, το Chemical Shift artifact, το Truncation, το Φαινόμενο Μερικού Όγκου (Partial Volume Effect) και artifact που προέρχονται από σφάλματα των δεδομένων. Η τρίτη κατηγορία αφορά artifact τα οποία σχετίζονται με τη Ραδιοσυχνότητα (RF) και τα Gradients. Αυτά είναι πχ το Crosstalk artifact, τα artifacts που προέρχονται από τα Eddy currents, τα artifact γεωμετρικής παραμόρφωσης κ.ά. Τέλος, η τέταρτη κατηγορία αφορά artifact τα οποία σχετίζονται με το εξωτερικό μαγνητικό πεδίο και artifact τα οποία έχουν να κάνουν με τη Μαγνητική Δεκτικότητα, δηλαδή την παρουσία μεταλλικών αντικειμένων ή την παρουσία σιδηρομαγνητικών ή παραμαγνητικών υλικών στην περιοχή της εξέτασης [18,19].

5.10 Αρχές ασφάλειας στο μαγνητικό τομογάφο

Η δυνατότητα του μαγνήτη να έλκει τα μεταλλικά αντικείμενα τα οποία τοποθετούνται στο μαγνητικό πεδίο, το καθιστά ιδιαίτερα επικίνδυνο για όποιον βρεθεί μεταξύ του αντικείμενου και του μα-

γνήτη. Η επικινδυνότητα της κατάστασης αυτής δεν πρέπει να υποεκτιμάται και για αυτό το λόγο λαμβάνονται αυστηρά μετρά για την είσοδο έμψυχου και άψυχου υλικού εντός του χώρου του μαγνητικού τομογράφου. Οποιοδήποτε μεταλλικό υλικό όπως καρφίτσες, κέρματα, ψαλίδια, μαγνητικές κάρτες και κινητά θα πρέπει να αφαιρούνται πριν την είσοδο στο χώρο του μαγνητικού πεδίου. Επιπλέον υπάρχει ειδική μέριμνα ώστε να υπάρχουν ειδικές, συμβατές με το μαγνήτη, συσκευές όπως συσκευή παροχής οξυγόνου, καρδιογράφος, καρότσι – κρεβάτι μεταφοράς και άλλα. Σε ασθενείς με ενδοκρινικά clips ανευρυσμάτων, καρδιακούς βηματοδότες, προσθετικές βαλβίδες καρδιάς, κοχλιακά πρόσθετα και ενδοφθαλμικά σιδηρομαγνητικά ξένα σώματα, η είσοδος εντός του μαγνητικού πεδίου αποτελεί απόλυτη αντένδειξη. Με ιδιαίτερη προσοχή και κατόπιν συνεννόησης με τον παραπέμποντα ιατρό μπορούν να εξεταστούν ασθενείς με ορθοπεδικά πρόσθετα και κοιλιακά χειρουργικά clips. Δεν έχουν αναφερθεί αντενδείξεις στην εξέταση με μαγνητικό τομογράφο για εγκύους και παιδιά αλλά λόγω έλλειψης σχετικών ερευνών η εξέταση τους γίνεται σε περιορισμένο βαθμό και μόνο στις περιπτώσεις εκείνες στις οποίες, τα αποκτώμενα από την εξέταση οφέλη είναι σημαντικά ανώτερα των πιθανών κινδύνων. Τέλος, ακόμα και σε ασθενείς που δεν έχουν κάποια εντοπισμένη αντένδειξη δίνεται η οδηγία να ενημερώσουν άμεσα το προσωπικό σε περίπτωση που νιώσουν κάποια αδιαθεσία όπως δύσπνοια ή αίσθημα καύσου, με σκοπό την αποφυγή ανεπιθύμητων παρενεργειών πχ θερμικό έγκαυμα. Αναλυτική και κατανοητή λίστα των ιατρικών εμφυτευμάτων και της συμβατότητας τους με τον μαγνήτη φαίνεται στο www.mrisafety.com [17,21]. Στον Πίνακα 5.3 φαίνονται οι απόλυτες και σχετικές αντενδείξεις για την εξέταση καθώς και οι περιπτώσεις ασφαλούς εξέτασης [20].

6. Σπινθηρογράφημα

Το σπινθηρογράφημα οστών λειτούργησε συμπληρωματικά των υπολοίπων τεχνικών, παρέχοντας μια μεταβολική αξιολόγηση των οστικών αλλαγών, οι οποίες συνδέονται με πολλές κοινές διαταραχές του σκελετού. Συνεπώς, το σπινθηρογράφημα οστών είναι πολύτιμο στην αποκάλυψη σκελετικών αλλοιώσεων. Η υψηλή του ευαισθησία και η σχετική του ευκολία, το καθιστούν ένα χρήσιμο εργαλείο για τη διάγνωση και τη διαχείριση μιας ευρείας ποικιλίας σκελετικών διαταραχών [21].

Το σπινθηρογράφημα οστών εντάσσεται στις διαδικασίες πυρηνικής απεικόνισης, προσφέροντας το πλεονέκτημα της συνολικής εξέτασης του σώματος με χαμηλό κόστος και υψηλή ευαισθησία. Η δύναμη αυτής της εξέτασης στηρίζεται στη φυσιολογική πρόσληψη και παθοφυσιολογική συμπεριφορά των ^{99m}Tc Τεχνήτιο (^{99m}Tc -) διφωσφονικών. Η διαγνωστική χρησιμότητα, η ευαισθησία, η ειδικότητα και η προγνωστική αξία του ^{99m}Tc σπινθηρογραφή-

ματος οστών για καλοήθειες συνθήκες και όγκους καθιερώθηκε όταν ήταν διαθέσιμη μόνο η επίπεδη απεικόνιση. Η αξονική και η μαγνητική τομογραφία μπορεί να συμπληρώνει, αλλά δεν αντικαθιστά το σπινθηρογράφημα οστών που συχνά ανιχνεύει την παθολογία πριν εκτιμηθούν οι ανατομικές αλλαγές. Σχεδόν όλες οι σαρώσεις οστών που πραγματοποιούνται, εξακολουθούν να χρησιμοποιούν επίπεδες εικόνες ως θεμέλιο τους, με τη μονού φωτονίου εκπομπής αξονική τομογραφία (Single Photon Emission Computed Tomography, SPECT) να προσθέτει συμπληρωματικές πληροφορίες [22]. Το σπινθηρογράφημα οστών έχει γίνει ένα πρότυπο, καθημερινό εργαλείο στην ανάλυση και τη διάγνωση των ορθοπεδικών παθήσεων. Η ικανότητά του να ανιχνεύει μεταβολές στα ποσοστά του κύκλου εργασιών των οστών συνδέεται με πολλές προϋποθέσεις και προσφέρεται για την έγκαιρη ανίχνευση των κρυφών καταγμάτων, την παρουσία και την έκταση των μεταστάσεων, την εξέλιξη της αρθρίτιδας των αρθρώσεων και την αξιολόγηση των προβληματικών προθέσεων. Αρχικά, πολλές από αυτές τις συνθήκες μπορούν να παρουσιάζουν μη ευδιάκριτη ακτινολογική ανωμαλία, μπορεί να επισκιάζονται από πιο εντυπωσιακά χαρακτηριστικά από άλλες τοπικές συνθήκες που συνυπάρχουν ή μπορεί να επισκιαστούν από περίπλοκα σκελετικά σχήματα όπως εκείνα της σπονδυλικής στήλης ή του καρπού [22].

6.1 Παραγωγή ραδιενεργών ισοτόπων

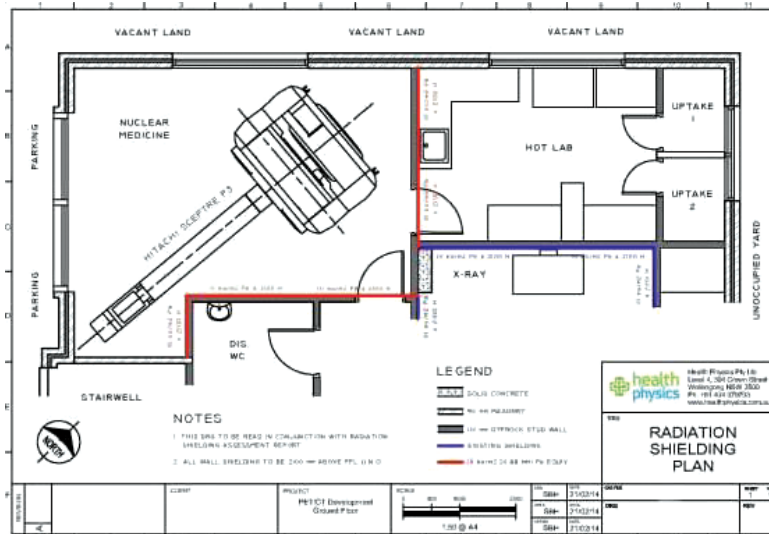
Τα ραδιενεργά ισότοπα που χρησιμοποιούνται στην πυρηνική ιατρική για απεικόνιση οργάνων είναι τεχνητά. Τα ισότοπα που χρησιμοποιούνται στις απεικονίσεις είναι τριών κατηγοριών [23]:

1. Τα ισότοπα που εκπέμπουν σωμάτια β^- ,
2. ισότοπα στα οποία παρουσιάζεται το φαινόμενο της ηλεκτρικής σύλληψης και
3. ισότοπα που εκπέμπουν σωμάτια β^+ .

Οι μονάδες παράγωγης ραδιενεργών ισοτόπων διακρίνονται σε τρεις βασικές κατηγορίες οι οποίες είναι [23]:

1. αυτές που χρησιμοποιούν δέσμες νετρονίων τα οποία παράγονται σε πυρηνικούς αντιδραστήρες, γεννήτριες νετρονίων και ισοτοπικές πηγές,
2. αυτές που χρησιμοποιούν δέσμες φορτισμένων σωματιδίων και
3. αυτές που χρησιμοποιούν δέσμες φωτονίων υψηλής ενέργειας τα οποία παράγονται σε ισοτοπικές γεννήτριες («αγελάδες»).

Οι ισοτοπικές γεννήτριες βασίζονται στο φαινόμενο της ραδιενεργού ισορροπίας και με αυτές επιτυγχάνεται η ελαχιστοποίηση του χρόνου έκθεσης του ασθενούς σε ακτινοβολία, επιλέγοντας ισότοπο μικρής διάρκειας ζωής, και η ελαχιστοποίηση της ενέργειας που απορροφάται από τους ιστούς (δόση), επιλέγοντας ισότοπα που δεν εκπέμπουν άλλες ακτινοβολίες εκτός από αυτήν που απαιτείται για την απεικόνιση (μονοχρωματική ακτινοβολία γ). Αυτά



Εικ. 6.1 Σχεδιασμός τμήματος πυρηνικής ιατρικής. (Τροποποιημένο από www.healthphysics.com).

επιτυγχάνονται με τη χρήση του Τεχνητίου (^{99m}Tc) το οποίο έχει χρόνο ημίσειας ζωής 6 ώρες και εκπέμπει φωτόνια γ 140 KeV καθώς και του Ινδίου ^{113m}In το οποίο έχει χρόνο υποδιπλασιασμού 1,67 ώρες και εκπέμπει φωτόνια γ 390 KeV. Το Τεχνητίο, κυρίως, είναι το ισότοπο επιλογής για απεικόνιση με γ -Camera στον χώρο της πυρηνικής ιατρικής [22]. Η εκτεταμένη χρήση του, οφείλεται στις φυσικές ιδιότητές του οι οποίες είναι [24]:

- η μονοενεργειακή γ -ακτινοβολία,
- η κατάλληλη ενέργεια για ανίχνευση με τις συμβατικές γ -Camera,
- ο μικρός χρόνος ημιζωής,
- το χαμηλό κόστος,
- η διαθεσιμότητα, λόγω της γεννήτριας Mo-99 \rightarrow Tc-99 και
- η εκτεταμένη εφαρμογή στη σύνθεση μεγάλης σειράς ραδιοφαρμάκων.

6.2 Σχεδιασμός εργαστηρίου πυρηνικής ιατρικής

Το εργαστήριο πυρηνικής ιατρικής είναι ένας ειδικός χώρος στον οποίο ακολουθούνται βασικοί κανόνες. Το εργαστήριο αυτό χωρίζεται σε δυο τμήματα: το ψυχρό τμήμα που περιλαμβάνει τη γραμματεία, την αίθουσα αναμονής, τα γραφεία των γιατρών και την τουαλέτα του προσωπικού και το θερμό τμήμα που περιλαμβάνει το θερμό εργαστήριο, το δωμάτιο ψυγείο, την αίθουσα χορηγήσεων, το σαλόνι και την τουαλέτα των ασθενών μετά τη χορήγηση, τους χώρους γ -κάμερας και το εργαστήριο In vitro (Εικόνα 6.1). Άτομα κάτω των 18 ετών και έγκυες δεν πρέπει να κυκλοφορούν στους χώρους πυρηνικής ιατρικής [23,24].

Για την απεικόνιση των οστών χρησιμοποιούνται φωσφορικά παράγωγα σεσημασμένα με Tc-99m. Το

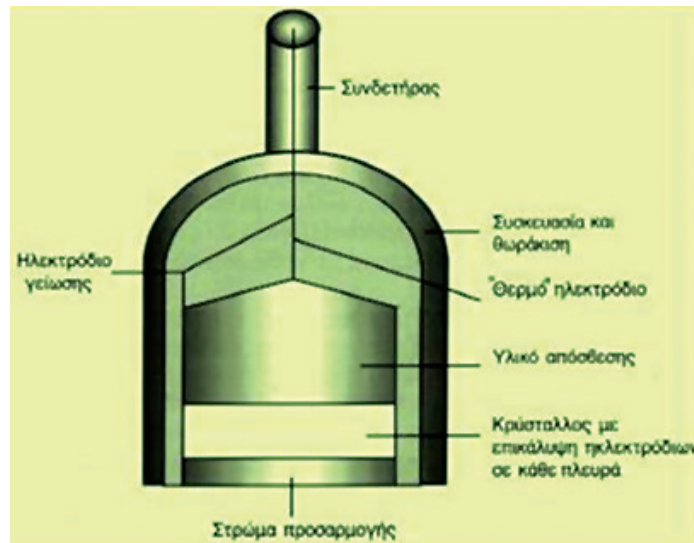
πιο διαδεδομένο είναι τα διφωσφορικά παράγωγα που παρουσιάζουν ως πλεονεκτήματα [24]:

- την μεγαλύτερη σταθερότητα σήμανσης,
- τη συμπεριφορά ως καθαρά οστεόφιλα,
- τη γρήγορη οστική πρόσληψη (μια ώρα μετά την ενδοφλέβια χορήγηση το 58% του ραδιοφαρμάκου έχει καθηλωθεί στα οστά) αλλά και τη γρήγορη κάθαρση (αποβολή από τα ουρά του 60% της χορηγούμενης δόσης σε 3-4 ώρες),
- τη χαμηλή αναρροφούμενη δόση ακτινοβολίας από τον ασθενή και τέλος
- το καλύτερο πηλίκιο πρόσληψης ραδιοφαρμάκου στα οστά ως προς τα μαλακά μόρια.

6.3 Εκτέλεση σπινθηρογραφήματος οστών

Η σήμανση των διφωσφορικών αλάτων είναι μια εύκολη διαδικασία. Το Tc-99m που έχει πρόσφατα εκλυθεί από τη γεννήτρια, εισέρχεται με όλους τους κανόνες ασηψίας στο ψυχρό kit των διφωσφορικών σε θερμοκρασία δωματίου και αφού αναδευθεί ελαφρά το μίγμα παραμένει για μερικά λεπτά σύμφωνα με τις οδηγίες της κατασκευάστριας εταιρείας. Το μίγμα είναι άχρωμο και χορηγείται ενδοφλεβίως. Ο συνήθης χρόνος παραμονής για λήψη ικανοποιητικής απεικόνισης κυμαίνεται μεταξύ 3 με 4 ωρών και σε αυτό το διάστημα συνίσταται στον ασθενή η λήψη πολλών υγρών. Η εξέταση διαρκεί κατά μέσο όρο 30 με 40 λεπτά και λαμβάνονται πολλαπλές προβολές σε λήψεις 180° με 360° με κυκλική φόρα της γ - κάμερας γύρω από τον ασθενή, ενώ η ανιχνευτική μονάδα παραμένει παράλληλη στην επιφάνεια του σώματος. Σε περίπτωση αμφιβολιών μπορούν να ληφθούν επιμέρους λήψεις με τη βοήθεια τομογραφικής γ -κάμερας για μεγαλύτερη ευαισθησία, ειδικότητα και διαγνωστική ακρίβεια [23,24].

Οι περισσότερες τεχνικές απεικόνισης, όπως



Εικ. 7.1 Βασικός σχεδιασμός απλού ηχοβολέα υπερήχων. (Τροποποιημένο από www.nde-ed.org).

απλές ακτινογραφίες, αξονική τομογραφία (CT) και ο μαγνητικός συντονισμός (MRI), αποκαλύπτουν την ανατομία σε ένα μόνο επίπεδο ή σε περισσότερα, με τη βοήθεια των ανασυνθέσεων και της τρισδιάστατης απεικόνισης. Το σπινθηρογράφημα οστών ως «μεταβολική εικόνα», εντοπίζει ανατομικά μια αλλοίωση αξιολογώντας τη μεταβολική δραστηριότητα του οστού, σε σύγκριση με το γειτονικό φυσιολογικό οστό. Η σάρωση μετρά την μεταβολική «θερμοκρασία» της εικόνας, και περιγράφεται ως «θερμή ή ψυχρή» περιοχή. Το σπινθηρογράφημα οστών συχνά αναφέρεται ως «μη ειδική» δοκιμή καθώς δεν μπορεί να παρέχει τη δυνατότητα διαφοροδιάγνωσης, μεταξύ μιας φλεγμαίνουσας πρόθεσης από μια χαλαρή, αλλά μπορεί να χρησιμεύσει ως μια εξαιρετική πρώτη εικόνα ώστε να προσδιοριστεί το συστατικό το οποίο εμπλέκεται, εάν συνδέεται με ένα κάταγμα ή άλλη συμπτωματική διεργασία, ή εάν το πρόβλημα είναι σε ένα γειτονικό οστό και δεν σχετίζεται καθόλου με την πρόθεση. Υπάρχουν «διαγνωστικές σαρώσεις» πυρηνικής ιατρικής, οι οποίες λόγω των απεικονίσεων που παρέχουν, κατατάσσονται στις «ειδικές» εξετάσεις με χαρακτηριστική την υπολογιστική τομογραφία εκπομπής (Emission Computed Tomography, ECT). Η ECT μπορεί να «βλέπει» τις μικρές αλλοιώσεις και κακώσεις χαμηλής δραστηριότητας οι οποίες δεν είναι ανιχνεύσιμες στις συνήθεις σαρώσεις [21].

7. Υπερηχοτομογραφία

Ο υπέρηχος είναι ο όρος που χρησιμοποιείται για να περιγράψει τον ήχο των συχνοτήτων άνω των 20.000 Hertz (Hz), πέρα από το εύρος της ανθρώπινης ακοής. Οι συχνότητες των 1-30 Megahertz (MHz) είναι χαρακτηριστικές για το διαγνωστικό υπέρηχο. Η διαγνωστική απεικόνιση υπερήχων εξαρτάται από

την υπολογιστική ανάλυση των ανακλώμενων κυμάτων υπερήχων, η οποία με μη επεμβατικό τρόπο δημιουργεί άρτιες εικόνες των εσωτερικών δομών του σώματος. Για το λόγο αυτό, οι διαφορετικές περιοχές συχνοτήτων οι οποίες χρησιμοποιούνται για την εξέταση των διαφόρων τμημάτων του σώματος είναι [25,26]:

- 3-5 MHz για περιοχές της κοιλιάς,
- 5-10 MHz για τα μικρά και επιφανειακά τμήματα και
- 10-30 MHz για το δέρμα ή τα μάτια.

7.1 Παραγωγή υπερήχων

Πιεζοηλεκτρικοί κρύσταλλοι ή υλικά είναι σε θέση να μετατρέψουν τη μηχανική πίεση (η οποία προκαλεί μεταβολές στο πάχος τους) σε ηλεκτρική τάση στην επιφάνεια τους (πιεζοηλεκτρικό φαινόμενο). Εάν η εφαρμοζόμενη ηλεκτρική τάση εναλλάσσεται, επάγει ταλαντώσεις, οι οποίες μεταδίδονται ως κύματα υπερήχων εντός του περιβάλλοντος μέσου. Ο πιεζοηλεκτρικός κρύσταλλος, ως εκ τούτου, χρησιμεύει ως ένας ηχοβολέας, που μετατρέπει την ηλεκτρική ενέργεια σε μηχανική και το αντίστροφο. Οι ηχοβολείς υπερήχων κατασκευάζονται συνήθως από λεπτούς δίσκους ενός τεχνητού κεραμικού υλικού όπως ο ζirkοτιτανικός μόλυβδος. Το πάχος του υλικού αυτού (συνήθως 0,1-1 mm) καθορίζει τη συχνότητα υπερήχων. Ο βασικός σχεδιασμός του απλού ηχοβολέα παρουσιάζεται στην Εικόνα 7.1. Όταν δεν εκπέμπει έναν παλμό (κατά το 99% του χρόνου), ο ίδιος πιεζοηλεκτρικός κρύσταλλος μπορεί να δράσει ως δέκτης [25].

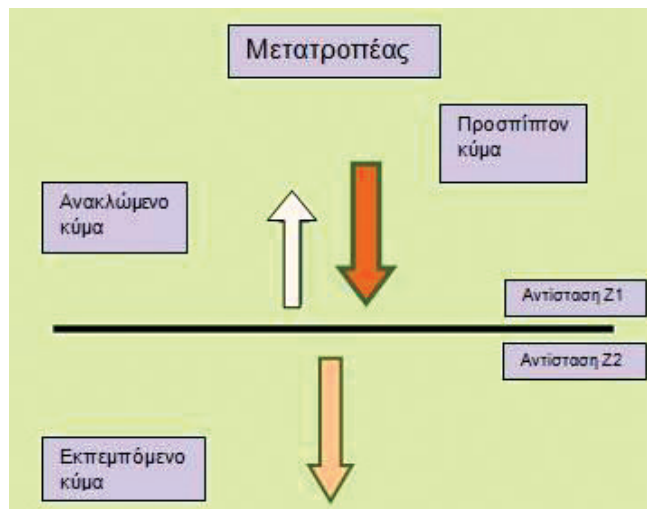
7.2 Ιδιότητες υπερήχων

Ο ήχος είναι μία δόνηση που μεταδίδεται μέσω ενός στερεού, υγρού ή αερίου μέσου όπως τα μηχανικά κύματα πίεσης που μεταφέρουν κινητική ενέργεια.

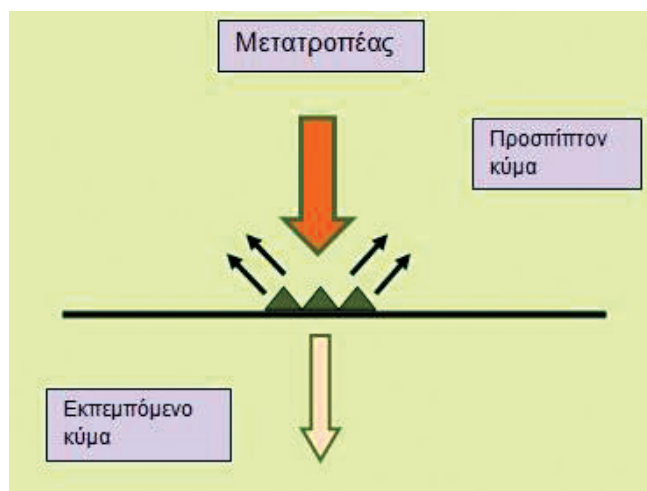
γεια. Επομένως, ένα μέσο πρέπει να είναι παρόν για τη διάδοση αυτών των κυμάτων. Ο τύπος των κυμάτων εξαρτάται από το μέσο. Ο υπέρηχος διαδίδεται σε ένα υγρό ή αέριο μέσο όπως τα διαμήκη κύματα, στα οποία τα σωματίδια του μέσου δονούνται κατά μήκος της κατεύθυνσης διάδοσης, διαδοχικά συμπιέζοντας και αραιώνοντας το υλικό. Σε στερεά όπως το οστό, ο υπέρηχος μπορεί να μεταδοθεί τόσο ως διαμήκη όσο και ως εγκάρσια κύματα. Στην τελευταία αυτή περίπτωση, τα σωματίδια κινούνται κάθετα προς την κατεύθυνση της διάδοσης. Η ταχύτητα του ήχου εξαρτάται από την πυκνότητα και τη συμπιεστότητα του μέσου. Η σχέση μεταξύ της συχνότητας (f), της ταχύτητας (c) και του μήκους κύματος (λ) δίδεται από τη σχέση [25]:

$$\lambda = c/f$$

Όπως συμβαίνει στο νερό, οι υπέρηχοι διαδίδονται στο μαλακό ιστό ως διαμήκη κύματα, με μέση ταχύτητα περίπου 1540 m/s (λιπώδη ιστό: 1470 m/s, μύες: 1570 m/s). Η κατασκευή των εικόνων με υπέρηχους βασίζεται στην μέτρηση των αποστάσεων, η οποία, με τη σειρά της, βασίζεται στη σχεδόν σταθερή ταχύτητα διάδοσης. Ωστόσο, η ταχύτητα στο οστό (περίπου 3600 m/s) και τον χόνδρο είναι πολύ υψηλότερη και μπορεί να δημιουργήσει παραπλανητικά αποτελέσματα σε εικόνες, που αναφέρονται ως ψευδενδείξεις (artifacts). Το μήκος κύματος των υπέρηχων επηρεάζει την ανάλυση των εικόνων οι οποίες λαμβάνονται. Όσο υψηλότερη είναι η συχνότητα, τόσο μικρότερο είναι το μήκος κύματος και τόσο καλύτερη είναι η ανάλυση. Όταν τα ηχητικά κύματα απορροφηθούν, η κινητική τους ενέργεια μετατρέπεται σε θερμότητα (θερμική ενέργεια) στο μέσο. Το οστό απορροφά τον υπέρηχο πολύ περισσότερο από ότι οι μαλακοί ιστοί, επομένως, σε αδρές γραμμές, οι υπέρηχοι είναι κατάλληλοι για την εξέταση μόνο των επιφανειών των οστών. Η ενέργεια του υπερήχου δεν μπορεί να φτάσει στις περιοχές πίσω από τα οστά. Ως εκ τούτου, αν οι συχνότητες που χρησιμοποιούνται δεν είναι πολύ χαμηλές, οι εικόνες υπερήχων δείχνουν μια μαύρη ζώνη πίσω από τα οστά, που ονομάζεται ακουστική σκιά. Αντανάκλαση, σκέδαση και διάθλαση είναι επίσης μορφές αλληλεπίδρασης μεταξύ υπερήχων και μέσου. Η διαφορά μεταξύ της ακουστικής αντίστασης διαφορετικών βιολογικών ιστών και οργάνων είναι πολύ μικρή. Ως εκ τούτου, μόνο ένα πολύ μικρό κλάσμα του παλμού υπερήχων ανακλάται, και το μεγαλύτερο μέρος της ενέργειας μεταδίδεται (Εικόνα 7.2). Αυτό αποτελεί προϋπόθεση για την κατασκευή εικόνων υπερήχων, αναλύοντας την ηχώ από τις διαδοχικές ανακλάσεις σε διαφορετικά βάθη. Αντανάκλαση σε ένα λείο σύνορο που έχει μια διάμετρο μεγαλύτερη από εκείνη της δέσμης υπερήχων ονομάζεται «κατοπτρική ανάκλαση». Ο αέρας και το αέριο αντικατοπτρίζουν το σύνολο σχεδόν της ενέργειας ενός παλμού υπερήχων που φθάνουν μέσω ενός ιστού. Ως εκ τούτου, μια ακουστική σκιά φαίνεται πίσω από φυσαλίδες αέρα. Για τον ίδιο λόγο, ένα μέσο σύζευξης είναι απαραίτητο για την εξάλει-

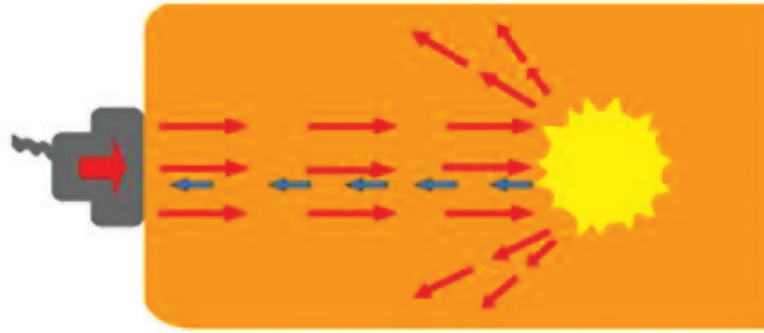


Εικ. 7.2 Κατοπτρική ανάκλαση υπερήχου σε λεία επιφάνεια. Ο ηχοβολέας εκπέμπει ένα παλμό υπερήχου. (Τροποποιημένο από www.vaulttrasound.com).

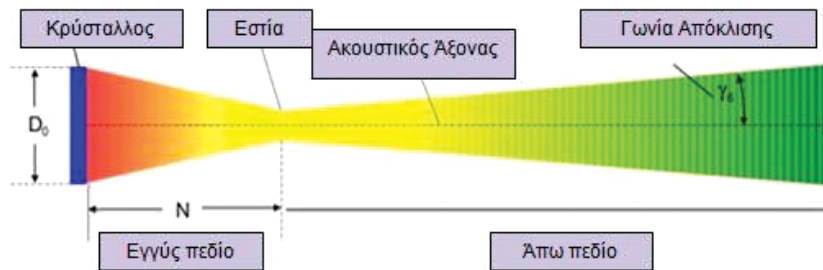


Εικ. 7.3 Κατοπτρική ανάκλαση υπερήχου σε τραχύ περιβάλλον. (Τροποποιημένο από www.vaulttrasound.com).

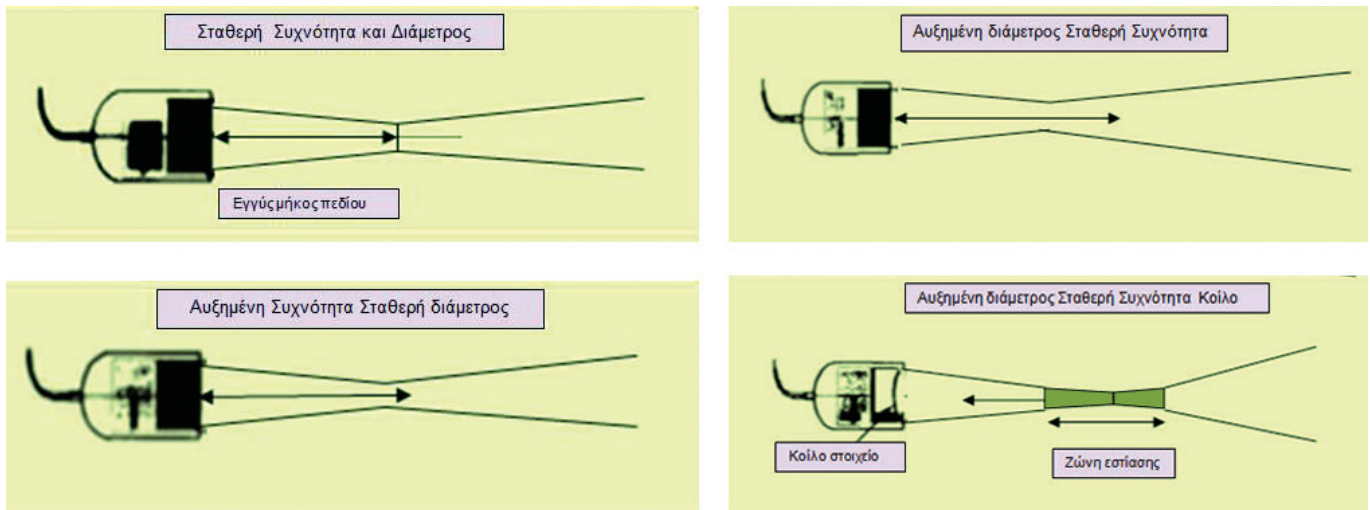
ψη του αέρα μεταξύ του ηχοβολέα και του δέρματος. Τα όρια των ιστών, συμπεριλαμβανομένων των επιφανειών των οργάνων και των τοιχωμάτων των αγγείων, δεν είναι λεία, αλλά θεωρούνται ως «ακατέργαστα» από τη δέσμη υπερήχων, δηλαδή, υπάρχουν ανωμαλίες σε κλίμακα παρόμοια με το μήκος κύματος του υπερήχου. Αυτές οι διεπαφές προκαλούν μη κατοπτρικές αντανάκλασεις, γνωστές ως οπισθοσκέδαση. Μερικές από αυτές τις αντανάκλασεις θα φτάσουν στον ανιχνευτή και θα συμβάλλουν στην κατασκευή της εικόνας (Εικόνα 7.3). Ένα παρόμοιο αποτέλεσμα παρατηρείται με πολύ μικρούς ανακλαστές, των οποίων η διάμετρος είναι παρόμοια με εκείνη του μήκους κύματος της δέσμης υπερήχων. Αυτοί οι



Εικ. 7.4 Σχηματική απεικόνιση σκεδαστή υπερήχων. Μέρους των οπισθοσκεδαζόμενων ηχών θα φτάσουν τον ανακλάστη. (Τροποποιημένο από howequipmentworks.com).



Εικ. 7.5 Πεδίο υπερήχων. (Τροποποιημένο από www.slideshare.net).



Εικ. 7.6 Εστίαση ηχοβολέων υπερήχων. (Τροποποιημένο από www.slideshare.net, ίδια επεξεργασία).

ανακλαστήρες ονομάζονται «σκεδαστές» και αντανακλούν (σκεδάζουν) υπερήχους σε ένα ευρύ φάσμα γωνιών (Εικόνα 7.4) [25].

7.3 Σχήμα δέσμης υπερήχων

Το τρισδιάστατο πεδίο υπερήχων από ένα εστιασμένο ηχοβολέα μπορεί να περιγραφεί ως ένα σχήμα δέσμης [25]. Η Εικόνα 7.5 παριστάνει την εγκάρ-

σια τομή της τρισδιάστατης δέσμης υπερήχων.

Η ζώνη εστίασης είναι το στενότερο τμήμα της δέσμης και ορίζεται ως το τμήμα με διάμετρο όχι περισσότερο από δύο φορές την εγκάρσια διάμετρο της δέσμης κατά την πραγματική εστίαση. Το μήκος του εγγύς πεδίου, η θέση της εστίασης και η απόκλιση του άπω πεδίου εξαρτώνται από τη συχνότητα και τη διάμετρο (ή άνοιγμα) της δραστικής επιφάνειας του ηχοβολέα. Στην περίπτωση ενός επίπεδου κυκλι-

κού ηχοβολέα ακτίνας R, το μήκος εγγύς πεδίου (L_0) δίνεται από την έκφραση [25]:

$$L_0 \sim 0.8 R^2 / \lambda$$

Η γωνία απόκλισης (α) της δέσμης υπερήχων στο ευρύτερο πεδίο δίνεται από την έκφραση [25]:

$$\text{Sin} \alpha / 2 \sim 0.6 \lambda / R$$

Η διάμετρος της δέσμης στο εγγύς πεδίο αντιστοιχεί χονδρικά στην ακτίνα του ηχοβολέα. Η εστιακή απόσταση, καθώς και η διάμετρος της δέσμης στο σημείο εστίασης μπορεί να τροποποιηθεί με πρόσθετες εστιάσεις, όπως με τη χρήση ενός κοίλου ηχοβολέα (Εικόνα 7.6). Η μορφή και ιδιαίτερα η διάμετρος της δέσμης επηρεάζουν σημαντικά την πλευρική ανάλυση και επομένως την ποιότητα της εικόνας υπερήχων. Η εστιακή ζώνη είναι η ζώνη της καλύτερης ανάλυσης και πρέπει πάντα να τοποθετείται ώστε να συμπίπτει με την περιοχή ενδιαφέροντος [25].

7.4 Τεχνικές υπερηχοτομογραφίας

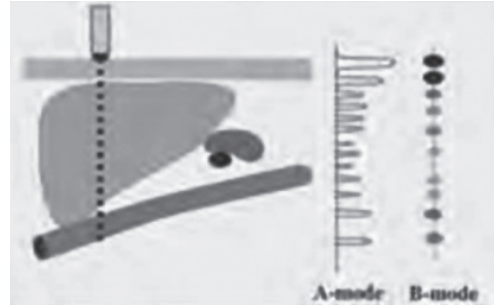
Η αρχή της ηχούς αποτελεί τη βάση όλων των κοινών τεχνικών υπερήχων. Η απόσταση μεταξύ του ηχοβολέα και του ανακλαστήρα ή σκεδαστή στον ιστό μετράται από το χρονικό διάστημα μεταξύ της εκπομπής ενός παλμού και λήψης της ηχούς του. Επιπλέον, η ένταση της ηχούς μπορεί να μετρηθεί. Οι διάφορες τεχνικές υπερήχων που χρησιμοποιούνται περιγράφονται παρακάτω [25]:

- A-mode (Εικόνα 7.7),
- B-mode (Εικόνα 7.7),
- M-mode or TM-mode (Εικόνα 7.8),
- B-scan, δυο διαστάσεων,
- τεχνικές τριών και τεσσάρων διαστάσεων,
- B-flow και
- τεχνικές Doppler.

7.5 Τεχνικά σφάλματα υπερήχων

Τα «τεχνικά σφάλματα» ανάλογα με τον τρόπο σχηματισμού τους, μπορούν να υποδιαιρεθούν σε τέσσερις κύριες ομάδες [25-27]:

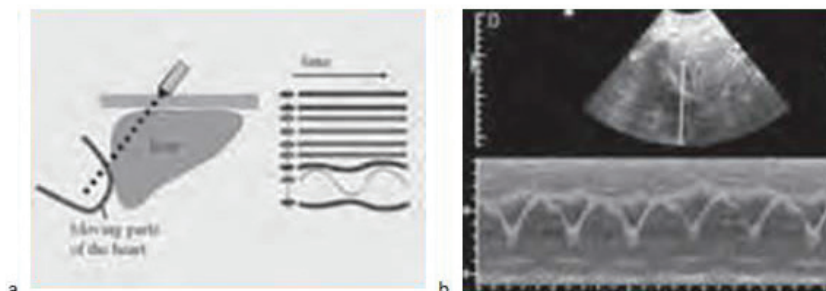
- Σφάλματα οφειλόμενα στις φυσικές ιδιότητες των υπερήχων
 - i. Σφάλματα γωνίας πρόπτωσης



Εικ. 7.7 A-mode και μιας διάστασης B-mode. Τα ύψη αιχμής σε A-mode και την ένταση των κηλίδων σε B-mode είναι ανάλογα με τη δύναμη της ηχούς στη σχετική απόσταση. (Τροποποιημένο από Lutz & Buscarini, (2011) [25]).

- ii. Ανισοτροπία
- iii. Σφάλματα διακριτικής ικανότητας
- iv. Ακουστική σκιά (Acoustic Shadowing)
- v. Τεχνικό σφάλμα επαναλαμβανόμενης αντήχησης
- vi. Τεχνικό σφάλμα ουράς κομήτη
- vii. Δακτυλιοειδές τεχνικό σφάλμα
- viii. Οπίσθια ενίσχυση της ηχητικής δέσμης
- ix. Σφάλμα ειδώλου ακουστικού κατόπτρου
- x. Σφάλματα διάθλασης
- Σφάλματα προερχόμενα από το μεταλλάκτη
 - i. Σφάλματα πάχους δέσμης
 - ii. Σφάλμα πλαγίου λοβού
 - iii. Μη καλή λειτουργία όλων των κρυστάλλων ενός μεταλλάκτη
- Σφάλματα οφειλόμενα στον υπολογιστή του μηχανήματος
 - i. Ηλεκτρονικός θόρυβος
 - ii. Παρεμβολές
 - iii. Σφάλμα ταχύτητας του ήχου
- Σφάλματα Doppler.
 - i. Σφάλμα γωνίας πρόπτωσης
 - ii. Ακουστική σκιά στο έγχρωμο Doppler
 - iii. Σφάλμα ανεπαρκούς δειγματοληψίας
 - iv. Σφάλμα υπερχειλίσης χρώματος
 - v. Εξωαυλικό σφάλμα ιστικής δόνησης
 - vi. Σφάλμα ιστικής κίνησης

Εικ. 7.8 TM-mode. (a) Τα echoes που παράγονται από ένα στατικό ηχοβολέα όταν απεικονίζονται με την πάροδο του χρόνου γραμμών σχηματισμοί από σταθερές δομές ή καμπύλες από κινούμενα μέρη. (b) Αρχική TM-mode εικόνα. (Τροποποιημένο από Lutz & Buscarini, (2011) [25]).



7.6 Τομείς εφαρμογής υπερήχων

Όλες οι περιοχές του σώματος οι οποίες δεν βρίσκονται πίσω από επιφάνειες οστού ή ιστού που περιέχει αέρα, όπως οι πνεύμονες, είναι προσιτές σε διαδερμικό υπέρηχο. Επιφάνειες του οστού (κατάγματα, οστεολυτικές βλάβες) και επιφάνειες πνευμόνων ή εξαρτήματα κενά αέρος μπορούν επίσης να αναδειχθούν. Εξετάσεις μέσω λεπτών, επίπεδων οστών είναι δυνατές σε χαμηλότερες συχνότητες. Είναι επίσης δυνατό να παρακαμφθούν τα εμπόδια με ενδο-ανιχνευτές (ενδοσκοπική υπερηχογραφία). Έτσι, διαδερμικός υπέρηχος χρησιμοποιείται κυρίως για την αξιολόγηση [25,27]:

- του λαιμού: θυρεοειδούς αδένα, λεμφαδένες, αποστήματα, αγγεία
- του στήθους: θωρακικό τοίχωμα, υπεζωκότα, διαταραχές περιφερικότερα του πνεύμονα, όγκοι μεσοθωρακίου και η καρδιά
- της κοιλιάς, του οπισθοπεριτοναϊκού χώρου και της πυέλου: παρεγχυματικά όργανα (μήτρα, ωθήκες), δομές που περιέχουν υγρό (ουροδόχος κύστη), γαστρεντερικός σωλήνας, τα μεγάλα αγγεία, τους λεμφαδένες, τους όγκους και μη φυσιολογική συλλογή υγρού και
- των άκρων (αρθρώσεις, μύες και συνδετικός ιστός, αγγεία).

7.7 Προετοιμασία ασθενούς για υπερηχοτομογραφία

Ως επί το πλείστον, καμία προετοιμασία δεν κρίνεται απαραίτητη για την τέλεση υπερηχοτομογραφίας. Παρόλα αυτά, σε ορισμένες εξετάσεις, όπως για παράδειγμα οι εξετάσεις κοιλιάς, μια περίοδος νηστείας είναι χρήσιμη ή απαραίτητη. Για την αποφυγή προβλημάτων, όπως για παράδειγμα ο μετεωρισμός, διατροφικοί περιορισμοί, σωματική άσκηση (περπάτημα πριν από την εξέταση), ακόμη και προκαταρκτική φαρμακευτική αγωγή κρίνονται επιβεβλημένοι [25].

7.8 Τοποθέτηση ασθενούς για υπερηχοτομογραφία

Η εξέταση υπερήχων πραγματοποιείται, συνήθως, με τον ασθενή ύπια κατακεκλιμένο. Η πλάγια και πρηνής κατάκλιση, συχνά χρησιμοποιούνται ως συμπληρωματικές θέσεις για την τέλεση υπερηχοτομογραφίας διαφόρων ανατομικών δομών, όπως για παράδειγμα, αυτή των νεφρών. Το υπερηχογράφημα επιτρέπει επίσης, την εξέταση του ασθενούς σε καθιστή ή όρθια θέση, θέσεις οι οποίες μπορούν να βοηθήσουν, σε ορισμένες περιπτώσεις, για τη διάγνωση πέτρας ή συλλογή υγρού (π.χ. υπεζωκοτική συλλογή) [25].

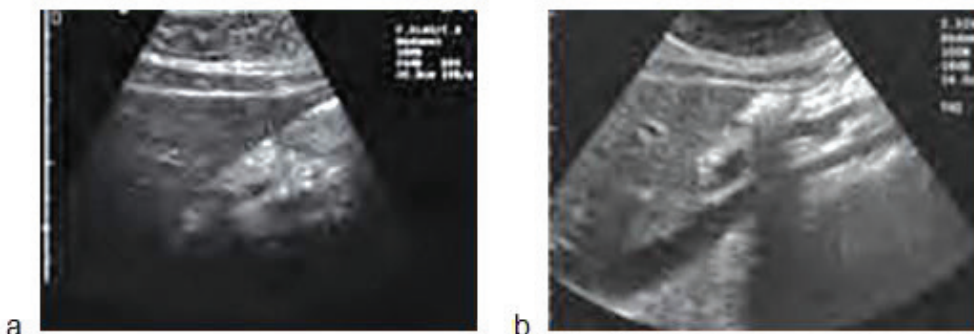
7.9 Παράγοντες σύζευξης στην υπερηχοτομογραφία

Ένας παράγοντας σύζευξης είναι απαραίτητος για να εξασφαλισθεί καλή επαφή μεταξύ του μετατροπέα και του δέρματος και για την αποφυγή ψευδενδείξεων οι οποίες προκαλούνται από την παρουσία του αέρα μεταξύ τους. Οι καλύτεροι παράγοντες σύζευξης είναι οι υδατοδιαλυτές γέλες (gel), οι οποίες είναι εμπορικά διαθέσιμες. Το νερό είναι κατάλληλο για πολύ σύντομες εξετάσεις. Απολυμαντικά υγρά μπορεί επίσης να χρησιμοποιηθούν για σύντομη σύζευξη του μετατροπέα κατά την διάρκεια καθοδηγούμενης παρακέντησης. Τέλος, ειδικά έλαια μπορεί να χρησιμοποιηθούν, ωστόσο, η χρήση τους είναι αρκετά περιορισμένη, καθώς τα έλαια έχουν το μειονέκτημα ότι προκαλούν φθορές στα ελαστικά ή στα πλαστικά σημεία του ηχοβολέα [25].

7.10 Σημεία προσοχής στη χρήση υπερήχων

Ιδιαίτερη προσοχή πρέπει να δοθεί στην αποφυγή μετάδοσης μολυσματικών παραγόντων μέσω του μετατροπέα ή της γέλης σύζευξης μεταξύ των ασθενών. Ο ηχοβολέας και οποιαδήποτε άλλα μέρη έρχονται σε άμεση επαφή με τον ασθενή, θα πρέπει να καθαρίζονται και να απολυμαίνονται μετά από κάθε

Εικ. 7.9 Επιλογή ηχοβολέα και συχνότητας υπερήχου. Σε γενικές γραμμές, οι επιφανειακές δομές εξετάζονται στα 7,5 MHz. Ωστόσο, αυτή η συχνότητα δεν είναι γενικά κατάλληλη για κοιλιακή εργασία και περιορίζεται στην εξέταση των επιφανειακών δομών. (a) Στα 7,5 MHz, μπορεί να εμφανιστεί μόνο η κοιλιακή επιφάνεια του ήπατος. (b) Το ήπαρ και οι παρακείμενες δομές μπορούν να εξεταστούν πλήρως στα 3,5 MHz. (Τροποποιημένο από Lutz & Buscarini, (2011)[25]).



εξέταση. Μία κατάλληλη μέθοδος για μολυσματικούς ασθενείς, όπως εκείνων που έχουν μολυνθεί με τον ιό της ανθρώπινης ανοσοανεπάρκειας (HIV) και με ανοικτές πληγές ή άλλες βλάβες του δέρματος, είναι η τοποθέτηση γαντιού μιας χρήσεως πάνω από τον ηχοβολέα και την κάλυψη της ενεργούς επιφάνειάς του, με επαρκή ποσότητα ζελέ [25].

7.11 Εξοπλισμός μονάδας υπερήχων

Ο σύγχρονος εξοπλισμός υπερήχων αποτελείται από «σφαιρικούς σαρωτές». Δύο ηχοβολείς, συνήθως μια καμπυλωτή συστοιχία για την περιοχή 3-5 MHz και μια γραμμική συστοιχία για την περιοχή μεγαλύτερη από 5 MHz έως 10 MHz ως «σαρωτής μικρού μέρους» μπορούν να χρησιμοποιηθούν ως «σαρωτές γενικής χρήσης» για την εξέταση όλων των περιοχών του σώματος με την τεχνική B-scan (Εικόνα. 7.9) [25,26].

8. Εκτέλεση απεικονιστικών εξετάσεων καταγμάτων ευθραυστότητας

Ως οστεοπορωτικό κάταγμα ορίζεται το κάταγμα χαμηλής ενέργειας το οποίο μπορεί να προκληθεί ακόμα και από πτώση εξ ιδίου ύψους. Τέτοιου τύπου κατάγματα είναι τα κατάγματα του ισχίου, της σπονδυλικής στήλης, και του καρπού αλλά και κατάγματα σχετιζόμενα με την οστεοπόρωση όπως τα κατάγματα της λεκάνης, του στέρνου και των πλευρών, της κνήμης, της περόνης, καθώς επίσης και κατάγματα της ωμοπλάτης και της κλείδας. Τα κατάγματα αυτά, χρήζουν ιδιαίτερης προσοχής, καθώς οδηγούν σε μείωση της κινητικότητας με αύξηση της εξάρτησης, και συνδέονται με ένα υψηλό ποσοστό θνησιμότητας. Η διάγνωση είναι δύσκολη και για αυτό, πέρα από την απλή ακτινογραφία, η προηγμένη απεικόνιση με υπολογιστική τομογραφία (CT), σπινθηρογράφημα οστών, μαγνητικό συντονισμό (MRI) και υπερηχοτομογραφία είναι χρήσιμη [5].

Κοινό τόπο όλων των μελετών σχετικά με τις απεικονιστικές τεχνικές καταγμάτων ευθραυστότητας αποτελεί η λήψη ιστορικού το οποίο θα περιλαμβάνει, εκτός της παθολογίας για την οποία προσήλθε για εξέταση, την πιθανή ύπαρξη άλλων συνοσηροτήτων και τη λήψη φαρμακευτικής αγωγής. Η λήψη ιστορικού πρέπει να πραγματοποιείται με ιδιαίτερη προσοχή καθώς θέτει την υποψία ανατομικών δομών που μπορεί να έχουν προσβληθεί και βοηθά στην ανάδειξη αυτών μέσω των απεικονιστικών τεχνικών. Έπειτα από τη λήψη ιστορικού, πραγματοποιείται η εκτέλεση της εκάστοτε απεικονιστικής εξέτασης.

8.1 Απλή ακτινογραφία

Η απλή ακτινογραφία είναι καίριας σημασίας για την ανάδειξη και την παρακολούθηση της πορείας των καταγμάτων [28]. Στην καθ' ημέρα κλινική πράξη, οι απλές ακτινογραφίες αποτελούν την πρώτη μέθοδο εκλογής για τον έλεγχο των καταγμάτων

ανεπάρκειας. Ανάλογα με την καταγματική περιοχή, η ευαισθησία της απλής ακτινογραφίας διαφέρει [1]. Πριν την λήψη των απλών ακτινογραφιών κρίνεται απαραίτητη η αφαίρεση οποιουδήποτε αντικειμένου, μπορεί να συμποβληθεί με το κάταγμα, γύρω από την προς εξέταση περιοχή. Παρακάτω περιγράφονται οι βασικές λήψεις καθώς και μέθοδοι για την ανάδειξη καταγμάτων ευθραυστότητας, ανά περιοχή ενδιαφέροντος.

8.1.1 Κάταγμα ώμου

Για την ανάδειξη καταγμάτων ευθραυστότητας στην ανατομική περιοχή του ώμου μέσω της απλής ακτινογραφίας, πραγματοποιούνται η προσθιοπίσθια και η διαωμοπλατιαία ή πλάγια προβολή. Αναλυτική αναφορά των τρόπων εκτέλεσης περιγράφεται παρακάτω.

8.1.1.1 Προσθιοπίσθια προβολή

Για την ανάδειξη των καταγμάτων ώμου ο ασθενής τοποθετείται όρθιος, χωρίς κάμψη κορμού, με την σπονδυλική στήλη ευθυασημένη και τους ώμους στο ίδιο επίπεδο. Το βραχιόνιο τοποθετείται σε θέση ελαφριάς απαγωγής και έξω στροφής, με εκτεταμένο τον αγκώνα, ώστε η γραμμή που ενώνει τους επικόκνυλους να φέρεται παράλληλα με το φιλμ. Με τη λυχνία χωρίς κλίση, η επικέντρωση γίνεται στην ανατομική δομή της κορακοειδούς απόφυσης. Συνήθως λαμβάνονται δύο ακτινογραφίες: μια με το σύστοιχο, του εξεταζόμενου ώμου, άνω άκρο σε θέση έξω στροφής, ώστε να αναδεικνύεται το μείζον βραχιόνιο όγκωμα, και η δεύτερη με το άνω άκρο σε έσω στροφή ώστε να απεικονίζεται ευκρινώς το έλασσον βραχιόνιο όγκωμα. (Εικόνα 8.1a) [29,30].

8.1.1.2 Διαωμοπλατιαία προβολή

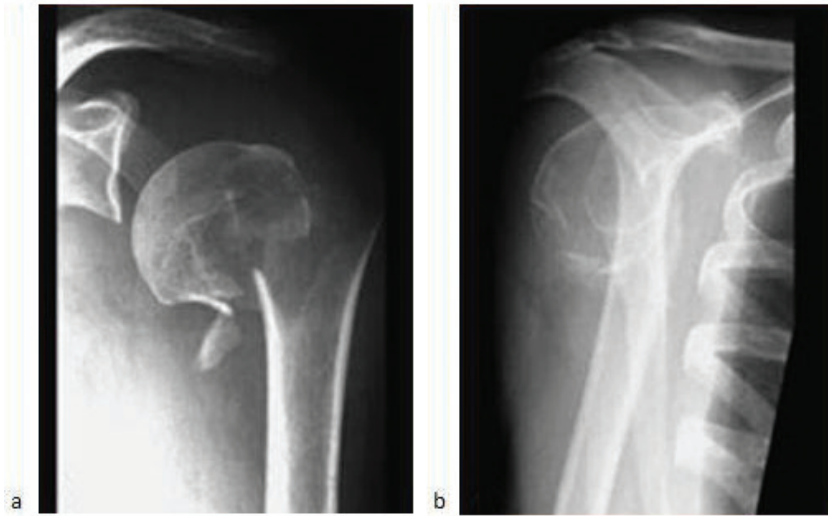
Στη λήψη αυτή, ο ασθενής στέκεται όρθιος και από την πλάγια θέση στρέφεται προς τα εμπρός με τον εξεταζόμενο ώμο να πρόσκειται ώστε το μέσο στεφανιαίο επίπεδο να σχηματίζει γωνία 45°-60° με την κασέτα. Στην τελική θέση η ωμοπλάτη θα πρέπει να προβάλλει κάθετα στο φιλμ. Το προσκείμενο βραχιόνιο κρέμεται ελεύθερα στο πλάι ώστε να συμποβάλλεται με την ωμοπλάτη. Η επικέντρωση γίνεται στο νωτιαίο χείλος της εξεταζόμενης ωμοπλάτης στο ύψος του ώμου (Εικόνα 8.1b) [14,31].

8.1.2 Κάταγμα πηχεοκαρπικής

Για την ανάδειξη καταγμάτων ευθραυστότητας στην ανατομική περιοχή της πηχεοκαρπικής μέσω της απλής ακτινογραφίας, πραγματοποιούνται η οπισθοπρόσθια και πλάγια προβολή. Αναλυτική αναφορά των τρόπων εκτέλεσης περιγράφεται παρακάτω.

8.1.2.1 Οπισθοπρόσθια προβολή

Για τον έλεγχο των καταγμάτων αυτών, ο ασθενής τοποθετείται καθιστός με την άκρα χείρα σε πρηνισμό και το αντιβράχιο πάνω στην ακτινολογική τράπεζα να εφάπτονται στην κασέτα. Ο αγκώνας



Εικ. 8.1 Απλή ακτινογραφία υποκεφαλικού κατάγματος βραχιονίου. α) προσθιοπίσθια λήψη, β) διαωμοπλατταία λήψη. (Τροποποιημένο από www.aofoundation.org).



Εικ. 8.2 Απλή ακτινογραφία κατάγματος Colles σε πρόσθια και πλάγια λήψη. (Τροποποιημένο από www.radiopaedia.org).

βρίσκεται σε κάμψη 90° και τα δάχτυλα κάμπτονται ελαφρά ώστε ο καρπός να ακουμπήσει πλήρως πάνω στην κασέτα. Η λυχνία δεν έχει κλίση και η επικέντρωση γίνεται στο μέσο του καρπού μεταξύ των στυλοειδών αποφύσεων της κερκίδας και της ωλένης (Εικόνα 8.2) [29].

8.1.2.2 Πλάγια προβολή

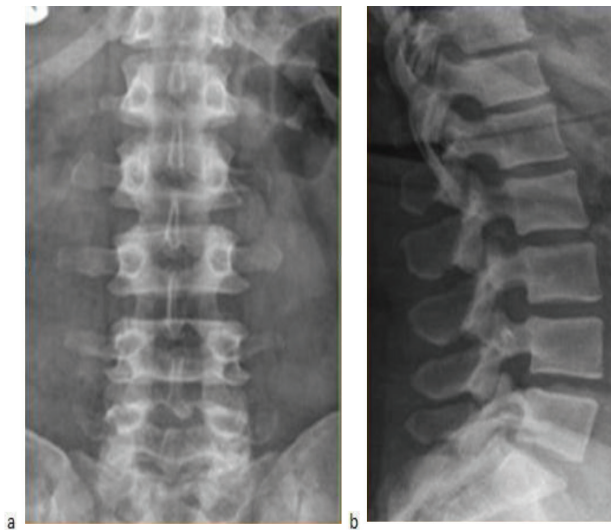
Ο ασθενής τοποθετείται καθιστός όπως στην οπισθοπρόσθια προβολή και από τη θέση αυτή το βραχιόνιο στρέφεται κατά 90° ενώ ο αγκώνας επεκτείνεται ώστε η ωλένια επιφάνεια του αντιβραχίου και του καρπού να εφάπτεται στην κασέτα. Με τη λυχνία χωρίς κλίση, η επικέντρωση γίνεται στη στυλοειδή απόφυση της κερκίδας (Εικόνα 8.2) [29].

8.1.3 Κάταγμα σπονδυλικής στήλης

Για την ανάδειξη καταγμάτων ευθραυστότητας στην ανατομική περιοχή της σπονδυλικής στήλης μέσω της απλής ακτινογραφίας, πραγματοποιούνται η προσθιοπίσθια και πλάγια προβολή. Αναλυτική αναφορά των τρόπων εκτέλεσης περιγράφεται παρακάτω.

8.1.3.1 Προσθιοπίσθια προβολή

Για τον έλεγχο των καταγμάτων σπονδυλικής στήλης ο ασθενής τοποθετείται σε ύπτια θέση με τα χέρια παράλληλα στο σώμα. Αν είναι εφικτό, ανασηκώνεται λίγο το κεφάλι ώστε να μειωθεί η αυχενική λόρδωση και κάμπτονται τα ισχία και τα γόνατα για



Εικ. 8.3 Απλή ακτινογραφία οσφυϊκής μοίρας σπονδυλικής στήλης a) πρόσθια προβολή, b) πλάγια προβολή. (Τροποποιημένο από <http://radiopaedia.org>).



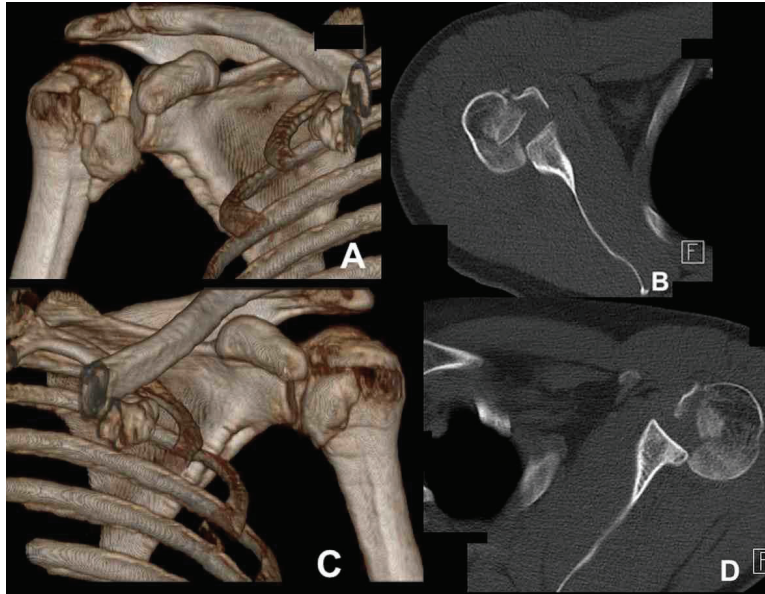
Εικ. 8.4 Απλή ακτινογραφία ισχίου. a) Πρόσθια και b) πλάγια ακτινογραφία ισχίου. (Τροποποιημένο από Κουμαριανός, 1999) [30].

να μειωθεί η οσφυϊκή λόρδωση. Οι ώμοι και οι πρόσθιες άνω λαγόνιες άκανθες ακινητοποιούνται ώστε να ισαπέχουν από το τραπέζι. Η λυχνία είναι χωρίς κλίση και η επικέντρωση για την θωρακική μοίρα γίνεται στο ύψος του 7^{ου} θωρακικού σπονδύλου (Θ7), περίπου στο μέσο, μεταξύ στερνιακής γωνίας και ξιφοειδούς απόφυσης, ενώ για την οσφυϊκή μοίρα 2-4 cm πάνω από το επίπεδο των λαγόνιων ακρολοφιών. Οι ακτινογραφίες αυτές, γίνονται σε φάση ήρεμης αναπνοής ή πλήρους εκπνοής (Εικόνα 8.3a) [30].

8.1.3.2 Πλάγια προβολή

Ο ασθενής ξαπλώνει σε πλάγια κατάκλιση, με τα πόδια ελαφρά λυγισμένα και τα χέρια τοποθετημέ-

να έτσι ώστε να στηρίζεται ο ασθενής σε θέση στην οποία δεν πραγματοποιείται στροφή της σπονδυλικής στήλης. Ανάμεσα στα γόνατα τοποθετείται ένα μικρό μαξιλάρι ώστε να μην στρέφεται η πύελος. Το μέσο στεφανιαίο επίπεδο επικεντρώνεται με τον επιμήκη άξονα της κασέτας και η ραχιαία επιφάνεια του κορμού ακινητοποιείται ώστε να είναι κάθετη στο τραπέζι. Για την απεικόνιση της θωρακικής μοίρας, η επικέντρωση γίνεται 2,5 cm κάτω από την κάτω γωνία της ωμοπλάτης, ενώ για την οσφυϊκή 2-4 cm πάνω από το επίπεδο της λαγόνιας ακρολοφίας με την κεντρική ακτίνα, κάθετη στον επιμήκη άξονα των σπονδύλων (Εικόνα 8.3b) [30].



Εικ. 8.5 Εγκάρσιες τομές αξονικού τομογράφου και 3D ανασυνθέσεις καταγμάτων ώμου. a,c) 3D ανασυνθέσεις, b,d) Εγκάρσιες τομές αξονικού τομογράφου. (Τροποποιημένο από www.radiologyassistant.nl και www.radiopaedia.org, αντίστοιχα).

8.1.4 Κάταγμα ισχίου

Για την ανάδειξη καταγμάτων ευθραυστότητας στην ανατομική περιοχή του ισχίου μέσω της απλής ακτινογραφίας, πραγματοποιούνται η προσθιοπίσθια και πλάγια προβολή. Αναλυτική αναφορά των τρόπων εκτέλεσης πραγματοποιείται παρακάτω.

8.1.4.1 Προσθιοπίσθια προβολή

Ο ασθενής τοποθετείται σε ύπια θέση στην ακτινολογική τράπεζα με το σύστοιχο κάτω άκρο, με το υπό εξέταση ισχίο, σε έκταση και έσω στροφή περίπου 10° έως 15°. Η πύελος ρυθμίζεται ώστε οι πρόσθιες άνω λαγόνιες άκανθες να ισαπέχουν από το τραπέζι. Η λυχνία είναι χωρίς κλίση και η επικέντρωση γίνεται 4cm εσωτερικά της πρόσθιας άνω λαγόνιας άκανθας, στο ύψος της ηβικής σύμφυσης (Εικόνα 8.4a) [30].

8.1.4.2 Πλάγια προβολή

Ο ασθενής ξαπλώνει ύπια στην ακτινολογική τράπεζα με το μη πάσχον κάτω άκρο κεκαμμένο, έτσι ώστε το πέλμα του να εφάπτεται στην ακτινολογική τράπεζα. Το πάσχον ισχίο τοποθετείται σε θέση απαγωγής και έξω στροφής και το σύστοιχο γόνατο σε θέση ελαφριάς κάμψης, έτσι ώστε η έξω επιφάνεια του μηρού να εφάπτεται πλήρως στο εξεταστικό τραπέζι με τους μηριαίους επικόνδυλους κάθετους στο ακτινολογικό φιλμ. Με τη λυχνία σε κεφαλική κλίση 20°-25°, ώστε να αναδειχθεί ο αυχέννας του μηριαίου, η επικέντρωση γίνεται στην κατ' ισχίου άρθρωση. Στην ακτινογραφία πρέπει να περιλαμβάνεται η άρθρωση του ισχίου και το άνω τριτημόριο του μηριαίου οστού (Εικόνα 8.4b) [30].

8.2 Αξονική Τομογραφία

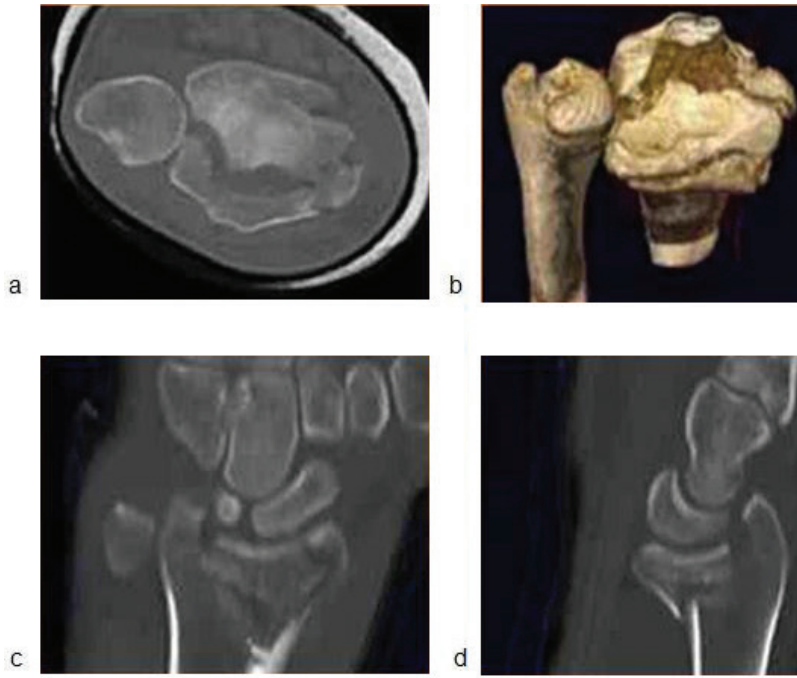
Πριν την εφαρμογή των πρωτοκόλλων που αφορούν κάθε εξέταση χωριστά λαμβάνεται ένα τοπόγραμμα (Scanogram) το οποίο είναι μια απλή ακτινογράφιση η οποία λαμβάνεται για να περιγράψει και να καθορίσει με ακρίβεια την περιοχή του σώματος που πρόκειται να σαρωθεί. Κατά την λήψη του Scanogram η λυχνία παραμένει ακίνητη ενώ ο ασθενής μέσω της εξεταστικής τράπεζας κινείται σταθερά και ομαλά μέσα από το άνοιγμα του gantry. Επάνω σε αυτό σχεδιάζεται με τη βοήθεια οδηγών γραμμών η εξέταση, ορίζοντας το σημείο στο οποίο αρχίζει και τελειώνει η σάρωση. Στους τελευταίους γενιάς αξονικούς τομογράφους, το τοπόγραμμα λαμβάνεται σε τρία επίπεδα (εγκάρσιο, στεφανιαίο, οβελιαίο) με αποτέλεσμα τον καλύτερο σχεδιασμό της εξέτασης [14].

8.2.1 Κάταγμα ώμου

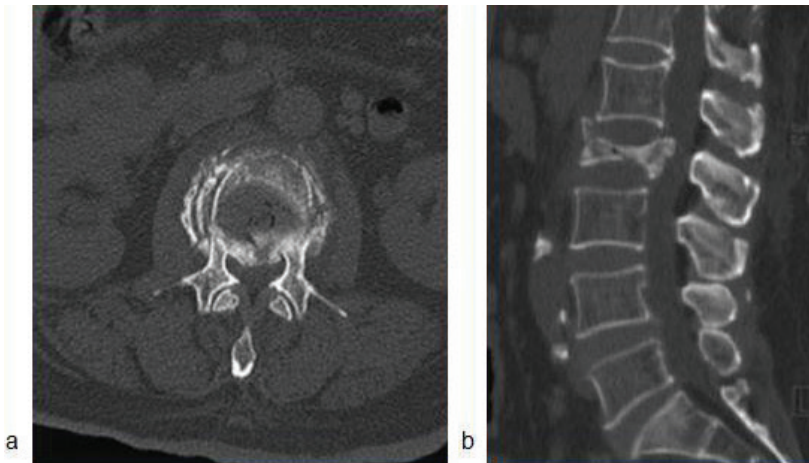
Για την εξέταση του ώμου ο ασθενής τοποθετείται ύπια στην εξεταστική τράπεζα με τα χέρια στα πλάγια του σώματος και σε ουδέτερη ανατομική θέση. Ο ασθενής παραμένει ακίνητος και αναπνέει ήρεμα. Το προτεινόμενο πάχος τομής ορίζεται στα 3mm και το πάχος ανακατασκευής / reconstruction στο 1,5mm. Τα KVp που εφαρμόζονται είναι 120 και τα mAs 280 ενώ το πεδίο είναι στα 50 cm. Τέλος, τα όρια της εξέτασης είναι από το άνω χείλος της ακρωμιοκλειδικής άρθρωσης έως και το κάτω χείλος της ωμοπλάτης (Εικόνα 8.5) [14].

8.2.2 Κάταγμα πηχεοκαρπικής

Η θέση του ασθενούς είναι άμεσα σχετιζόμενη με την ικανότητα ή όχι του ασθενούς για παραμο-



Εικ. 8.6 Αξονική τομογραφία πηκτοκαρπικής σε τρία επίπεδα και τρισδιάστατη απεικόνιση: α) εγκάρσια τομή πηκτοκαρπικής με κάταγμα β) 3D ανασύνθεση c,d) στεφανιαία και οβελιαία ανασύνθεση. (Τροποποιημένο από www.radiologyassistant.nl).

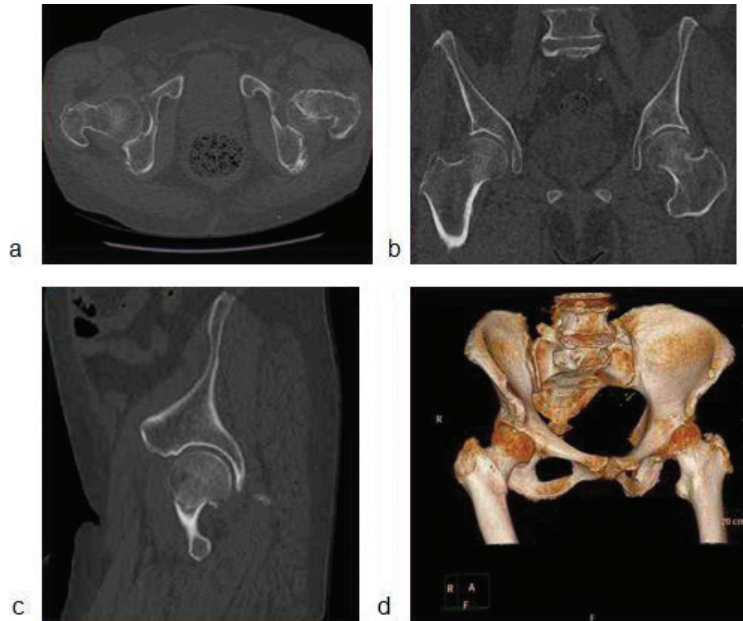


Εικ. 8.7 Αξονική τομογραφία οσφυϊκής μοίρας. (α) Εγκάρσια τομή οσφυϊκού σπονδύλου και (β) οβελιαία ανασύνθεση σε οστεοπορωτική γυναίκα 71 ετών δείχνουν κάταγμα στον Ο2 σπόνδυλο μετά από πτώση. (Τροποποιημένο από Kondo, 2008) [38].

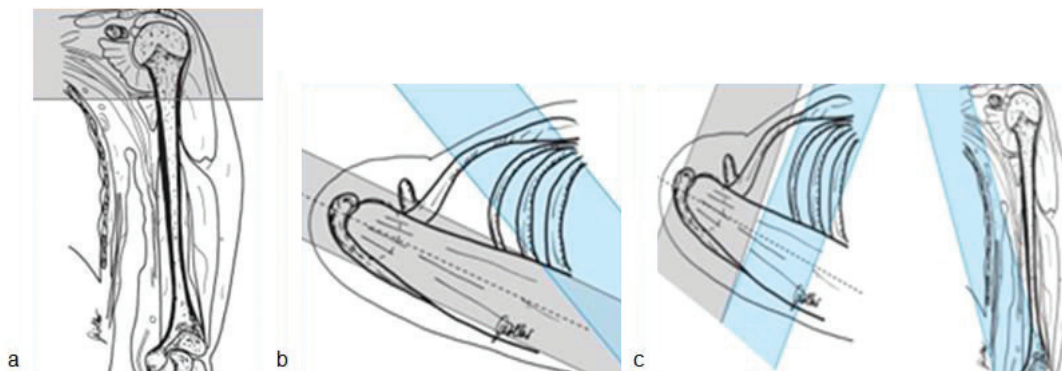
νή στην πρηνή κατάκλιση. Οι συνηθέστερες θέσεις είναι: α) να τοποθετείται ο ασθενής πρηνής με το εξεταζόμενο άνω άκρο σε θέση κάμψης για την ανατομική περιοχή του ώμου, σε έκταση και πρηνισμό για τον αγκώνα και β) ο ασθενής όρθιος πίσω από το gantry με τα χέρια σε έκταση και πρηνισμό πάνω στην εξεταστική τράπεζα. Το πάχος της δέσμης που επιλέγεται είναι τα 2mm ενώ το πάχος ανακατασκευής είναι 1mm και τα επιλεγμένα KVp είναι 120 ενώ τα mAs 280. Η περιοχή που σαρώνεται είναι από τα οστά του καρπού μέχρι το κάτω τριτημόριο του αντιβραχίου (Εικόνα 8.6) [14].

8.2.3 Κάταγμα σπονδυλικής στήλης

Για τη σάρωση της σπονδυλικής στήλης ο ασθενής τοποθετείται ύπια με τα χέρια σε ανάταση και τα πόδια ελαφρά λυγισμένα με ειδικό μαξιλάρι κάτω από τα γόνατα, ο ασθενής προτρέπεται για ήρεμη αναπνοή. Η προς εξέταση περιοχή περιλαμβάνει τις ανατομικές δομές στις οποίες ο ασθενείς αναφέρει πόνο, καθώς και εκείνες στις οποίες υπάρχει υποψία κατάγματος. Ιδανικά για την ανάδειξη κατάγματος επιλέγεται η ελικοειδής σάρωση της σπονδυλικής στήλης. Στην περίπτωση αυτή, το πάχος τομής είναι



Εικ. 8.8 Αξονική τομογραφία ισχίου. α) Εγκάρσια τομή λεκάνης σε γυναίκα 74 ετών με κάταγμα αρ. ισχίου μετά από πτώση, β,γ) στεφανιαία και οβελιαία ανασύνθεση. δ) 3D απεικόνιση λεκάνης. (Τροποποιημένο από www.radiopaedia.org).



Εικ. 8.9 Σχεδιασμός προσανατολισμού ακολουθιών μαγνητικής τομογραφίας ώμου: α) εγκάρσια, β) παραστεφανιαία, γ) παραοβελιαία. (Τροποποιημένο από Moeller, 2003) [32].

3 mm, το πάχος ανακατασκευής είναι 2-3 mm ενώ τα KVp είναι 120 και τα mAs 280. Η ελικοειδής σάρωση με πάχος ανακατασκευής 2 mm είναι κατάλληλη για MPR και τρισδιάστατη αναπαράσταση της περιοχής (Εικόνα 8.7) [14].

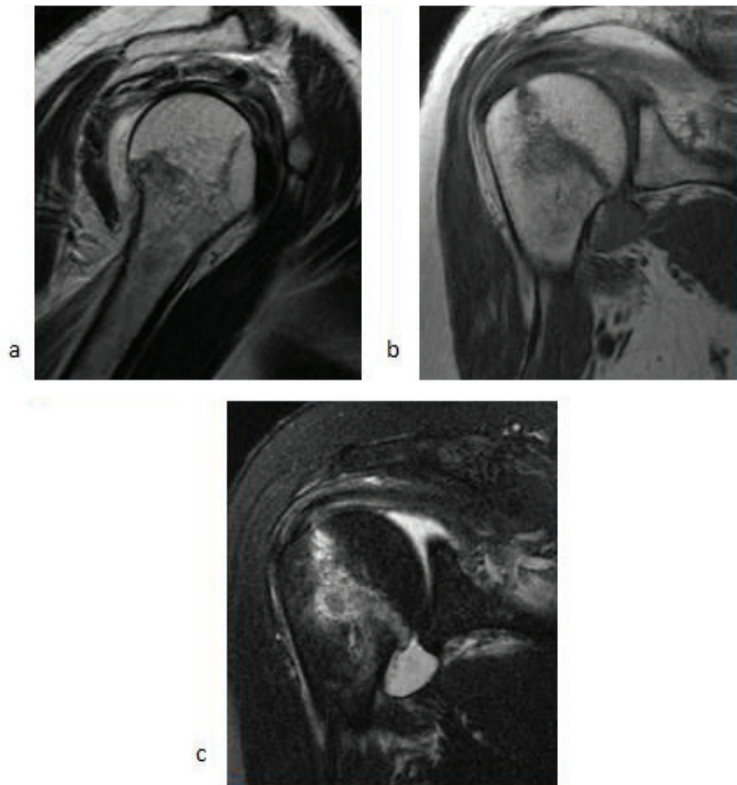
8.2.4 Κάταγμα ισχίου

Για τον έλεγχο του ισχίου ο ασθενής τοποθετείται ύπια με τα χέρια σε ανάταση και τα κάτω άκρα σε ουδέτερη θέση. Το πάχος τομής είναι 1-3 mm και το πάχος ανακατασκευής 1-3 mm. Επειδή η ανασύνθεση με MPR και η τρισδιάστατη αναπαράσταση είναι ιδιαίτερα χρήσιμες για τον καλύτερο έλεγχο του κατάγματος, χρησιμοποιείται πάχος ανακατασκευής 0,5-1,5 mm. Τα όρια σάρωσης ξεκινούν 1-2 cm πάνω από την οροφή της κοτύλης και σταματούν λίγο

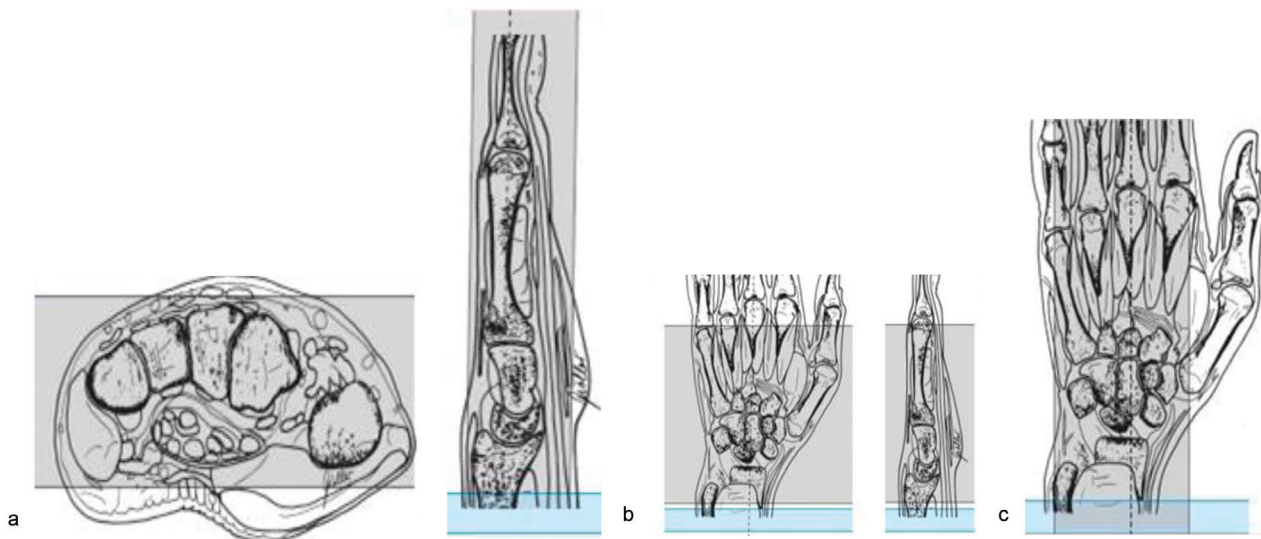
μετά τον ελάσσονα τροχαντήρα. Τέλος, αξίζει να σημειωθεί ότι στον έλεγχο των καταγμάτων ισχίου, σημαντικό ρόλο διαδραματίζουν το MPR και οι 3D ανασυνθέσεις για την καλύτερη ποιότητα των οποίων είναι απαραίτητες οι λεπτές τομές καθώς και η επιλογή standard και οστικού αλγορίθμου ανακατασκευής (Εικόνα 8.8) [14].

8.3 Μαγνητική Τομογραφία

Μόλις ο ασθενής εισέλθει στο χώρο του μαγνητικού τομογράφου του δίδεται να συμπληρώσει ειδικό ερωτηματολόγιο με το πλήρες ιστορικό του (παθήσεις, χειρουργικές επεμβάσεις, κ.ά.). Αν καλύπτει τις προϋποθέσεις ασφαλείας για να υποβληθεί σε μαγνητική τομογραφία του δίνονται οδηγίες να



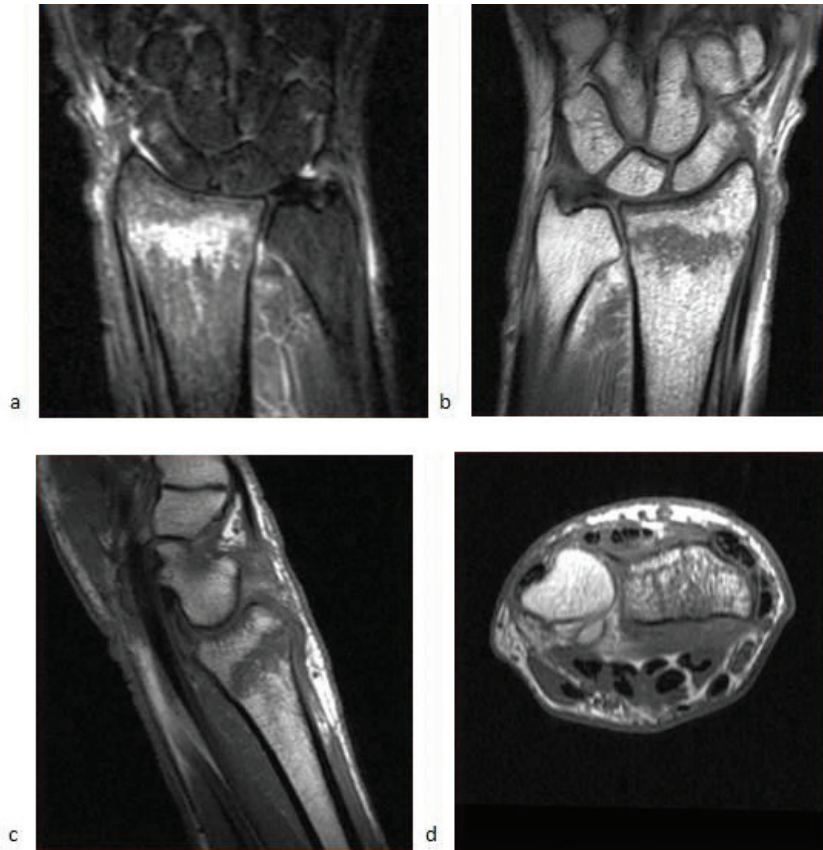
Εικ. 8.10 Μαγνητική τομογραφία κατάγματος κεφαλής βραχιονίου σε: a) T2 παραστεφανιαία (τροποποιημένο από www.images.radiopaedia.org), b) T1 παραοβελιαία (τροποποιημένο από www.images.radiopaedia.org), c) STIR παραοβελιαία ακολουθία (τροποποιημένο από www.images.Radiopaedia.org).



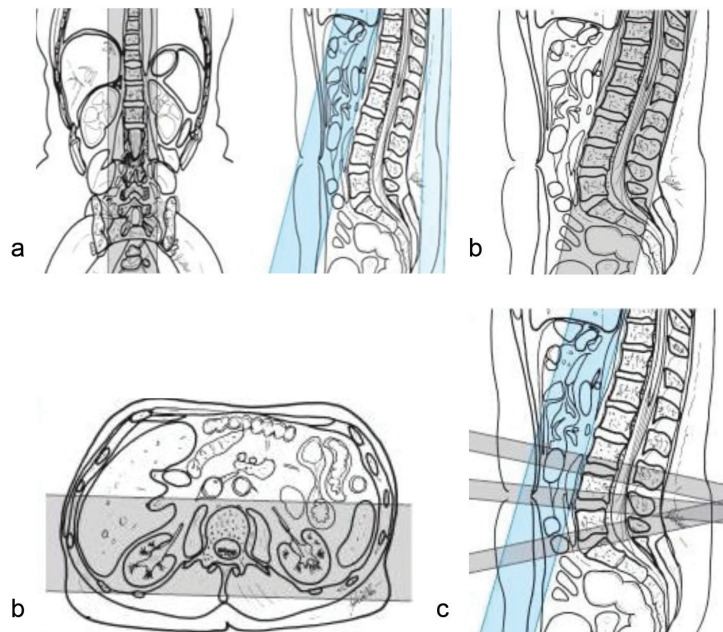
Εικ. 8.11 Σχεδιασμός προσανατολισμού ακολουθιών μαγνητικής τομογραφίας πηκσοκαρπικής άρθρωσης: a) στεφανιαία, b) εγκάρσια, c) οβελιαία. (Τροποποιημένο από Moeller, 2003) [32].

αφαιρέσει τα προσωπικά του αντικείμενα και στη συνέχεια εισέρχεται με τον τεχνολόγο στο χώρο στον οποίο πρόκειται να πραγματοποιηθεί η εξέταση και του περιγράφεται η διαδικασία η οποία πρόκειται να ακολουθήσει. Εκεί, μετά την σύνδεση του κατάλληλου πηνίου και τη σωστή τοποθέτηση του,

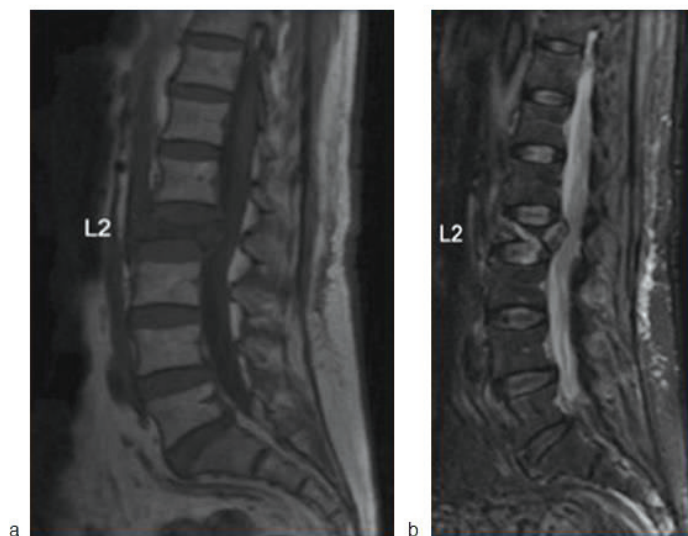
επικεντρώνεται έτσι ώστε η εξεταζόμενη περιοχή να βρίσκεται στο μέσο του μαγνητικού πεδίου. Πριν τη εφαρμογή των πρωτοκόλλων λαμβάνεται ένα τοπόγραμμα (Scanogram) της υπό εξέταση περιοχής σε τρία επίπεδα (εγκάρσιο, στεφανιαίο, οβελιαίο) πάνω στα οποία σχεδιάζονται με ακρίβεια τα όρια και ο



Εικ. 8.12 Μαγνητική τομογραφία κατάγματος πηχεοκαρπικής: α) STIR στεφανιαία, β) T1 στεφανιαία, γ) T1 οβελιαία και δ) T1 εγκάρσια απεικόνιση κατάγματος περιφερικού άκρου κερκίδας. (Τροποποιημένο από www.radiopaedia.org/images).



Εικ. 8.13 Σχεδιασμός προσανατολισμού ακολουθιών μαγνητικής τομογραφίας σπονδυλικής στήλης: α) οβελιαία, β) στεφανιαία, γ) εγκάρσια. (Τροποποιημένο από Moeller, 2003) [32].



Εικ. 8.14 Μαγνητική τομογραφία οσφυϊκής μοίρας σε στεφανιαία T1 και T2 ακολουθία. α) Χαμηλό σήμα στην T1 ακολουθία και β) υψηλό σήμα στην STIR ακολουθία καταδεικνύουν κάταγμα στον Ο2 σπόνδυλο. (Τροποποιημένο από Kondo, 2008) [38].

προσανατολισμός των ακολουθιών. Οι κύριες ακολουθίες που λαμβάνονται για την απεικόνιση των καταγμάτων είναι οι T1 και T2 προσανατολισμού και η ακολουθία καταστολής λίπους (STIR), σε διάφορα επίπεδα τα οποία επιλέγονται με στόχο την καλύτερη ανάδειξη της περιοχής [16,32].

8.3.1 Κάταγμα ώμου

Ο ασθενής τοποθετείται ύπια κατακεκλιμένος, με μαξιλάρι κάτω από τα γόνατα καθ' όλη τη διάρκεια της εξέτασης. Στον εξεταζόμενο ώμο εφαρμόζεται ένα κατάλληλο πηνίο επιφανείας ή ένα εύκαμπτο πηνίο. Το εξεταζόμενο άνω άκρο τοποθετείται σε ουδέτερη ανατομική θέση ή σε υπτιασμό και ακινητοποιείται με ειδικό βάρος (σάκοι με άμμο). Συνιστάται στον ασθενή να είναι ακίνητος και να αναπνέει ήρεμα κατά την διάρκεια της εξέτασης ώστε να αποφευχθούν σφάλματα κίνησης. Στη συνέχεια πραγματοποιείται το τοπόγραμμα και σχεδιάζεται η εξέταση. Οι ακολουθίες οι οποίες λαμβάνονται είναι οι εξής [32]:

- T2 βαρύτητας, εγκάρσια (Εικόνα 8.9a)
- T2 βαρύτητας, παραστεφανιαία (Εικόνα 8.9b, 8.10a)
- T1 βαρύτητας, παραστεφανιαία (Εικόνα 8.9b) και
- T1 ή STIR, παραοβελιαία (Εικόνα 8.9c, 8.10b,c).

8.3.2 Κάταγμα πηχεοκαρπικής

Για την απεικόνιση των κακώσεων της πηχεοκαρπικής άρθρωσης ο ασθενής τοποθετείται σε πρηνή κατάκλιση, με το εξεταζόμενο άνω άκρο σε έκταση πάνω από το κεφάλι και την παλαμιαία επιφάνεια της άκρας χείρας να εφάπτεται στο εξεταστικό τραπέζι. Στο εξεταζόμενο άκρο τοποθετείται εύκαμπτο πηνίο και ακινητοποιείται το άκρο με την εφαρμογή βάρους. Οι ακολουθίες οι οποίες λαμβάνονται είναι οι ακόλουθες [32]:

- STIR στεφανιαία (Εικόνα 8.11a, 8.12a),

- T1 βαρύτητας στεφανιαία (Εικόνα 8.11a, 8.12b),
- T2 βαρύτητας εγκάρσια (Εικόνα 8.11b, 8.12d) και
- T1 βαρύτητας ή STIR οβελιαία (Εικόνα 8.11c, 8-12c).

8.3.3 Κάταγμα σπονδυλικής στήλης

Για αυτή την εξέταση, ο ασθενής τοποθετείται σε ύπια κατάκλιση, με τα κάτω άκρα ελαφρώς κεκαμμένα με τη βοήθεια της χρήσης ειδικού μαξιλαριού και έχοντας τα χέρια παράλληλα με το σώμα ή πάνω από το κεφάλι. Χρησιμοποιείται το πηνίο σώματος και οι ακολουθίες που λαμβάνονται είναι [32]:

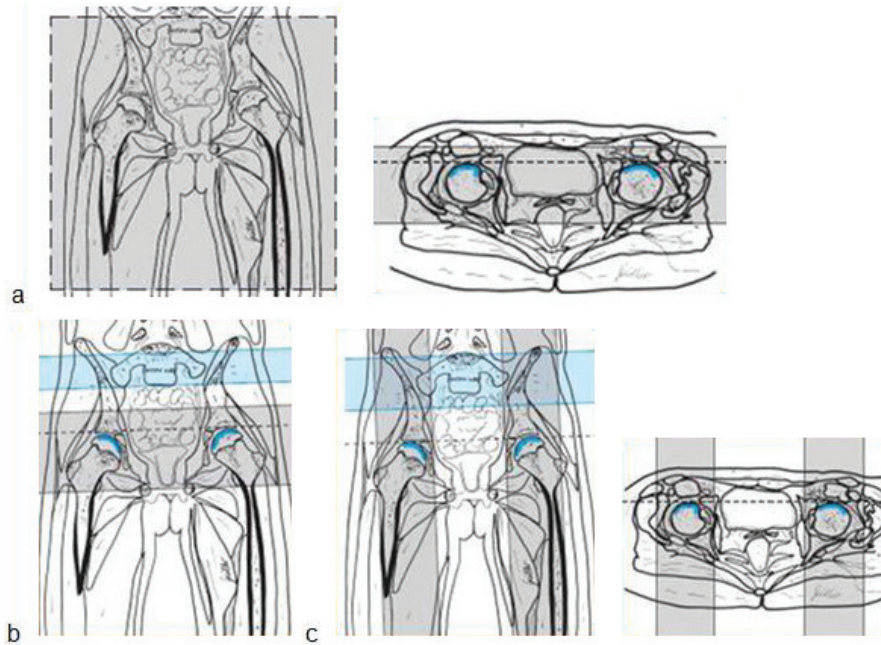
- STIR οβελιαία (Εικόνα 8.13a, 8-14b)
- T1 βαρύτητας οβελιαία (Εικόνα 8.13a, 8.14a)
- T2 βαρύτητας στεφανιαία (Εικόνα 8.13b) και
- T2 βαρύτητας εγκάρσια (Εικόνα 8.13c).

Σημείωση: Συνήθως στις εγκάρσιες τομές για τον έλεγχο κατάγματος σχεδιάζουμε ένα ενιαίο πακέτο τομών που περιλαμβάνει εξ ολοκλήρου τον σπόνδυλο με το κάταγμα.

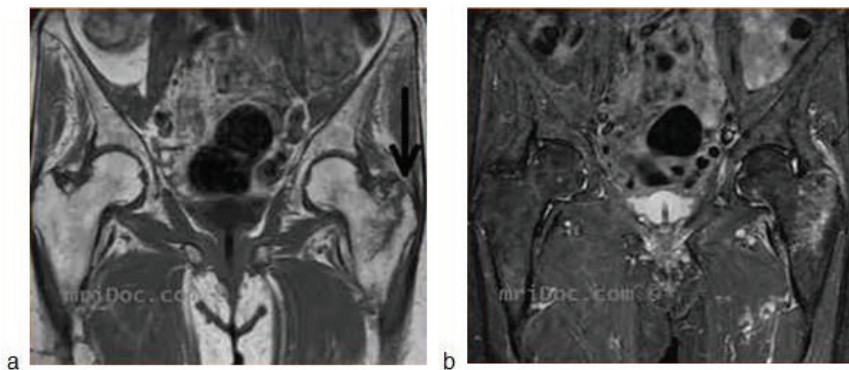
8.3.4 Κάταγμα ισχίου

Ο ασθενής τοποθετείται ύπιος, με τα χέρια τοποθετημένα πάνω στην κοιλιακή χώρα. Χρησιμοποιείται πηνίο σώματος ή εύκαμπτο πηνίο το οποίο θα καλύπτει κυκλικά την περιοχή της λεκάνης. Τα πόδια τοποθετούνται σε έσω στροφή και ακινητοποιούνται. Οι ακολουθίες οι οποίες λαμβάνονται είναι οι ακόλουθες [32]:

- STIR στεφανιαία (Εικόνα 8.15a, 8.16b, 8.17b),
- T1 βαρύτητας στεφανιαία (Εικόνα 8-15a, 8-16a, 8-17a),
- T2 βαρύτητας εγκάρσια (Εικόνα 8.15b) και
- T1 βαρύτητας οβελιαία (Εικόνα 8.15c).



Εικ. 8.15 Σχεδιασμός προσανατολισμού ακολουθιών μαγνητικής τομογραφίας ισχίου: α) στεφαναία, β) εγκάρσια, γ) οβελιαία. (Τροποποιημένο από Moeller, 2003) [32].

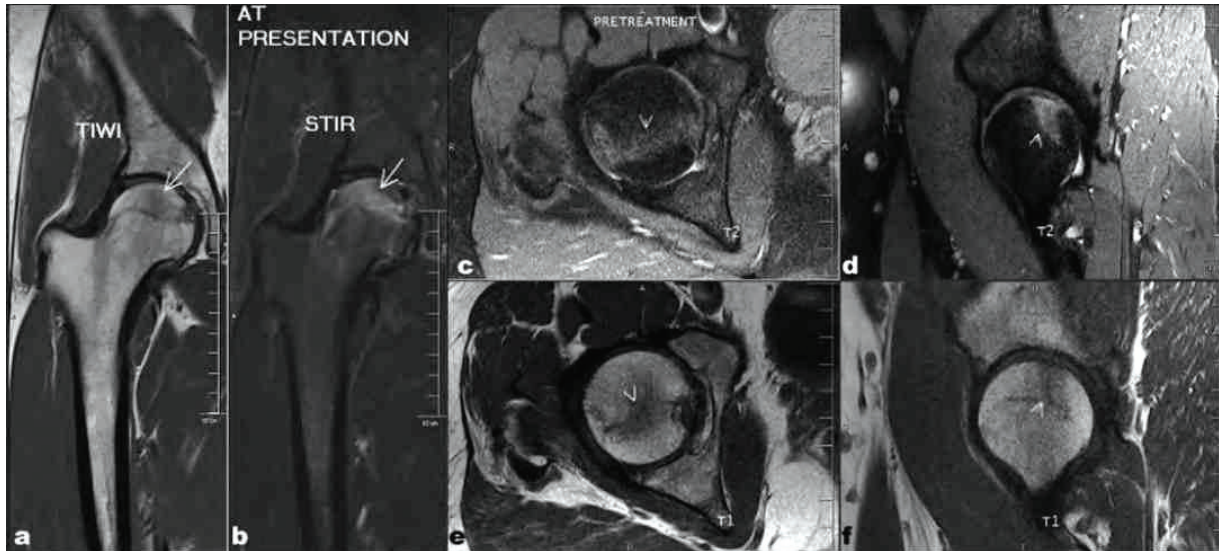


Εικ. 8.16 Μαγνητική τομογραφία πυέλου. α) T1 στεφαναία και β) STIR στεφαναία απεικόνιση κατάγματος ισχίου. (Τροποποιημένο από www.mridoc.com).

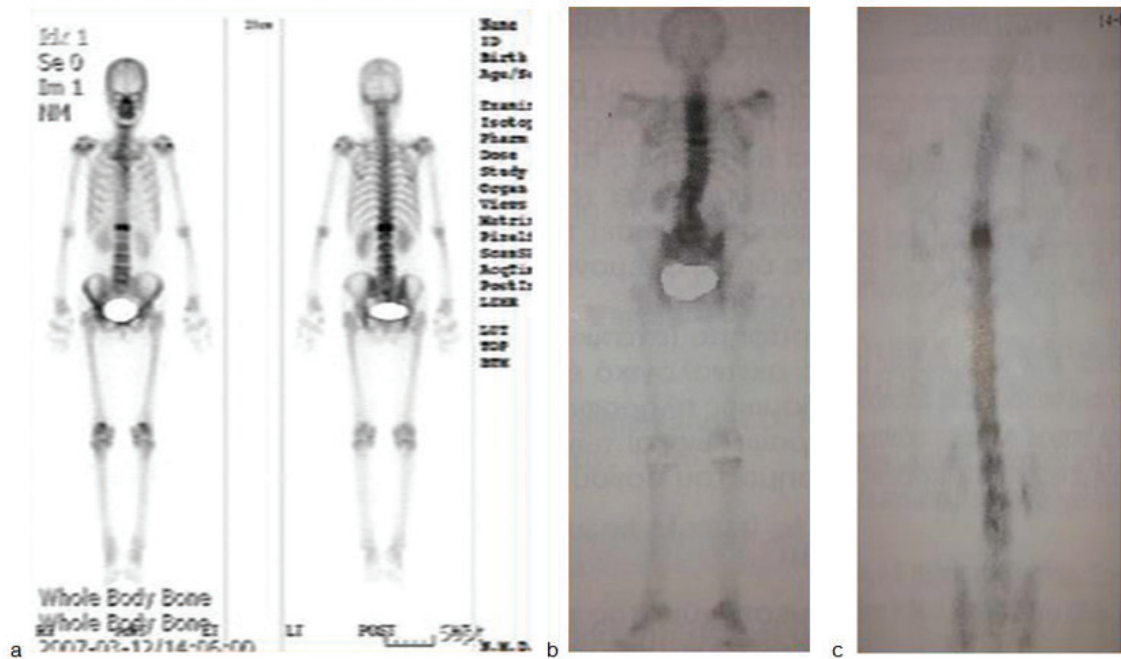
8.4 Σπινθηρογράφημα οστών

Το ραδιοφάρμακο Tc-99m που έχει πρόσφατα εκλυθεί από τη γεννήτρια, εισέρχεται με όλους τους κανόνες ασηψίας σε ψυχρό kit το οποίο περιέχει το διφωσφονικό άλας (HO-P-C-P-OH) σε θερμοκρασία δωματίου και αναδεύεται ελαφρά. Αφού παραμείνει για μερικά λεπτά όπως ορίζει η κατασκευάστρια εταιρεία, χορηγείται ενδοφλεβίως στον ασθενή δόση 15-20 mCi. Στη συνέχεια ο ασθενής παραμένει στο θερμό σαλόνι για 3 με 4 ώρες ώστε να επιτευχθεί η λήψη ικανοποιητικής απεικόνισης. Σε αυτό το χρονικό διάστημα συνιστάται στον ασθενή να λαμβάνει πολλά υγρά, ώστε να αυξηθεί η νεφρική διήθηση και κατ' επέκταση το ποσοστό της μη συν-

δεδεμένης ποσότητας ιχνηθέτη, με αποτέλεσμα να αυξηθεί η αντίθεση μεταξύ οστών και μαλακών μορίων. Επιπλέον, με την λήψη πολλών υγρών και τη συχνή κένωση της ουροδόχου κύστης ελαττώνεται η ακτινική επιβάρυνση αυτής. Συνήθως, εκτελείται σπινθηρογράφημα τριών φάσεων με σκοπό την διερεύνηση της πρόσληψης του ραδιοφαρμάκου κατά τις φάσεις της αγγείωσης, της αιματικής δεξαμενής και του οστικού μεταβολισμού. Ο ασθενής τοποθετείται κατάλληλα ώστε το πάσχον τμήμα του οστού (ώμος, κερκίδα, σπονδυλική στήλη, ισχίο) να είναι κάτω από την κεφαλή της γ-κάμερα η οποία είναι πάντα συνδεδεμένη με ηλεκτρονικό υπολογιστή. Μετά την εφάπαξ ενδοφλέβια χορήγηση του ραδιοφαρμάκου, λαμβάνονται και καταγράφονται από



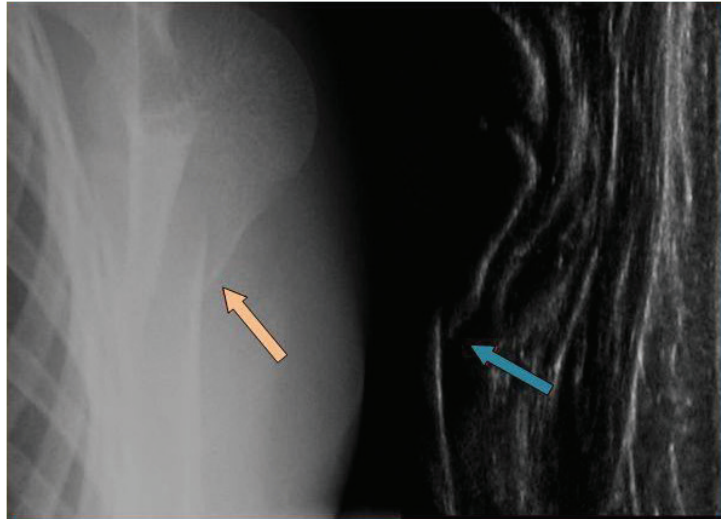
Εικ. 8.17 Μαγνητική τομογραφία ισχίου. Στεφανιαία (a, b), εγκάρσια (c, e) και οβελιαία (d, f) απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού (T1 και STIR εικόνες) 8 εβδομάδες αργότερα δείχνει ανάλυση του οστικού οιδήματος και απουσία της καταγματικής γραμμής (σημειώνεται με βέλος). (Τροποποιημένο από www.ijoonline.com).



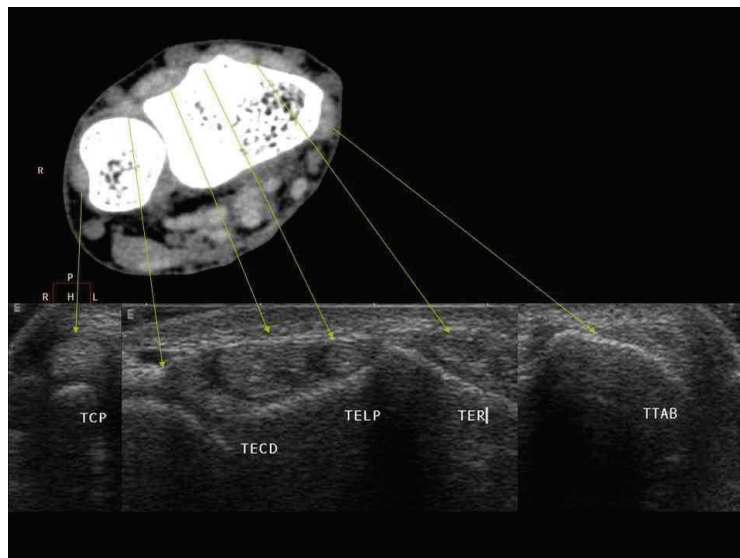
Εικ. 8.18 Σπινθηρογράφημα οστών. α) T12 θερμή περιοχή στην σπονδυλική στήλη σε ολόκληρου του σώματος σπινθηρογράφημα οστών (τροποποιημένο από [Kondo, 2008](#)) [38]. β) Σπινθηρογράφημα οστεοπορωτικού σκελετού, γ) καθίζηση Θ7 σπονδύλου με οστεοπόρωση (τροποποιημένο από [Γώγου, 1999](#)) [24].

τον ηλεκτρονικό υπολογιστή λήψεις αρχικά ανά 3 sec μέχρι τα πρώτα 60 sec (αγγειακή φάση). Στη συνέχεια λαμβάνονται στατικές λήψεις στα 2-5 min που αντιστοιχούν στη φάση αιματικής δεξαμενής και τέλος, έχουμε τις καθυστερημένες λήψεις (οστική φάση) που καθρεπίζουν την οστική-μεταβολική δραστηριότητα του σκελετού. Για την επίτευξη της εφάπαξ χορήγησης εφαρμόζεται ελαστική περιδεδση

του άκρου, που λύεται αμέσως μετά τη χορήγηση του ραδιοφαρμάκου και ταυτόχρονα λαμβάνονται οι λήψεις από την μονάδα του μηχανήματος και καταγράφονται στον ηλεκτρονικό υπολογιστή. Η εξέταση διαρκεί περίπου 30 με 40 λεπτά ενώ συμπληρωματικές λήψεις και ειδικές τεχνικές απαιτούν περισσότερο χρόνο. Οι σύγχρονες συσκευές επιτρέπουν την απεικόνιση ολόκληρου του σώματος



Εικ. 8.19 Απλή ακτινογραφία (πορτοκαλί βέλος) και υπερηχοτομογραφική απεικόνιση (μπλε βέλος) κατάγματος βραχιονίου. *(Τροποποιημένο από www.en.wikipedia.org).*



Εικ. 8.20 Απεικόνιση καρπού με αξονική τομογραφία και υπερηχογραφία. *(Τροποποιημένο από www.posterng.netkey.at).*

(Εικόνα 8.18) σε πρόσθια και οπίσθια προβολή καθώς και τη λήψη πολλαπλών προβολών (180°-360°) με κυκλική φορά της γ-κάμερα γύρω από τον ασθενή ενώ στη συνέχεια, γίνεται επεξεργασία των εικόνων με τη βοήθεια ηλεκτρονικού υπολογιστή. Μετά τη λήξη της εξέτασης δίνονται οδηγίες στον ασθενή σχετικά με την ακτινοπροστασία του ίδιου αλλά και των ανθρώπων του περιβάλλοντός του καθώς το ραδιοφάρμακο είναι ενεργό και εκπέμπει για περίπου 6 ώρες. Σημεία στα οποία συγκεντρώνεται αυξημένη ποσότητα ραδιοφαρμάκου, εμφανίζονται σκούρες «θερμές περιοχές» και αντιστοιχούν σε σημεία με αυξημένη οστεοβλαστική δραστηριότητα η οποία μπορεί να οφείλεται σε φλεγμονή ή κάταγμα [22,24].

8.5 Υπερηχοτομογραφία

Σε αδρές γραμμές, καμία προετοιμασία δεν είναι απαραίτητη για την εξέταση υπερήχων. Η θέση εξέτασης εξασφαλίζεται αναλόγως με την περιοχή ενδιαφέροντος. Για να εξασφαλισθεί καλή επαφή και απουσία αέρα μεταξύ του ηχοβολέα και του δέρματος, τοποθετείται γέλη υπερήχων [25]. Η υπερηχοτομογραφία κατάγματος, εφαρμόζοντας την τεχνική B-Mode, με τη χρήση ηχοβολέων 4-12 MHz, στοχεύει στη μεγάλη διαφορά εμπέδησης μεταξύ οστού και μαλακών μορίων. Με τη μέθοδο αυτή, απεικονίζεται η επιφάνεια των οστών ενώ οι υποκείμενες δομές δεν μπορούν να προσεγγιστούν από τη δέσμη υπερήχων [33].

Με την υπερηχοτομογραφία κατάγματος, αναδεικνύονται τα οστά τα οποία βρίσκονται σε μικρό βάθος και δεν καλύπτονται από παρακείμενες δομές (Εικόνα 8.19, 8.20). Επομένως, δεν ενδείκνυται για την ανάδειξη σπονδυλικών δομών, ενώ αντίθετα, είναι κατάλληλη για τη διάγνωση καταγμάτων του άξονα και της μετάφυσης των οστών. Σε όλες τις περιπτώσεις, είναι επιβεβλημένος ο συγκριτικός έλεγχος με απλές ακτινογραφίες. Στην καθ' ημέρα κλινική πρακτική, η χρήση της απλής ακτινογραφίας είναι ιδιαίτερα διαδεδομένη, παρά το γεγονός ότι η απεικόνιση της παθολογίας στα κατάγματα ευθραυστότητας αναδεικνύεται εξίσου καλά με τη χρήση της υπερηχοτομογραφίας. Η ανάλυση της ευαισθησίας και της εξειδίκευσης της υπερηχοτομογραφίας, σε σύγκριση με την απλή ακτινογραφία, τα τελευταία χρόνια, έδειξαν το δυναμικό της ευρείας χρήσης της μεθόδου [33].

9. Διαγνωστικά πρωτόκολλα και σύγκριση μεθόδων στα κατάγματα ευθραυστότητας

Για την ανάδειξη των καταγμάτων ευθραυστότητας έχουν οριστεί, από ειδικές επιτροπές, πρωτόκολλα ακτινολογικής απεικόνισης, τα οποία βασίζονται σε παρατηρήσεις και ερευνητικές εργασίες. Τα πρωτόκολλα αυτά, αναθεωρούνται ανά διαστήματα σύμφωνα με τα νεότερα επιστημονικά δεδομένα.

9.1 Διαγνωστικά πρωτόκολλα καταγμάτων πηχεοκαρπικής άρθρωσης

Σύμφωνα, λοιπόν, με το Αμερικανικό Κολλέγιο Ακτινολογίας το 2013, στο πρωτόκολλο για την απεικόνιση των καταγμάτων ανεπάρκειας στο άνω άκρο της κερκίδας, προβλέπει αρχικά την εκτέλεση απλής ακτινογραφίας σε τουλάχιστον δύο λήψεις (οπισθο-πρόσθια, πλάγια). Σε περίπτωση που οι αρχικές ακτινογραφίες είναι μη διαγνωστικές, ενώ υπάρχουν κλινικά ευρήματα, τότε είναι απαραίτητη η περαιτέρω απεικονιστική διερεύνηση. Αυτό μπορεί να είναι τόσο απλό όσο μια επιπρόσθετη ακτινολογική προβολή (π.χ. λοξή προβολή) ή η επανάληψη των ακτινογραφιών μετά από 10-14 μέρες. Μπορεί, επιπλέον, να κριθεί απαραίτητος ο περαιτέρω απεικονιστικός έλεγχος με τη χρήση αξονικής τομογραφίας, μαγνητικού συντονισμού, υπερηχοτομογραφίας και τέλος σπινθηρογράφηματος οστών. Οι απεικονιστικές αυτές τεχνικές αποτελούν μεθόδους 2^{ης}, 3^{ης}, 4^{ης} και 5^{ης} εκλογής, αντίστοιχα, σύμφωνα με το Αμερικανικό Κολλέγιο Ακτινολογίας [34].

Εάν οι επαναληπτικές ακτινογραφίες είναι φυσιολογικές, ο ασθενής παραμένει συμπτωματικός και απαιτείται περαιτέρω απεικόνιση, η MRI είναι η μέθοδος εκλογής. Η MRI είναι ιδιαίτερα ευαίσθητη σε αλλαγές της σύνθεσης του μυελού των οστών και ως εκ τούτου συχνά χρησιμοποιείται για να προσδιορίσει τα ακτινογραφικά λανθάνοντα οξέα κατάγματα. Σε ασθενείς με επίμονα συμπτώματα, τα οποία πιστεύεται ότι οφείλονται σε ένα λανθάνον

κάταγμα καρπού, η μαγνητική τομογραφία μπορεί να χρησιμοποιηθεί ως εναλλακτική λύση [35]. Έχει διαπιστωθεί σε μελέτες ότι σε τραυματισμένο καρπό με φυσιολογικά ή ύποπτα ακτινογραφικά ευρήματα που δεν αντιπροσωπεύουν τα κλινικά συμπτώματα, η MRI οδηγεί σε μια αλλαγή στη διάγνωση στο 55% των ασθενών και μια αλλαγή στη διαχείριση της θεραπείας στο 66% των ασθενών [34].

Εκτός από την MRI, η αξονική τομογραφία (CT) μπορεί να εμφανίσει ακτινογραφικά λανθάνοντα κατάγματα και να αποκλείσει ή να επιβεβαιώσει υποψία κατάγματος όταν οι αρχικές ακτινογραφίες είναι ασαφείς. Η CT διαδραματίζει σημαντικό ρόλο στο σχεδιασμό της θεραπείας, όταν οι αρχικές ακτινογραφίες δείχνουν ένα σύνθετο κάταγμα καρπού, χάρη στη δυνατότητα της τρισδιάστατης προβολής και των πολυεπίπεδων ανασυνθέσεων που παρέχει [34]. Τα πλεονεκτήματα της CT σε σχέση με την MRI για τα κατάγματα του καρπού, περιλαμβάνουν την ικανότητά της για λήψη εικόνων υψηλότερης ευκρίνειας καθώς επίσης και μικρότερου χρόνου εξέτασης του ασθενούς. Μειονεκτήματα της CT περιλαμβάνουν τη χρήση της ιονίζουσας ακτινοβολίας και τη χαμηλότερη ευαισθησία της σε ανωμαλίες των μαλακών μορίων, σε σύγκριση με τη μαγνητική τομογραφία [35].

Η υπερηχοτομογραφική εξέταση μπορεί να αποτελεί μέθοδο 4^{ης} εκλογής, ωστόσο αξίζει να σημειωθεί ότι στο πέρασμα του χρόνου διαδραματίζει ολοένα και μεγαλύτερο ρόλο στην αξιολόγηση του οξέως κατάγματος. Η θέση αυτή (4^η) ανάμεσα στις μεθόδους, οφείλεται, κατά κύριο λόγο, στις ειδικές γνώσεις οι οποίες απαιτούνται για την εκτέλεση της απεικονιστικής αυτής τεχνικής [34].

Το σπινθηρογράφημα οστών έχει χρησιμοποιηθεί για τη διάγνωση λανθάνοντων καταγμάτων καρπού, αλλά και ως μία μέθοδος εξέτασης σε ασθενείς με πόνο στον καρπό και αρνητικές ακτινογραφίες [1]. Ωστόσο, ενώ είναι ευαίσθητο σε ανωμαλίες των οστών, το σπινθηρογράφημα πάσχει από έλλειψη ειδικότητας. Για τους ασθενείς με αντενδείξεις σε μαγνητική τομογραφία, η CT είναι προτιμότερη από το σπινθηρογράφημα [34].

9.2 Διαγνωστικά πρωτόκολλα καταγμάτων ώμου

Όσον αφορά στα κατάγματα του ώμου το Αμερικανικό Κολλέγιο Ακτινολογίας σε συνεδρίαση την οποία πραγματοποίησε το 2010, πρότεινε ως αρχική μέθοδο προσέγγισης για την ανάδειξη τους την απλή ακτινογραφία με την μαγνητική τομογραφία, την υπερηχοτομογραφική εξέταση και την αξονική τομογραφία, να ακολουθούν. Το σπινθηρογράφημα των οστών δεν προτείνεται για την απεικόνιση των καταγμάτων αυτών [36].

Η κύρια τεχνική στη αρχική απεικόνιση του κατάγματος ώμου, είναι η απλή ακτινογραφία, η οποία παρέχει μια γρήγορη και φθηνή αξιολόγηση του κατάγματος. Στο πρωτόκολλο των καταγμάτων ώμου, περιλαμβάνονται: η προσθιοπίσθια προβολή, πλάγιες

λήψεις καθώς και ειδικές προβολές όπως η διαμασχαλιαία, η διαθωρακική και άλλες. Αντίθετα, η μαγνητική τομογραφία είναι σήμερα η μέθοδος εκλογής για την αξιολόγηση λανθανόντων καταγμάτων, τη διαφοροδιάγνωση και τον προσδιορισμό της ηλικίας των καταγμάτων. Βοηθά επίσης, στον εντοπισμό ανωμαλιών στο οστό και τα μαλακά μόρια. Το πρωτόκολλο της μαγνητικής τομογραφίας μπορεί να περιλαμβάνει την εξέταση με ή χωρίς τη χρήση σκιαγραφικού μέσου [36].

Η αξονική τομογραφία (CT) είναι χρήσιμη για τον χαρακτηρισμό των καταγμάτων, καθώς και για λήψη περισσότερων πληροφοριών προεγχειρητικά. Επιπλέον, μπορεί να αποδείξει την πολυπλοκότητα, τη μετατόπιση και τη γωνίωση του κατάγματος, ιδιαίτερα με τη χρήση των ανακατασκευασμένων εικόνων. Η πολυτομική αξονική τομογραφία μπορεί να παράγει υψηλής ποιότητας ισοτροπική απεικόνιση [36].

Τέλος, η υπερηχοτομογραφική εξέταση μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την εκτίμηση των οστικών δομών που βρίσκονται σε μικρό βάθος. Με την κατάλληλη τεχνογνωσία είναι εξαιρετική στην απεικόνιση παθολογίας στην κεφαλή του βραχιονίου [36].

9.3 Διαγνωστικά πρωτόκολλα σπονδυλικών καταγμάτων

Σχετικά με τα σπονδυλικά κατάγματα, το Αμερικανικό Κολλέγιο Ακτινολογίας (American College of Radiology, ACR) [37], το 2011, πρότεινε ως εξέταση πρώτης εκλογής για την απεικόνιση τους, την μαγνητική τομογραφία, με την αξονική τομογραφία να ακολουθεί και να την αντικαθιστά σε περιπτώσεις στις οποίες δεν είναι διαθέσιμη ή είναι απαγορευτική για τον ασθενή. Ακολουθούν οι απλές ακτινογραφίες σε τουλάχιστον δυο επίπεδα και το σπινθηρογράφημα οστών το οποίο είναι χρήσιμο ως συμπληρωματική εξέταση [37].

Η απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού (MRI) αναδεικνύει τα σπονδυλικά οστεοπορωτικά κατάγματα από τα αρχικά στάδια της εμφάνισης τους. Συμβάλει στη διαφοροποίηση τους μεταξύ οξέος, υποξέος, παθολογικού και θεραπευμένου σπονδυλικού οστεοπορωτικού κατάγματος. Επιπλέον, επιτρέπει την αξιολόγηση του σπονδυλικού σωλήνα και μελετά την παρουσία ή απουσία συμπίεσης του νωτιαίου μυελού [37].

Οι απλές ακτινογραφίες μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την αξιολόγηση του βαθμού απώλειας ύψους και της εξέλιξης της παραμόρφωσης σε διδοχικές εικόνες. Η σύγκριση τους με προηγούμενες ακτινογραφίες δίνει σημαντικές πληροφορίες για την εξέλιξη της νόσου αλλά η ηλικία του κατάγματος είναι δύσκολο να προσδιοριστεί με ακρίβεια. Τέλος, οι απλές ακτινογραφίες δεν είναι σε θέση να αναδείξουν τις λεπτές καταγματικές γραμμές οι οποίες εμφανίζονται στα αρχικά στάδια της νόσου στα οστεοπενικά και οστεοπορωτικά οστά και για το λόγο αυτό, η αξονική και η μαγνητική τομογραφία εκτελούνται ακόμα και αν υπάρχουν αρνητικές

ακτινογραφίες [37].

Η αξονική τομογραφία (CT) και το σπινθηρογράφημα οστών είναι εναλλακτικές μορφές απεικόνισης σε ασθενείς οι οποίοι δεν μπορούν να υποβληθούν σε μαγνητική τομογραφία. Η αξονική τομογραφία είναι ιδανική για να αξιολογηθεί η ακεραιότητα του οπισθίου τοιχώματος του σπονδυλικού σώματος, πληροφορία χρήσιμη για τον προσδιορισμό της κατάλληλης διαδρομής της βελόνας σε περίπτωση σπονδυλοπλαστικής ή κυφοπλαστικής [38].

Το σπινθηρογράφημα οστών, με τη σειρά του, έχει υψηλή ευαισθησία, αλλά χαμηλή ειδικότητα για τα σπονδυλικά κατάγματα, καθώς μπορεί να παραμένουν θετικά για πάνω από ένα έτος μετά την ουσιαστική επούλωση με αποτέλεσμα να εξάγονται εσφαλμένα συμπεράσματα [38].

9.4 Διαγνωστικά πρωτόκολλα καταγμάτων ισχίου

Αναφορικά με τα κατάγματα ισχίου, το Αμερικανικό Κολλέγιο Ακτινολογίας, το 2013, πρότεινε την απλή ακτινογραφία ισχίου-πιέλου, σαν εξέταση πρώτης εκλογής για την απεικόνιση τους. Σε περιπτώσεις αρνητικών ή ασαφών ακτινογραφιών, επλέγεται η μαγνητική τομογραφία και ακολουθούν η αξονική τομογραφία, το σπινθηρογράφημα και η υπερηχοτομογραφική εξέταση ισχίου. Η απλή ακτινογραφία είναι η καθιερωμένη αρχική μελέτη απεικόνισης εκλογής για την αξιολόγηση του έντονα επώδυνου ισχίου. Ορθογώνιες προβολές σε τραύματα που σχετίζονται με μυοσκελετικούς τραυματισμούς, θεωρούνται οι απόλυτα ενδεδειγμένες. Σε περιπτώσεις στις οποίες οι λήψεις αυτές δεν δίνουν σαφή αποτελέσματα, τότε λαμβάνονται εναλλακτικές προβολές όπως η προβολή Judet και η βατραχοειδής προβολή. Ωστόσο, οι ακτινογραφίες έχουν δειχθεί να έχουν περιορισμένη ευαισθησία [39].

Τα κατάγματα ισχίου αποτελούν το διεθνές βάρόμετρο της οστεοπόρωσης, ως εκ τούτου, πολλές μελέτες σχετικές με την απεικόνιση των οστεοπορωτικών καταγμάτων βασίζονται σε αυτά. Στη μελέτη των Bogost και συν. (1995) [40], η μαγνητική τομογραφία (MRI) αποκάλυψε κατάγματα στο 37% των ασθενών οι οποίοι είχαν αρνητική ακτινογραφία για κάταγμα του εγγύς μηριαίου, ενώ σε μια πρόσφατη δημοσιευμένη αναδρομική μελέτη των Sankey και συν. (2009) [41], διάρκειας 10 ετών, η μαγνητική τομογραφία έδειξε κατάγματα σε 83 από 98 ασθενείς με αρνητικές ακτινογραφίες. Συμπερασματικά, η ύπαρξη ή όχι κατάγματος ισχίου, σε ηλικιωμένους ασθενείς, δεν πρέπει να βασίζεται αποκλειστικά στην απεικόνιση των απλών ακτινογραφιών.

Η υπολογιστική τομογραφία (CT) είναι ευρέως διαδεδομένη, ταχεία, και εύκολα ανεκτή από τους ασθενείς με πιθανούς τραυματισμούς του ισχίου. Η βιβλιογραφία αναφέρει τη χρήση της αξονικής τομογραφίας για κατάγματα ισχίου από το 1980. Επιπλέον, βρέθηκε να είναι χρήσιμη στην αξιολόγηση της παρουσίας ενδάρθρικών και χαλαρών οστικών

θραυσμάτων ενώ η ευαισθησία της κυμαίνεται στο 70% για κατάγματα του αυχένα του μηριαίου. Ωστόσο, η ευαισθησία μειώθηκε στο 58% όταν συμπεριέλαβαν τα υποκείμενα κατάγματα της κεφαλής του μηριαίου. Μια πιο πρόσφατη αναδρομική μελέτη των Dunker και συν. (2012) [42] για την αξονική τομογραφία, κατέδειξε ότι μεταξύ των 193 ασθενών οι οποίοι υποβλήθηκαν σε αξονική τομογραφία, 84 σαρώσεις ήταν αρνητικές για κατάγματα. Μεταγενέστερες εξετάσεις μαγνητικού συντονισμού ή άλλα διαγνωστικά κριτήρια εντόπισαν 4 από αυτές τις 84 σαρώσεις να έχουν κατάγματα. Τα αποτελέσματα αυτά, δείχνουν ευαισθησία της αξονικής τομογραφίας στο 95%.

Από το 1989, η βιβλιογραφία έχει δείξει τη χρήση της μαγνητικής τομογραφίας στον εντοπισμό ακτινολογικά λανθανόντων καταγμάτων εγγύς μηριαίου. Στη μελέτη των Quinn και McCarthy, το 1993 [43], χρησιμοποιώντας κλινικά αποτελέσματα σαν πρότυπο, η MRI απέδειξε 100% ακρίβεια στην ανίχνευση καταγμάτων σε 20 ασθενείς που είχαν μη ειδικές απλές ακτινογραφίες. Μια πρώιμη μελέτη η οποία συνέκρινε το σπινθηρογράφημα με τη μαγνητική τομογραφία για την αξιολόγηση των λανθανόντων καταγμάτων κατέδειξε συγκρίσιμη ευαισθησία. Εκτός από την αυξημένη ευαισθησία στην ανίχνευση κατάγματος στο εγγύς μηριαίο, η MRI έχει αποδειχθεί ότι είναι χρήσιμη στον χαρακτηρισμό της μορφολογίας του κατάγματος. Οι Schultz και συν. (1999) [44], περιγράφουν την ικανότητα της μαγνητικής τομογραφίας για τον εντοπισμό με βεβαιότητα του ατελούς διατροχαντήριου κατάγματος σε 31 ασθενείς. Με τη διαπίστωση αυτή, γίνεται αντιληπτό ότι η μαγνητική τομογραφία μπορεί να διαδραματίσει στο μέλλον σημαντικό ρόλο στην κατεύθυνση της θεραπείας. Ενδιαφέρον προκαλεί ότι οι απλές ακτινογραφίες απεικονίζουν μόνο το 15% των καταγμάτων τα οποία διαγνώστηκαν μέσω μαγνητικής τομογραφίας και το 21% αυτών μέσω αξονικής τομογραφίας. Μια παρόμοια μελέτη των Cabarrus και συν. (2008) [45] αξιολόγησε την αξονική και μαγνητική τομογραφία σημείο προς σημείο για την ανίχνευση πυελικών καταγμάτων σε ασθενείς των οποίων η μέση ηλικία ήταν 74 έτη. Η μελέτη έδειξε ποσοστά ανίχνευσης κατάγματος στο 96% για την MRI και στο 77% για την αξονική τομογραφία σε σύγκριση με την πρότυπη αναφορά.

Όσον αφορά στην υπερηχοτομογραφική εξέταση, μια ενιαία μελέτη με τη χρήση υπερηχοτομογραφίας (US) για την ανίχνευση ακτινογραφικά λανθανόντων καταγμάτων του εγγύς μηριαίου απέδωσε 100% ευαισθησία και 65% ειδικότητα με πρότυπο αναφοράς τον μαγνητικό συντονισμό. Οι συγγραφείς της μελέτης, Safran και συν. (2009) [46], παραδέχθηκαν περιορισμούς σε σχέση με τον αριθμό των περιπτώσεων που συμπεριελήφθησαν (μόλις 10 περιπτώσεις), καθώς και για την δυνατότητα πρόσβασης σε έμπειρους εκπαιδευμένους ακτινολόγους. Λαμβάνοντας υπόψη μόνο μια μικρή μελέτη, δεν υπάρ-

χουν αρκετά στοιχεία που να υποστηρίζουν το ρόλο της υπερηχοτομογραφικής εξέτασης στην ανάδειξη των λανθανόντων ακτινολογικά καταγμάτων ισχίου.

Πριν από την μαγνητική τομογραφία, το σπινθηρογράφημα οστών θεωρούνταν η εξέταση επιλογής για ακτινολογικά λανθάνοντα κατάγματα. Μελέτες το 1979 και το 1987 κατέδειξαν 93% και 95% ευαισθησία, αντίστοιχα. Το 1998, οι Rubin και συν. [47] επέδειξαν ότι η μαγνητική τομογραφία ήταν πιο ευαίσθητη, ειδική και αποδοτική σε σχέση με ένα σπινθηρογράφημα οστών.

Αν και το σπινθηρογράφημα οστών έχει συγκρίσιμα υψηλή ευαισθησία σε σχέση με τη μαγνητική τομογραφία, έχουν σημειωθεί στη βιβλιογραφία πολυάριθμοι περιορισμοί. Ψευδώς θετικές σαρώσεις είναι συνήθεις, καθώς κάθε διαδικασία που οδηγεί σε αυξημένη οστική ανακατασκευή, θα εμφανίσει αυξημένη δραστηριότητα. Αυξημένη οστική εναλλαγή που σχετίζεται με την οστεοπόρωση μπορεί να μειώσει την αναλογία σήματος-θορύβου του κατάγματος και να δώσει μια ψευδώς αρνητική σάρωση. Επιπλέον, η διαθεσιμότητα του σπινθηρογραφήματος περιορίζεται σε ορισμένα κέντρα. Τελικά, το σπινθηρογράφημα οστών είναι χρονοβόρο και έχει αποδειχθεί ότι οδηγεί σε καθυστερημένη θεραπεία σε σχέση με τη μαγνητική τομογραφία. Ο ρόλος του σπινθηρογραφήματος για την ανίχνευση καταγμάτων μπορεί να αποτελέσει εναλλακτική λύση για τους ασθενείς με αντένδειξη για την μαγνητική τομογραφία [39,48].

Τέλος, αντίστοιχα πρωτόκολλα έχει ορίσει και η Ελληνική Ακτινολογική Εταιρεία η οποία σε συνεδρίαση της το 2011 [49], για τον έλεγχο οστεοπορωτικών καταγμάτων, προτείνει την απλή ακτινογραφία ως ενδεδειγμένη εξέταση και ακολουθούν με αύξουσα σειρά η μαγνητική τομογραφία, η οποία παρέχει τη δυνατότητα διαφοροδιάγνωσης μεταξύ οξέων και χρόνιων οστεοπορωτικών καταγμάτων καθώς και μεταξύ οστεοπορωτικών και παθολογικών καταγμάτων, η αξονική τομογραφία και τέλος το σπινθηρογράφημα [49]. Αξίζει να σημειωθεί, ότι στη συγκεκριμένη συνεδρίαση, δεν προτείνεται εξειδικευμένο διαγνωστικό πρωτόκολλο απεικονιστικών τεχνικών για την ανάδειξη των οστεοπορωτικών καταγμάτων ανά σημείο εντόπισης τους.

10. Συμπέρασμα

Τα κατάγματα ευθραυστότητας εμφανίζονται πολύ συχνά και συνήθως οφείλονται σε αδιάγνωστη ή χωρίς θεραπεία οστεοπόρωση. Με σύμμαχο την τεχνολογική πρόοδο, οι διαθέσιμες τεχνικές απεικόνισης βοηθούν στην πρόληψη αλλά και τον έλεγχο των καταγμάτων αυτών. Μεταξύ των εργαλείων απεικόνισης των οστεοπορωτικών καταγμάτων κυρίαρχο ρόλο κατέχουν οι απλές ακτινογραφίες, οι οποίες είναι ευρέως διαθέσιμες, απλές για τον ασθενή, τεχνικά απλές για τον τεχνολόγο και σχετικά οικονομικές. Ωστόσο, οι απλές ακτινογρα-

φίες δεν παρέχουν πάντα ασφαλή αποτελέσματα με συνέπεια τον κίνδυνο ύπαρξης αδιάγνωστων καταγμάτων, γεγονός που μπορεί να οδηγήσει σε κίνδυνο για την υγεία ακόμα και τη ζωή του ασθενούς αλλά και σε αύξηση του κόστους θεραπείας. Για το λόγο αυτό, εκτελούνται συμπληρωματικές και περισσότερες ειδικές τεχνικές, με τη μαγνητική τομογραφία να παρουσιάζει την μεγαλύτερη ευαισθησία και ειδικότητα. Το σπινθηρογράφημα οστών αν και έχει μεγάλη ακρίβεια, υστερεί σε ευαισθησία λόγω ψευδούς εμφάνισης θετικών αποτελεσμάτων, ενώ η αξονική τομογραφία διαδραματίζει σημαντικό ρόλο στην απεικόνιση του κατάγματος κατά τον προεγχειρητικό έλεγχο. Αναλυτικότερα, χάρη στη δυνατότητα επεξεργασίας εικόνων παρέχεται τρισδιάστατη και κατά συνέπεια ακριβής απεικόνιση του κατάγματος, παρέχοντας στο χειρουργό χρήσιμες πληροφορίες για το σχεδιασμό της χειρουργικής προσέγγισης. Τέλος, η υπερηχοτομογραφική εξέταση αν και έχει καλή ευαισθησία έχει και σοβαρούς περιορισμούς, με κυριότερο την εξάρτηση της από την εμπειρία του γιατρού ο οποίος την εκτελεί.

11. Βιβλιογραφία

- Krestan CR, Nemeč U, Nemeč S (2011). Imaging of insufficiency fractures. In *Seminars in musculoskeletal radiology* (Vol. 15, No. 3, p. 198).
- Rizer MK. Osteoporosis. *Prim Care* 2006; 33(4):943-951.
- D'Elia G, Caracchini G, Cavalli L, Innocenti P (2009). Bone fragility and imaging techniques. *Clinical cases in mineral and bone metabolism*, 6(3):234.
- Lorentzon M, Cummings SR (2015). Osteoporosis: the evolution of a diagnosis. *Journal of Internal Medicine*, 277(6):650-661.
- Soles GL, Ferguson TA (2012). Fragility fractures of the pelvis. *Curr Rev Musculoskelet Med* 5:222-228.
- William R. Hendee, Ph.D. E. Russell Ritenour, Ph.D (2002). *Medical Imaging Physics Fourth Edition* by Wiley-Liss, Inc., New York.
- Carl A. Carlsson and Gudrun Alm Carlsson (1996). *Basic physics of X-ray imaging* Department of Medicine and Care.
- Αλεξερόπουλος Δ. και Πάνου Θ. (2000). *Ακτινογραφική Απεικόνιση Εκδόσεις Βήτα*.
- Sozanski T, Sokolska V, Gornulkiwicz M, Magdalan J, Trocha M, Bładowska J, Merwid-Lad A (2009). *Wireless Radiology - Digital Radiography Systems* Department of Radiology, Wrocław Medical University, Poland.
- Ter-Pogossian MM (1977). "Basic principles of computed axial tomography." *Seminars in Nuclear Medicine*, 7(2):109-27.
- Greg Michael (2001). X-ray computed tomography. *Phys Educ*, 36 442. doi:10.1088/0031-9120/36/6/301.
- Brink J, Helken J, Wang G, McEnery K, Schueter F, Vannier M (1994). Helical CT: Principles and Technical Considerations *Radiographics*.
- Hendee WR (1989). Cross sectional medical imaging: a history. *RadioGraphics* 9(6):1155-80.
- Αλεξερόπουλος Δ. και Καλλιβωκάς Στ. (2003). *Αξονική Τομογραφία Ακτινοτεχνολογία Αρχές-Σύγχρονες Εφαρμογές εκδόσεις Λίτσας*.
- Franca C, Levin-Plotnik D, Sehgal V, Chen GTY, Ramsey RG (2000). Use of three-dimensional spiral computed tomography imaging for staging and surgical planning of Head and Neck Cancer *J Digit Imaging* 13 (Suppl 1):24-32.
- Robert-Jan M. van Geuns, Wielopolski P., Hein G. de Bruin, Benno J. Rensing, Peter M.A. van Ooijen, Hulshoff M., Oudkerk M., and Pim J. de Feyter (1999). *Basic Principles of Magnetic Resonance Imaging Progress in Cardiovascular Diseases*, 42(2):149-156.
- Smith J (2010). Hazards, Safety, and Anesthetic Considerations for Magnetic Resonance Imaging Elsevier Inc, 25(2):98-106.
- Καραντάνας Α (1997). *Μαγνητική Τομογραφία Φυσικές Αρχές, Ερμηνεία της Εικόνας Εκδόσεις Βήτα*.
- Catherine Westbrook (2004). *MRI με μια ματιά Εκδόσεις Παρισιάνου ΑΕ*.
- Dempsey M, Condon B, Hadley D (2002). *MRI Safety Review Seminars in Ultrasound, CT and MRI*. Elsevier Inc, 23(5):392-401.
- Johnson RP (1997). The role of bone imaging in orthopedic practice. *Seminars in nuclear medicine*, 27(4):386-389.
- Brenner A, Koshy J, Morey J, Lin C, DiPoce J (2012). The Bone Scan *Semin Nucl Med*, 42(1):11-26.
- Κανδάρakis Ι (2002). *Φυσικές και τεχνολογικές αρχές πυρηνικής Ιατρικής 9η έκδοση Εκδόσεις ΕΛΛΗΝ*.
- Γώγου Α. (1999). *Μαθήματα Πυρηνικής Ιατρικής Εκδόσεις Σταμούλη Α*.
- Lutz H, & Buscarini E (2011). *Manual of diagnostic ultrasound*.
- Aldrich JE (2007). Basic physics of ultrasound imaging. *Critical care medicine*, 35(5):131-137.
- Feldman M, Katyal S, Blackwood M (2009). US artifacts *RadioGraphics*, (29):1179-1189.
- Brian C. Lentle, Ian Hammond, Gregory B. Firth Roger A.L. Sutton (2014). *Imaging of Osteoporotic Fractures on XR, CT, and MR Osteoporosis Imaging Curr Radiol Rep*, 2(1):1-9.
- Αλεξερόπουλος Δ. (2003). *Οστά & Αρθρώσεις για τεχνολόγους ακτινολόγους Εκδόσεις Λίτσας*.
- Κουμαριανός Δ. (1999). *Άτλας ακτινολογικών προβολών τόμος 1*.
- Κουμαριανός Δ. (1999). *Άτλας ακτινολογικών προβολών τόμος 2*.
- Moeller (2003). *MRI Parameters and Positioning* © Thieme Medical Publishers.
- Sharithana H (2014). Review of essential understanding of ultrasound physics and equipment operation. *World J Anesthesiol*, 3(1):12-17.
- Bruno MA, Weissman BN, Kransdorf MJ, Adler R, Appel M, Beaman FD, Bernard SA, Fries IB, Khoury V, Mosher TJ, Roberts CC, Scharf SC, Tuite MJ, Ward RJ, Zoga AC, Expert Panel on Musculoskeletal Imaging (2013). *ACR Appropriateness Criteria® acute hand and wrist trauma*. [online publication]. Reston (VA): American College of Radiology 13 p.
- Rubin DA, Weissman BN, Appel M, Arnold E, Bencardino JT, Fries IB, Hayes CW, Hochman MG, Jacobson JA, Luchs JS, Math KR, Murphey MD, Newman JS, Scharf SC, Small KM, Expert Panel on Musculoskeletal Imaging. *ACR Appropriateness Criteria® chronic wrist pain*. [online publication]. Reston (VA): American College of Radiology (ACR); 2012. 13 p.
- JN, Daffner RH, Weissman BN, Bancroft L, Bennett DL, Blebea JS, Bruno MA, Fries IB, Jacobson JA, Luchs JS, Morrison WB, Resnik CS, Roberts CC, Schweitzer ME, Seeger LL, Stoller DW, Taljanovic MS, Expert Panel on Musculoskeletal Imaging. *ACR Appropriateness Criteria® acute shoulder pain*. [online publication]. Reston (VA): American College of Radiology (ACR); 2010. 7 p.
- Davis PC, Wippold II FJ, Cornelius RS et al. (2011). «American College of Radiology ACR Appropriateness Criteria – Low Back Pain» (PDF).
- Kondo KL (2008). Osteoporotic vertebral compression fractures and vertebral augmentation. *Seminars in interventional radiology* 25(4):413 Thieme Medical Publishers.
- Robert J. Ward, Barbara N. Weissman, Mark J. Kransdorf, Ronald Adler, Marc Appel, Laura W. Bancroft, Stephanie A. Bernard, Michael A. Bruno, Ian Blair Fries, William B. Morrison, Timothy J. Mosher, Catherine C. Roberts, Stephen C. Scharf, Michael J. Tuite, Adam C. Zoga, *ACR Appropriateness Criteria Acute Hip Pain-Suspected Fracture*, 11(2):114-120.
- Bogost GA, Lizerbram EK, Crues JV 3rd (1995). MR imaging in evaluation of suspected hip fracture: frequency of unsuspected bone and soft-tissue injury. *Radiology*, 197(1):263-267.
- Sankey RA, Turner J, Lee J, Healy J, Gibbons CE (2009). The use of MRI to detect occult fractures of the proximal femur: a study of 102 consecutive cases over a ten-year period. *J Bone Joint Surg Br*, 91(8):1064-1068.
- Dunker D, Collin D, Gotthlin JH, Geijer M (2012). High clinical utility of computed tomography compared to radiography in elderly patients with occult hip fracture after low-energy trauma. *Emerg Radiol* 19(2):135-139.
- Quinn SF, McCarthy JL (1993). Prospective evaluation of patients with suspected hip fracture and indeterminate radiographs: use of T1-weighted MR images. *Radiology* 187(2):469-471.
- Schultz E, Miller TT, Boruchov SD, Schmell EB, Toledano B (1999). Incomplete intertrochanteric fractures: imaging features and clinical management. *Radiology*, 211(1):237-240.
- Cabarrus MC, Ambekar A, Lu Y, Link TM (2008). MRI and CT of insufficiency fractures of the pelvis and the proximal femur. *AJR Am J Roentgenol*, 191(4):995-1001.
- Safran O, Goldman V, Applbaum Y, et al (2009). Posttraumatic painful hip: sonography as a screening test for occult hip fractures. *J Ultrasound Med*, 28(11):1447-1452.
- Rubin SJ, Marquardt JD, Gottlieb RH, Meyers SP, Totterman SM, O'Mara RE (1998). Magnetic resonance imaging: a cost-effective alternative to bone scintigraphy in the evaluation of patients with suspected hip fractures. *Skeletal Radiol*, 27(4):199-204.
- Chatha H, Ullah S, Cheema Z (2011). Review article: Magnetic resonance imaging and computed tomography in the diagnosis of occult proximal femur fractures. *Journal of Orthopaedic Surgery*, 19(1):99-103.
- Ελληνική Ακτινολογική Εταιρεία (2011). *Διαγνωστικά και Θεραπευτικά Πρωτόκολλα στην Ακτινολογία Εκδόσεις Καυκάς*.

