

Η απορροφούμενη δόση στη σπινθηρομαστογραφία και στην ακτινολογική μαστογραφία

Μαρία Λύρα¹ PhD, Ιωάννης Βαμβακάς¹ MSc, Μαρία Γαβριηλέλλη² MSc, Χρήστος Χατζηγιάννης² MSc

1. Α΄ Εργαστήριο Ακτινολογίας Πανεπιστημίου Αθηνών, Αρεταίειο Νοσοκομείο, Διεύθυνση αλληλογραφίας: Πολυνείκους 3, Άλιμος 17455, τηλ.: 210-7286243, κινητό: 6945 102031, E-mail: mlyra@med.uoa.gr

2. Ιδιωτικό Εργαστήριο Πυρηνικής Ιατρικής, "Ιατρική Απεικόνιση", Αθήνα

Hell J Nucl Med 2010; 13(1): 81-87 • Δημοσιεύτηκε στο διαδίκτυο: 10 Απριλίου 2010

Περίληψη

Στον υπολογισμό της απορροφούμενης δόσης, κατά τις διάφορες διαγνωστικές εξετάσεις που γίνονται με την εφαρμογή ιοντιζουσών ακτινοβολιών, επιτυγχάνεται σήμερα μεγαλύτερη ακρίβεια με τη χρήση νέων τεχνικών και υπολογισμών. Ο σκοπός της εργασίας αυτής είναι η παρουσίαση των μεθόδων εκτίμησης των απορροφούμενων δόσεων κατά την ακτινολογική μαστογραφία και τη σπινθηρομαστογραφία. Για την εκτίμηση των απορροφούμενων δόσεων χρησιμοποιούνται τεχνικές εσωτερικής δοσιμετρίας όπως υπολογισμοί με την μέθοδο Medical Internal Radiation Dose (MIRD), με ψυχρά μαθηματικά πρότυπα Monte Carlo, μετρήσεις με κατάλληλα ομοιώματα καθώς και υπολογισμός εξατομικευμένης δόσης μέσω σπινθηρογραφικής εικόνας. Ιδιαίτερα, ο ακριβής υπολογισμός της απορροφούμενης δόσης κατά τις διαγνωστικές εξετάσεις του μαστού επιτρέπει την εκτίμηση των κινδύνων από τη χρήση των ιοντιζουσών ακτινοβολιών ενώ η βελτιστοποίηση των χρησιμοποιούμενων μεθόδων οδηγεί στη μείωση της ακτινικής επιβάρυνσης της εξεταζόμενης, αποτέλεσμα επιθυμητό σε επαναληπτικές εξετάσεις ελέγχου (screening tests). Λόγω της ευαισθησίας του μαστού απαιτείται η επιλογή ακριβούς μεθόδου δοσιμετρίας. Ο συντελεστής βαρύτητας οργάνου για το μαστό είναι 0,12. Αυτή είναι και η μέγιστη τιμή του συντελεστή βαρύτητας για τα όργανα του ανθρώπινου σώματος. Συνεπώς η λεπτομερέστερη ανάλυση της απορροφούμενης δόσης κατά την ακτινολογική μαστογραφία και τη σπινθηρομαστογραφία είναι κρίσιμη.

Εισαγωγή

Ο ακριβής και εξατομικευμένος υπολογισμός της απορροφούμενης δόσης κατά τις διαγνωστικές εξετάσεις του μαστού έχει σημαντική αξία διότι επιτρέπει την εκτίμηση των κινδύνων από τη χρήση των ιοντιζουσών ακτινοβολιών, βοηθά στη βελτιστοποίηση των χρησιμοποιούμενων μεθόδων και αποτελεί κριτήριο για την αξιολόγηση μελλοντικών εξελίξεων και νέων μεθόδων [1, 2]. Η ακρίβεια των υπολογισμών της δόσης στο μαστό είναι σήμερα περισσότερο σημαντική απ' ό,τι στο παρελθόν, καθώς μελέτες οδήγησαν στο συμπέρασμα ότι ο μαστός είναι πλέον ακτινοευαίσθητος απ' όσο πιστεύαμε παλαιότερα [3, 4]. Η ευαισθησία ενός οργάνου στην ιοντιζούσα ακτινοβολία ποσοτικοποιείται με τη χρήση του παράγοντα βαρύτητας. Ο παράγοντας βαρύτητας είναι ένας αριθμός που αντιστοιχεί σε κάθε ανθρώπινο όργανο και η τιμή του σχετίζεται με την ακτινοευαισθησία. Όσο μεγαλύτερη είναι η τιμή του παράγοντα βαρύτητας ενός οργάνου τόσο το πιο ευαίσθητο θεωρείται το όργανο αυτό

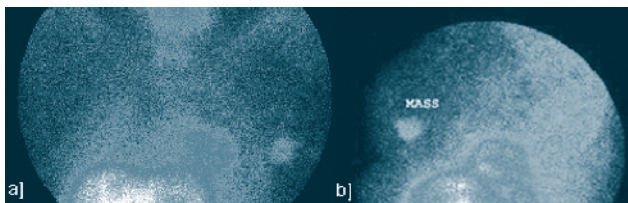
στην ακτινοβολία. Το άθροισμα των παραγόντων βαρύτητας για όλα τα ανθρώπινα όργανα είναι εξ' ορισμού ίσο με τη μονάδα. Ο παράγοντας βαρύτητας οργάνου για το μαστό αυξήθηκε στην πρόσφατη έκδοση της International Commission on Radiological Protection (ICRP) από 0,05 σε 0,12 [5]. Η ευαισθητοποίηση του ιατρικού προσωπικού, στη σημασία της ορθής τέλεσης των ως άνω εξετάσεων για την αποφυγή λήψης από τις εξεταζόμενες γυναίκες αυξημένης δόσης απορρόφησης, είναι ιδιαίτερης σημασίας.

Ο μηχανισμός πρόσληψης των ραδιοφαρμάκων

Η γνώση των βιοχημικών και φυσιολογικών μηχανισμών που καθορίζουν τον εντοπισμό ιστών μέσω των διαφόρων ραδιοφαρμάκων (ΡΦ) είναι σημαντική για να εξηγήσουμε την πληροφορία που μας δίδει η διαγνωστική ραδιονουκλιδική απεικόνιση και για να παράγουμε τελικά νέα εξειδικευμένα ΡΦ. Τα ΡΦ που σήμερα χρησιμοποιούνται στην ανίχνευση όγκων μαστού είναι κυρίως ενώσεις του ραδιενεργού τεχνητού με πεντασθενές σουλφονικό οξύ (^{99m}Tc-(V)-DMSA), μεθοξυ ισοβουτυλικό νιτρίλιο (^{99m}Tc-MIBI) και τετροφωσμίνη (^{99m}Tc-TF). Ακόμη, σπινθηρογραφική απεικόνιση του μαστού μπορεί να γίνει με χλωριούχο θάλλιο-201 (²⁰¹Tl-chloride) ή οκτρεοτίδιο του ινδίου-111 (¹¹¹In-octreotide). Τα παραπάνω ραδιοφάρμακα έχουν παραχθεί για άλλες εφαρμογές στην πυρηνική ιατρική όπως για την αιμάτωση του μυοκαρδίου, έδειξαν όμως την ικανότητα να προσλαμβάνονται από καρκινικά κύτταρα στον μαστό. Οι κυτταρικοί μηχανισμοί που επιτρέπουν την υψηλή πρόσληψη από τα καρκινικά κύτταρα περιλαμβάνουν την αιμάτωση και τον μεταβολισμό γύρω από τους ιστούς του όγκου, την αλλαγή της φυσιολογικής λειτουργίας, την διαφοροποίηση της αιμάτωσης ή του μεταβολισμού στους ιστούς του όγκου. Τα σύμπλοκα ΡΦ του ^{99m}Tc με MIBI ή με TF είναι χημικά σύμπλοκα κατιόντων που συγκεντρώνονται ανάλογα με την περιφερική αιματική ροή π.χ. στο μυοκάρδιο [6, 7]. Η πρόσληψη αυτών των συμπλεγμάτων του ^{99m}Tc εξαρτάται από τα μιτοχόνδρια και τα δυναμικά στη μεμβράνη πλάσματος όπως συμβαίνει και με άλλα λυοφιλικά κατιόντα. Ο μηχανισμός μετατόπισης των συμπλεγμάτων δια της μεμβράνης περιλαμβάνει διάχυση και παθητική διαμεμβρανική κατανομή. Αυτό εξηγεί την αρχική βιοκατανομή των ΡΦ σε ιστούς με αρνητικά δυναμικά πλασματικής μεμβράνης και με σχετικά υψηλό πληθυσμό μιτοχονδρίων (μυοκάρδιο, ήπαρ) [8, 9]. Οι

κακοήθεις όγκοι έχουν τις ίδιες ιδιότητες με τους φυσιολογικούς ιστούς για να στηρίξουν τον αυξημένο μεταβολισμό τους. Επίσης, η πρόσληψη των συμπλεγμάτων μπορεί να προβλέψει την απόκριση στην χημειοθεραπεία αφού η μειωμένη συγκέντρωση των συμπλεγμάτων ^{99m}Tc στους όγκους προϋποθέτει την παρουσία ιστών πλούσιων σε P-γλυκοπρωτεΐνη [9, 10]. Εξ άλλου, όσον αφορά το ^{99m}Tc -(V)-DMSA, η επιλεκτικότητα του στην απεικόνιση των καρκίνων που παράγουν καλσιτονίνη οδηγεί στο συμπέρασμα ότι ο μηχανισμός συγκέντρωσης του ΡΦ στο μαστό επηρεάζεται από αυτήν την ορμόνη ή άλλη ουσία, με παρόμοια δομή.

Τα ΡΦ επισημασμένα με ^{99m}Tc θεωρούνται καλύτεροι ιχνηθέτες ως προς τα φυσικά χαρακτηριστικά, το χρόνο απεικόνισης και το κόστος έναντι των άλλων ΡΦ που χρησιμοποιούνται για την απεικόνιση βλαβών του μαστού, δηλαδή του ^{201}Tl -chloride και του ^{111}In -octreotide. Τα ΡΦ με σήμανση ^{99m}Tc , πέραν των διαφορών πρόσληψης που έχουν μεταξύ τους, έχουν κοινά χαρακτηριστικά, όπως είναι ο λόγος συγκέντρωσης στον όγκο προς τη συγκέντρωση στο φυσιολογικό υπόστρωμα του ίδιου ιστού, η ευαισθησία, η ειδικότητα, η θετική-αρνητική προγνωστική αξία κ.α. (Σχήμα 1).



Σχήμα 1. Σπινθηρομαστογραφία. α) Πρόσθια λήψη β) Αριστερή πλάγια λήψη. Εστιακά αυξημένη συγκέντρωση του ΡΦ (^{99m}Tc -MIBI) στο άνω έσω τεταρτημόριο του αριστερού μαστού (Η ασθενής μελετήθηκε σπινθηρογραφικά στο ιδιωτικό Εργαστήριο Πυρηνικής Ιατρικής, “Ιατρική Απεικόνιση”, Αθήνα).

Η δοσιμετρική θεώρηση

Η πυρηνική ιατρική εμπλέκεται σε όλα τα στάδια της ασθένειας του καρκίνου, από τον προληπτικό έλεγχο ως την διάγνωση και τη θεραπεία. Σε όλες τις χρήσεις ακτινοβολιών για ιατρικούς σκοπούς, η μέτρηση της δόσης είναι ένα από τα σημαντικότερα βήματα, καθώς το όφελος του ασθενούς από τη χρήση της ακτινοβολίας πρέπει να είναι πολύ μεγαλύτερο από τους ενδεχόμενους κινδύνους από αυτή. Όσον αφορά τη φύση των υπολογισμών, η υπολογιστική τεχνική που χρησιμοποιείται για την εξωτερική ακτινοβολία, όπως συμβαίνει στην ακτινολογική μαστογραφία, διαφέρει από τον υπολογισμό της εσωτερικής δοσιμετρίας, που αφορά την περίπτωση της σπινθηρομαστογραφίας. Για τους υπολογισμούς στην εξωτερική ακτινοβολία χρησιμοποιούνται ομοιώματα, δοσίμετρα, αναλυτικές σχέσεις και ψυχρά μαθηματικά μοντέλα. Η απορροφούμενη δόση επηρεάζεται κυρίως από τη γεωμετρία του μαστού, την ποιότητα της δέσμης των ακτίνων-Χ και τα χαρακτηριστικά της ανιχνευτικής διάταξης. Στην ακτινοδιαγνωστική και την ακτινοθεραπευτική η πηγή της ακτινοβολίας είναι εξωτερική και είναι δυνατό να μετρήσουμε απορροφούμενες δό-

σεις σε ομοίωμα ή in-vivo με τη χρήση ειδικών δοσιμέτρων όπως είναι οι κρύσταλλοι θερμοφωταύγειας, Thermo Luminescent Dosimeter (TLD). Στην πυρηνική ιατρική, εντούτοις, η χρήση της ακτινοβολίας είναι διαφορετική. Η πηγή της ακτινοβολίας είναι εσωτερική και ο ακριβής υπολογισμός της απορροφούμενης δόσης απαιτεί γνώσεις φαρμακοκινητικής και χρήση πολύπλοκων μεθόδων και μοντέλων [11]. Στους υπολογισμούς για την εσωτερική ακτινοβολία χρησιμοποιείται η μεθοδολογία medical internal radiation dose (MIRD) όπου η απορροφούμενη δόση εξαρτάται από τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά των οργάνων αλλά και από τα φυσικά χαρακτηριστικά του ραδιονουκλιδίου που χρησιμοποιείται, τα χαρακτηριστικά της ανιχνευτικής διάταξης και την κινητική του ραδιοφαρμάκου (ΡΦ) που η πορεία του και ο χρόνος παραμονής του στον οργανισμό παίζει πρωτεύοντα ρόλο. Οι υπολογισμοί της απορροφούμενης δόσης για τις πάσχουσες από καρκίνο του μαστού είναι εξέχουσας σημασίας καθώς είναι πιθανό να λάβουν αυξημένη δόση κατά τη διαδικασία της διάγνωσης, της θεραπείας και της μετέπειτα παρακολούθησης.

Το βασικό σχήμα εσωτερικής δοσιμετρίας

Η δοσιμετρία ασχολείται με την ακριβή μέτρηση της απορροφούμενης δόσης της ακτινοβολίας. Ραδιενεργά υλικά που χορηγούνται στο ανθρώπινο σώμα διαγνωστικώς στην πυρηνική ιατρική κατανομονται σ' αυτό ακολουθώντας τους κανόνες της φαρμακοκινητικής ή παθοφυσιολογίας και όχι τους νόμους της Φυσικής [11]. Η ανάλυση του κινδύνου προς το όφελος για ασθενείς στην πυρηνική ιατρική εφαρμόζει απαραίτητα υπολογισμένες εκτιμήσεις της δόσης ακτινοβολίας οι οποίες ονομάζονται: απορροφούμενη δόση, ισοδύναμη δόση, ενεργός δόση κ.α. και αφορούν το άτομο που εκτίθεται σ' αυτήν, έτσι ώστε να υλοποιείται η αρχή as low as reasonable achievable (ALARA) δηλαδή να επιτευχθεί το επιθυμητό διαγνωστικό αποτέλεσμα με τη χαμηλότερη το δυνατόν απορροφούμενη δόση. Ο κίνδυνος από εξετάσεις του πληθυσμού με ΡΦ εξαρτάται από πολλούς παράγοντες όπως η ηλικία, ο ρυθμός δόσης, η βιοκινητική των οργάνων και οι παράγοντες βαρύτητας της ακτινοβολίας σε σχέση με την ηλικία του πληθυσμού [12, 13].

Επιπλέον, η γυναίκα που υποβάλλεται σε σπινθηρογράφημα, εισάγει ιδιαίτερα χαρακτηριστικά στην εκτίμηση της δόσης ακτινοβολίας και του ενδεχόμενου κινδύνου από ακτινοβολίες στην πυρηνική ιατρική [14]. Γενικά, το μέγεθος του σώματος και των οργάνων στις γυναίκες είναι μικρότερα από αυτά του μέσου άνδρα, έτσι ώστε οι δόσεις ακτινοβολίας θα είναι μεγαλύτερες για τα ίδια ποσά χορηγούμενης ενεργότητας και όμοιας βιοκινητικής του ΡΦ. Στις γυναίκες οι γονάδες βρίσκονται στο εσωτερικό του σώματος και πλησιέστερα σε όργανα που συχνά αποτελούν όργανα-πηγές στην εσωτερική δοσιμετρία όπως είναι η ουροδόχος κύστη, το ήπαρ και οι νεφροί. Έχει βρεθεί ότι οι απορροφούμενες δόσεις σε κρίσιμα όργανα της γυναίκας και οι ενεργές δόσεις (ICRP 53, 80,106) είναι περίπου 25% υψηλότερες από αυτές των ανδρών σε περίπου όλες τις εξετάσεις με ΡΦ [14]. Ειδικότερα, οι συνήθεις δόσεις στις γονάδες, μπορεί να είναι 2-3 φορές μεγαλύτερες από αυτές στους άνδρες [14].

Δοσιμετρική ανάλυση

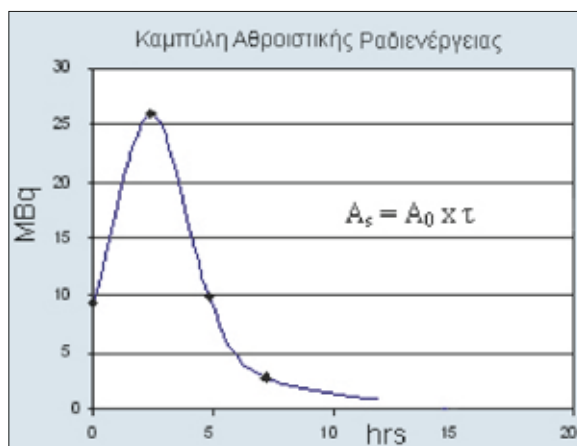
Πρόσθετες πληροφορίες απαραίτητες για τη δοσιμετρική ανάλυση των εξετάσεων της πυρηνικής ιατρικής περιλαμβάνουν το ποσόν ενεργότητας που χορηγήθηκε ανά εξέταση, τον αριθμό των εξετάσεων που πιθανόν να τελεστούν σε συγκεκριμένο χρόνο και την εκτίμηση του κινδύνου που ενέχεται στη μονάδα απορροφούμενης δόσης. Η κατανομή των δόσεων στον άνθρωπο αλλά και στον περιβάλλοντα χώρο ποικίλλει με το χρόνο και είναι ανομοιογενής τόσο στο μακροσκοπικό όσο και στο κυτταρικό επίπεδο. Τα ραδιονουκλίδια, όμως, στέλνουν την ακτινοβολία ισότροπα, δεν έχουν κατεύθυνση προτίμησης. Εκπέμπουν δηλαδή το ίδιο ποσοστό ενέργειας σε όλες τις διευθύνσεις του χώρου. Επιπρόσθετα, η εξασθένηση και η απορρόφηση της ακτινοβολίας σε παρεμβαλλόμενους ιστούς την εμποδίζουν να φθάσει σε μακρινά σημεία. Είναι, επομένως, απαραίτητη η ανάπτυξη ακριβέστατων πρότυπων μεταφοράς της ενέργειας, ρεαλιστικά με βάση την ανθρώπινη ανατομία [15]. Για τους δοσιμετρικούς υπολογισμούς απαιτείται επίσης η γνώση φυσικών και βιολογικών παραμέτρων. Η απορροφούμενη δόση εξαρτάται από τη χορηγηθείσα ραδιενέργεια, τον ενεργό χρόνο παραμονής της στο όργανο πηγή, τον παράγοντα για τις χρόνο-ανεξάρτητες παραμέτρους π.χ. τα χαρακτηριστικά του ραδιονουκλιδίου, το σχήμα και το μέγεθος των οργάνων πηγής και στόχου, την απόσταση και τη μάζα του στόχου.

Για τον υπολογισμό της απορροφούμενης δόσης σε οποιοδήποτε όργανο είναι απαραίτητος ο προσδιορισμός του χρόνου παραμονής, τ , του ραδιενεργού συμπλέγματος καθώς και της αθροιστικής ραδιενέργειας, A_s αυτού μέσα στο όργανο. Χρόνος παραμονής τ , ορίζεται ο χρόνος που η ραδιενεργός ουσία παραμένει στο όργανο-πηγή και εξαρτάται από τον ενεργό χρόνο ημιζωής του ραδιοφαρμάκου. Ο ενεργός χρόνος ημιζωής, T_{eff} , καθορίζεται από τη σχέση $1/T_{eff} = 1/T_p + 1/T_b$ όπου T_p είναι ο φυσικός χρόνος ημιζωής του ραδιοϊσοτόπου και T_b ο βιολογικός χρόνος ημιζωής. Ο χρόνος παραμονής τ δίδεται από τη θεωρητική σχέση: $\tau = 1,443T_{eff}$ για τις περιπτώσεις που υποθέτουμε ότι συμβαίνει άμεση καθήλωση του ΡΦ στο όργανο πηγή. Στους υπολογισμούς που γίνονται από σπινθηρογραφικές εικόνες, ο χρόνος παραμονής υπολογίζεται πειραματικά από τη σχέση $\tau = A_s/A_0$, όπου A_s η αθροιστική ραδιενέργεια και A_0 η αρχικά χορηγηθείσα ενεργότητα.

Γνωρίζοντας την χορηγηθείσα ενεργότητα (ραδιενέργεια) A_0 και μετρώντας την αθροιστική ραδιενέργεια A_s από το εμβαδό της καμπύλης ενεργότητας-χρόνου σε (MBq.hrs) προσδιορίζουμε το χρόνο παραμονής του ραδιοφαρμάκου στο υπό μελέτη όργανο (Σχήμα 2).

Απορροφούμενη δόση

Σημαντικό βήμα στη διαδικασία της δοσιμετρικής ανάλυσης είναι η μέτρηση της απορροφούμενης δόσης D. Απορροφούμενη δόση είναι η ενέργεια που εναποτίθεται στη μονάδα μάζας του οργάνου και εκφράζεται από την εξίσωση: $D = E/m$ όπου E είναι η εναποτιθέμενη στον ιστό ενέργεια και m η μάζα του συγκεκριμένου ιστού. Η μονάδα μέτρησης της απορροφούμενης δόσης ακτινοβολίας είναι το Gy (Grey) όπου 1Gy



Σχήμα 2. Μετρήσεις χρόνου παραμονής τ και υπολογισμός Αθροιστικής Ραδιενέργειας A_s γνωρίζοντας την ακριβή χορηγούμενη ενεργότητα A_0 . Το παράδειγμα αναφέρεται σε μετρήσεις μας επί εικόνων εστίας στο μαστό (βλέπε Σχήμα 1) σε σπινθηρογραφικές λήψεις με ^{99m}Tc -MIBI [22].

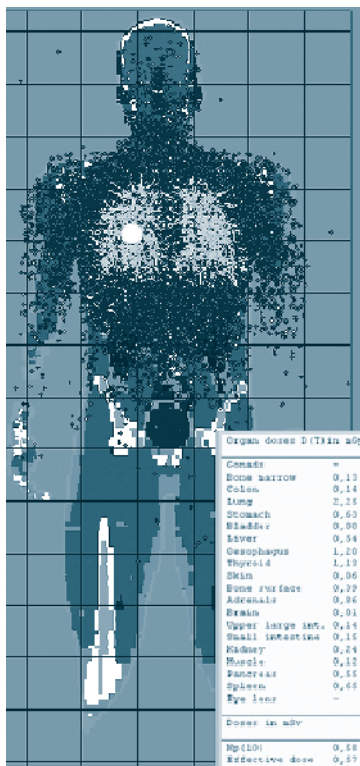
ισούται με την εναπόθεση ενέργειας: E ίσης με 1 Joule σε μάζα m ίση με 1kg. Η μονάδα 1Gy ισούται με 1 Joule/kg. Η μέση απορροφούμενη δόση είναι η μέση εναπόθεση ενέργειας στον ιστό για ομοιόμορφη κατανομή του ΡΦ. Δηλαδή η μέση απορροφούμενη δόση στο όργανο-στόχο είναι η ενέργεια που μεταφέρεται από την πηγή στον στόχο δια της μάζας του στόχου. Το κλάσμα της ενέργειας της ακτινοβολίας που εκπέμπεται από το όργανο-πηγή και φθάνει στο όργανο-στόχο είναι το απορροφούμενο κλάσμα. Η απορροφούμενη δόση ανά διάσπαση ορίζεται ως S και εξαρτάται από το ραδιονουκλίδιο, τον τρόπο διάσπασης και τη μάζα αυτού.

Η απορροφούμενη δόση D στο όργανο-στόχο, είναι ανάλογη της αθροιστικής ραδιενέργειας A_s και του παράγοντα S, για τις χρόνο-ανεξάρτητες παραμέτρους δηλαδή τα φυσικά χαρακτηριστικά ραδιοϊσοτόπου, το σχήμα και μέγεθος οργάνων πηγής και στόχου, η απόσταση και η μάζα του στόχου. $D_{\text{στόχου}} = A_s \times S_{\text{(στόχος, ←πηγή)}}$. Επομένως φαίνεται ότι για τον υπολογισμό της απορροφούμενης ανά εξέταση δόσης απαιτείται ο προσδιορισμός παραγόντων απορροφούμενης δόσης σε ομοιώματα αναφοράς.

Στον υπολογισμό των διαφόρων δόσεων στην πυρηνική ιατρική χρησιμοποιείται πολλές φορές και η τεχνική Monte Carlo (Σχήμα 3).

Με τη χρήση υπολογιστικού κώδικα στο εικονικό περιβάλλον του ηλεκτρονικού υπολογιστή, προσομοιάζονται οι διαδοχικές αλληλεπιδράσεις των σωματιδίων που εκπέμπονται από κάθε ραδιενεργή διάσπαση με την ύλη. Έτσι υπολογίζεται η απορροφούμενη δόση από την εκπομπή όλων των ηλεκτρονίων και φωτονίων με προσομοίωση όλων των δυνατών αλληλεπιδράσεών τους, μέχρις ότου αυτά να εξέλθουν ή να σταματήσουν μέσα στο σώμα του ασθενή.

Η χρήση εξειδικευμένων μετρήσεων σε κάθε ασθενή δίδει ακριβείς υπολογισμούς της απορροφούμενης δόσης. Συσχετίζεται ο αριθμός και το μέγεθος των ογκοστοιχείων (voxels) εικόνων αξονικής ή μαγνητικής τομογραφίας του ασθενούς με τις τιμές αθροιστικής ραδιενέργειας η οποία υπολογίζεται από τις σπινθηρογραφικές εικόνες του ασθενή.



Σχήμα 3. Παράδειγμα γραφικής καταγραφής του υπολογισμού απορροφούμενης και ενεργού δόσης μέσω του visual Monte Carlo code RANMAR, (VMC dose calculations) [33]. Η πηγή στο παράδειγμα ευρίσκεται στην περιοχή του πνεύμονα.

Ενεργός και ολόσωμη δόση

Η ενεργός δόση: E είναι το άθροισμα των απορροφούμενων δόσεων στα όργανα του σώματος, σταθμισμένο με ένα συντελεστή που εξαρτάται από το είδος των οργάνων και υπολογίζεται από την εξίσωση $E = \sum D \times W$, όπου D η απορροφούμενη από το όργανο δόση και W ο παράγων βαρύτητας κάθε οργάνου. Μονάδα μέτρησης της ενεργού δόσης είναι το 1 Sievert (Sv). Η ενεργός δόση: E είναι ενδεικτική για την εκτίμηση του λόγου του κινδύνου από την έκθεση στην ιοντίζουσα ακτινοβολία προς το όφελος. Ο κίνδυνος θανάτου από καρκίνο λόγω ακτινοβολίας με ενεργό δόση ίση με 1 Sv είναι 6,2%. Αν υπολογίσουμε και τον κίνδυνο για μεταβίβαση κληρονομούμενων βλαβών στο 0,2% ανά Sv τότε φτάνουμε στον συνολικό κίνδυνο του 6,4% ανά Sv. Αυτό σημαίνει ότι αν ακτινοβοληθούν 1000 άτομα σε ενεργό δόση 1Sv, τα 64 από αυτά θα πεθάνουν ή θα εμφανίσουν σοβαρές βλάβες στην υγεία τους στις επόμενες δεκαετίες, λόγω της ακτινοβολίας [5].

Η ολόσωμη δόση είναι η συνολική ενέργεια που εναποτίθεται στο σώμα δια της συνολικής μάζας του σώματος χωρίς να γίνεται στάθμιση για τα διάφορα όργανα. Ο υπολογισμός της ολόσωμης δόσης δεν δίνει ρεαλιστικές τιμές όταν πρόκειται για ΡΦ που δεν κατανέμονται στο σώμα ομοιόμορφα. Λαμβάνοντας υπ' όψιν τα χαρακτηριστικά των ραδιοουκλιδίων που εκπέμπουν την ακτινοβολία, η ενεργός δόση E μπορεί να υπολογισθεί από δύο έως εκατό φορές μεγαλύτερη από την ολόσωμη δόση και αξιολογεί καλύτερα απ' ό,τι η ολόσωμη δόση, τον συνολικό κίνδυνο από μία συγκεκριμένη εξέταση. Για διάφορες εξετάσεις της Πυρηνικής Ιατρικής σε ενήλικες στην Ελλάδα, οι τιμές της ενεργού δόσης κυμαίνονται από 0,3mSv έως 25mSv [16] Η ενεργός δόση E είναι η ποσότητα που δίνει την δυνατότητα σύγκρισης του κινδύνου μεταξύ διαφορετι-

κών διαγνωστικών μεθόδων πυρηνικής ιατρικής, ακτινολογίας και άλλων εφαρμογών των ιοντίζουσών ακτινοβολιών.

Η δοσιμετρική τεχνική στη σπινθηρομαστογραφία

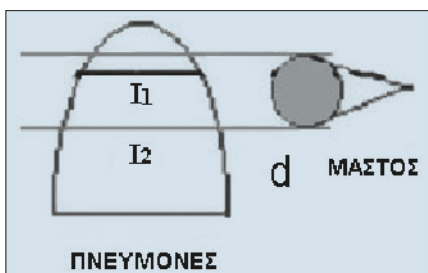
Η σπινθηρομαστογραφία πραγματοποιείται με την εξεταζόμενη σε πρηνή θέση και το μαστό να πέφτει ελεύθερα από ειδική οπή της εξεταστικής κλίνης ή με την εξεταζόμενη σε ύπτια θέση [17, 18]. Τελευταία έχουν αναπτυχθεί εξειδικευμένα συστήματα γ-camera που επιτρέπουν συμπίεση του μαστού και δίνουν εικόνες καλύτερης διακριτικής ικανότητας σε σχέση με τις συμβατικές γ-camera. Οι συγκεκριμένες θέσεις εξασφαλίζουν την μείωση του πάχους του μαστού ώστε να μειωθεί η σκεδαζόμενη ακτινοβολία από το μαστικό αδένωμα [19]. Η ενεργότητα που ενίεται είναι συνήθως 800MBq ΡΦ επισημασμένου με ^{99m}Tc . Στην εσωτερική δοσιμετρία του μαστού η φαρμακοκινητική έχει μεγάλη σημασία, διότι το ^{99m}Tc ακολουθεί μέσα στο σώμα τη μεταβολική και την απεκκριτική οδό του ΡΦ. Συνεπώς η συγκέντρωση του ^{99m}Tc τοπικά και χρονικά μέσα στο σώμα του εξεταζόμενου εξαρτάται από την φαρμακοκινητική και την παθολογία. Επομένως για να γίνει μια ρεαλιστική δοσιμετρική μελέτη πρέπει να είναι καλά γνωστή η φαρμακοκινητική του ΡΦ. Ειδικά κινητικά μοντέλα έχουν αναπτυχθεί και βοηθούν στην εκτίμηση της αθροιστικής ραδιενέργειας που συσσωρεύεται σε διάφορα όργανα του σώματος. Το $^{99m}\text{Tc-MIBI}$ είναι ένα χημικό σύμπλοκο κατιόντων που συγκεντρώνεται στο μυοκάρδιο ανάλογα με την περιφερική αιματική ροή του. Έχει όμως την ιδιότητα να προσλαμβάνεται και από καρκινικά κύτταρα στο μαστό. Η κύρια μεταβολική οδός για την αποβολή του είναι μέσω του γαστρεντερικού συστήματος. Οι δοσιμετρικοί υπολογισμοί γίνονται σύμφωνα με τη μέθοδο MIRD. Σύμφωνα με τη μέθοδο αυτή η ραδιενέργεια κατανέμεται ομοιόμορφα στα όργανα-πηγές. Οι μάζες των οργάνων και των ιστών του ανθρώπινου σώματος δίνονται από τις εκδόσεις του MIRD. Οι υπολογισμοί βασίζονται σε τιμές που λαμβάνονται από πίνακες για την απορροφούμενη δόση ανά μονάδα αθροιστικής ραδιενέργειας στα όργανα και τους ιστούς που μας ενδιαφέρουν [20]. Οι τιμές αυτές καταδεικνύουν το κλάσμα ενέργειας που εκπέμπεται από το όργανο πηγή και εναποτίθεται στο όργανο-στόχο. Οι παραπάνω τιμές εξαρτώνται από το μέγεθος, το σχήμα, τη σύσταση και την πυκνότητα των οργάνων. Με τη μέθοδο MIRD γίνεται η απλούστευση της ομοιόμορφης κατανομής του ραδιοουκλιδίου μέσα σε κάθε όργανο-πηγή και παρέχεται η εκτίμηση της απορροφούμενης δόσης κατά μέσο όρο, σε κάθε όργανο-στόχο.

Όσον αφορά το μαστό, οι πίνακες του MIRD δεν παρέχουν δεδομένα κατάλληλα για υπολογισμούς. Στη μεθοδολογία MIRD η συγκέντρωση του ΡΦ θεωρείται ομοιογενής μέσα στο όργανο στόχο. Κατά την απεικόνιση, όμως, ενός καρκινικού όγκου στο μαστό, η συγκέντρωση του ΡΦ είναι πολύ μεγαλύτερη στον καρκινικό όγκο σε σύγκριση με το υγιές παρέγχυμα του μαστού.

Παρακάτω θα περιγράψουμε ένα παράδειγμα φαρμακοκινητικής που δείχνει την άμεση σχέση που υπάρχει στον τρό-

πο διακίνησης του ΡΦ μέσα στο σώμα και στη δοσιμετρία. Έστω ότι θα χρησιμοποιηθεί το $^{99m}\text{Tc-MIBI}$ για να γίνει σπινθηρογράφηση για την αναζήτηση καρκινικών βλαβών στο μαστό. Το $^{99m}\text{Tc-MIBI}$ συγκεντρώνεται κυρίως στο ηπατογαστρικό σύστημα και περίπου το 33% της χορηγηθείσας ενεργότητας αποβάλλεται μέσω του γαστρεντερικού συστήματος μέσα σε 48ώρες. Το 27% αποβάλλεται μέσω της νεφρικής οδού μέσα σε 24ώρες. Η συγκέντρωση της ραδιενέργειας στο μυοκάρδιο είναι 1,5% και ο αντίστοιχος ενεργός χρόνος ημιζωής είναι 7 ώρες [21].

Μια απλή προσέγγιση στην πρακτική της και εύκολη να πραγματοποιηθεί είναι αυτή που απεικονίζεται στο Σχήμα 1. [22].



Σχήμα 4. Γεωμετρική αναπαράσταση του μαστού και της γειτνιάσής του με τον πνεύμονα [22].

Θεωρείται ότι η ακτινοβολία που φθάνει στο μαστό είναι, κατά προσέγγιση, αυτή που συγκεντρώνεται μετά την απορρόφηση του κλάσματος ακτινοβολίας από τον πνεύμονα. Το πρότυπο του πνεύμονα θεωρείται ως ήμισυ ελλειψοειδές και I είναι το μέσο εύρος του πνεύμονα (μέσο I_1 και I_2). Εάν d είναι η απόσταση μεταξύ του μαστού και των ενδιάμεσων με τον πνεύμονα ιστών, η απορροφούμενη δόση από το μαστό εξαρτάται από την προσπίπτουσα στον πνεύμονα ακτινοβολία, την ακτινοβολία που διαδίδεται, χωρίς σκέδαση, μέσω του πνεύμονα και των ενδιάμεσων ιστών προς τον μαστό, καθώς και από την ακτινοβολία εντός του μαστού.

Η απορρόφηση της ακτινοβολίας από τον αέρα προσομοιάζει με καλή ακρίβεια τα χαρακτηριστικά της απορρόφησης της από τον πνεύμονα ενώ το νερό προσομοιάζει τα χαρακτηριστικά της απορρόφησης της ακτινοβολίας από το μαστό. Ο ιστός μεταξύ του πνεύμονα και του μαστού είναι οστικός και μυϊκός και οι υπολογισμοί γίνονται βάζοντας ως συντελεστή απορρόφησης τη μέση τιμή των συντελεστών απορρόφησης του μυϊκού και του οστίτη ιστού. Ειδικότερα, η πραγματικά απορροφούμενη δόση ανά άτομο μπορεί να εξαχθεί με βάση τη μέθοδο Monte Carlo λαμβάνοντας πληροφορίες και δεδομένα από τη σπινθηρογραφική εικόνα του εξεταζόμενου. Ανάλυση με τον κώδικα Monte Carlo N-particle (MCNP) του ενεργειακού φάσματος σε σπινθηρογραφικές απεικονίσεις μαστού έδειξε ότι το ποσοστό των σκεδαζόμενων συμβάντων στο ενεργειακό παράθυρο της απεικόνισης του μαστού είναι μικρό, εκτός από το άκρον του θωρακικού τοιχώματος προς τον ανιχνευτή [23]. Οδηγούμεθα στην εξατομικευμένη δοσιμετρική μελέτη κάθε ασθενούς, η οποία γίνεται με τη μέτρηση του ρυθμού διάσπασης είτε χρησιμοποιώντας πρόσθια και οπίσθια προβολική σπινθηρογραφική εικόνα είτε χρησιμοποιώντας τομογραφικές λήψεις. Ο ρυθμός

διάσπασης μπορεί να μετατραπεί σε ενεργότητα στα όργανα πηγές εφόσον έχει προηγηθεί βαθμονόμηση της γ -camera. Η διαδικασία της βαθμονόμησης γίνεται με τη βοήθεια ομοιώματος στο οποίο τοποθετούνται γνωστές ενεργότητες και μετρούνται οι αντίστοιχοι ρυθμοί διάσπασης. Η ενεργότητα των οργάνων-πηγών A σε διαφορετικούς χρόνους μετά τη χορήγηση υπολογίζεται, εξάγεται η αθροιστική ραδιενέργεια A_s , οι χρόνοι παραμονής τ , και τελικά η απορροφούμενη δόση D . Σε περίπτωση διάχυτης πρόσληψης ΡΦ από τον καρκινικό όγκο οι υπολογισμοί τροποποιούνται ανάλογα. Γενικότερα όταν η πρόσληψη δεν γίνεται σε εντοπισμένο όγκο αλλά σε ευρύτερη περιοχή, η απορροφούμενη δόση μικραίνει.

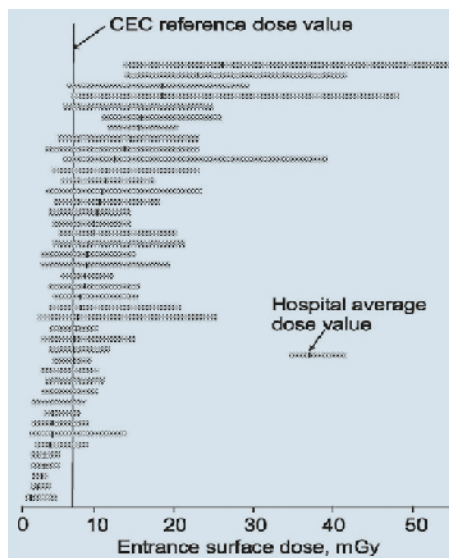
Η δοσιμετρική τεχνική στην ακτινολογική μαστογραφία

Ο μαστός αποτελείται από επιθήλιο, λίπος, συνεκτικό ιστό και από γαλακτοφόρους αδένες και διακρίνεται σε λοβούς και λόβια. Η ακτινική επιβάρυνση στη μαστογραφία εκτιμάται με τη μέση αδενική δόση (mean glandular dose, MGD) [24,25]. Ο υπολογισμός της MGD μπορεί να γίνει με τη χρησιμοποίηση κατάλληλου ομοιώματος και δοσιμέτρου. Μετράται η δόση εισόδου στην επιφάνεια του ομοιώματος και με γνωστή την ποιότητα της δέσμης των ακτίνων-Χ που εκφράζεται σε πάχος ημι-εξασθένησης σε mm Al, υπολογίζεται με τη βοήθεια αναλυτικών σχέσεων η MGD.

Παρακάτω περιγράφεται ένα αριθμητικό παράδειγμα υπολογισμού δόσης εισόδου και μέσης αδενικής δόσης για ψηφιακό μαστογράφο με άνοδο από βολφράμιο, φίλτρα ροδίου και αργύρου και ανιχνευτή ακτινοβολίας τεχνολογίας σεληνίου. Στο παράδειγμα έγινε μαστογραφία σε γυναίκα 53 ετών με τέσσερις λήψεις, δεξιά και αριστερή πρόσθια και δεξιά και αριστερή λοξή σε γωνία 60 μοιρών. Σε όλες τις περιπτώσεις χρησιμοποιήθηκε στόχος βολφραμίου και φίλτρο ροδίου. Ο μαστός συμπίεστηκε με δύναμη 138N και τα αντίστοιχα πάχη ήταν 6,5cm 7,2cm 7,3cm και 7cm σε κάθε λήψη. Τα mAs κάθε λήψης ήταν 89 - 106,3 - 141,9 και 115,1 αντίστοιχα. Οι δόσεις εισόδου ήταν αντίστοιχα 5,42mGy, 6,64mGy, 8,89mGy και 7,13mGy. Οι αντίστοιχες MGD υπολογίστηκαν σε 1,3mGy, 1,44mGy, 1,9mGy και 1,58mGy αντίστοιχα. Ο υπολογισμός των δόσεων της ψηφιακής μαστογραφίας έγινε στο ιδιωτικό νοσοκομείο ΙΑΣΩ General το 2009.

Ο υπολογισμός της MGD μπορεί να γίνει με χρήση δοσιμέτρων TLD και κατάλληλου ομοιώματος [26, 27]. Η δοσιμετρία με TLD είναι πιο απαιτητική σε εξοπλισμό και πιο δύσκολη στην εφαρμογή της όμως δίνει ακριβέστερα αποτελέσματα. Στα σύγχρονα συστήματα ακτινολογικής μαστογραφίας γίνεται βαθμονόμηση κατά την παραλαβή του μαστογράφου και η MGD όπως και η Επιφανειακή Δόση Εισόδου (Entrance Surface Dose, ESD) υπολογίζονται από το σύστημα με ακρίβεια της τάξης του 10%. Οι Regulla and Eder (2005) [28] έδειξαν σημαντικές διαφορές στις ακτινολογικές πρακτικές στην Ευρώπη, με συνέπεια τις μεγάλες αποκλίσεις των τιμών της ESD στην μαστογραφία σε σχέση με την Δόση αναφοράς της Ευρωπαϊκής Ένωσης (Σχήμα 5).

Τέλος ο υπολογισμός της MGD μπορεί να γίνει με τη χρή-



Σχήμα 5. Εύρεση Επιφανειακής Δόσης Εισόδου σε ακτινολογική μαστογραφία σε 25 μέλη κράτη της Ευρωπαϊκής Κοινότητας. Από Regulla, D. F. and Eder H., 2005 [28].

ση ψυχρών μαθηματικών μοντέλων, Monte Carlo. Η γεωμετρία του μαστού μοντελοποιείται με μαθηματικές εξισώσεις και με τη χρήση κατάλληλου υπολογιστικού κώδικα προσομοιάζονται οι επιδράσεις κάθε φωτονίου της δέσμης των ακτίνων Χ με το μαστό. Τα διαγνωστικά επίπεδα αναφοράς για την ακτινολογική μαστογραφία, στην Ελλάδα είναι εναρμονισμένα με αυτά της Ευρώπης και καθορίζουν ESD ίση με 7,0mGy/ λήψη και MGD στην τιμή των 1,5mGy/ λήψη.

Συζήτηση

Σήμερα έχουν αναπτυχθεί πολλές τεχνικές για τον υπολογισμό των απορροφούμενων και των ενεργών δόσεων στις διαγνωστικές εξετάσεις που γίνονται με τη χρήση ιοντίζουσών ακτινοβολιών. Οι προσπάθειες για τον πλέον ακριβή υπολογισμό της δόσης από ιοντίζουσες ακτινοβολίες ξεκίνησαν μόλις έγιναν αντιληπτές οι βλαπτικές δράσεις των ακτινοβολιών. Ο κλάδος της ακτινοπροστασίας έχει αποστολή την προστασία της ανθρωπότητας από τις βλαπτικές συνέπειες των ακτινοβολιών. Οι εξετάσεις με ιοντίζουσες ακτινοβολίες έγιναν σύνηθες αρκετά ασφαλές. Σκοπός της ακτινοπροστασίας είναι να μηδενίσει τα αιτιοκρατικά (deterministic) μη χρήσιμα αποτελέσματα των ιοντίζουσών ακτινοβολιών και να ελαχιστοποιήσει τα τυχαία (stochastic). Τα αιτιοκρατικά αποτελέσματα εμφανίζονται με την υπέρβαση μιας ορισμένης τιμής δόσης (δόση κατωφλίου) και η σοβαρότητά τους αυξάνει με την αύξηση της δόσης. Τα τυχαία αποτελέσματα εμφανίζονται από πολύ μικρές δόσεις και η σοβαρότητά τους δεν συσχετίζεται με την αύξηση της δόσης. Σήμερα στις διαγνωστικές εξετάσεις, εκτός από περιπτώσεις ατυχημάτων, δεν παρατηρούνται αιτιοκρατικά αποτελέσματα από τη χρήση ιοντίζουσών ακτινοβολιών. Η συνεχής προσπάθεια για την μείωση της απορροφούμενης δόσης τόσο χαμηλά όσο αυτό είναι λογικά εφικτό, έχει οδηγήσει σε εντυπωσιακή μείωση των απορροφούμενων δόσεων με την πάροδο του χρόνου. Ειδικά για το μαστό, ιδιαίτερη προσοχή πρέπει να δοθεί σήμερα όσον αφορά την απορροφούμενη δόση καθώς νέες μετρήσεις δείχνουν ότι το όργανο είναι περισσότερο ακτινοευσίθητο απ’

όσο παλαιότερα εθεωρείτο. Ο συντελεστής βαρύτητας οργάνου για το μαστό είναι 0,12. Αυτή είναι και η μέγιστη τιμή του συντελεστή βαρύτητας για τα όργανα του ανθρώπινου σώματος. Εκτός από το μαστό, την τιμή 0,12 ως συντελεστή βαρύτητας οργάνου έχουν το παχύ έντερο, ο πνεύμων, ο στόμαχος και ο ερυθρός μυελός των οστών. Όλα τα υπόλοιπα όργανα έχουν συντελεστές βαρύτητας οργάνου μικρότερους του 0,12 [5]. Συνεπώς η λεπτομερέστερη ανάλυση της απορροφούμενης δόσης κατά τη σπινθηρομαστογραφία και την ακτινολογική μαστογραφία είναι επίκαιρη. Η δοσιμετρική μελέτη έχει δείξει ότι σε μεγάλους μαστούς ή πυκνούς μαστούς ή όταν υπάρχουν χειρουργικά εμφυτεύματα η σπινθηρομαστογραφία δίδει σημαντικά μικρότερη δόση από τη μαστογραφία [21, 30]. Επί πλέον, η μαστογραφία με ακτίνες Χ δεν συμβάλλει διαγνωστικά όταν οι μαστοί είναι πυκνοί ή ευμεγέθεις ή με εμφυτεύματα ή όταν υπάρχουν μεγάλες χειρουργικές τομές. Στις παραπάνω περιπτώσεις η σπινθηρομαστογραφία δίδει πολύ καλύτερα διαγνωστικά αποτελέσματα συγκρινόμενη με την ακτινολογική μαστογραφία [29, 30]. Η ευαισθησία στην σπινθηρομαστογραφία με τεχνητό έχει βρεθεί κατά μέσο όρο 83,8% και η ειδικότητα είναι 86,4% [31]. Η ευαισθησία στη μαστογραφία από 100% για λιπώδεις μαστούς μειώνεται σε 45% για ιδιαίτερα πυκνούς μαστούς [32].

Συμπερασματικά, η δοσιμετρική μελέτη κάθε ιατρικής πράξης που χρησιμοποιεί ιοντίζουσες ακτινοβολίες είναι απαραίτητη και έχει τεράστια σημασία διότι το όφελος του εξεταζόμενου πρέπει να είναι πολύ μεγαλύτερο από τον κίνδυνο λόγω της ακτινοβολίας. Αν και για τον εξεταζόμενο με ιοντίζουσες ακτινοβολίες δεν υπάρχει όριο στην δόση, εντούτοις η ακριβής γνώση της ενεργού δόσης που λαμβάνει, είναι ενδεικτική του κινδύνου που υπάρχει στην κάθε εξέταση. Εκτός από την ενεργό δόση έχει σημασία και η απορροφούμενη δόση από τα διάφορα όργανα, ιδιαίτερα από αυτά που έχουν αυξημένο παράγοντα βαρύτητας, όπως συμβαίνει με το μαστό. Σήμερα υπάρχουν αρκετές μέθοδοι που είναι κατάλληλες για τον υπολογισμό της απορροφούμενης δόσης από το μαστό και της ενεργού δόσης στην γυναίκα από την εξέταση του μαστού με ιοντίζουσες ακτινοβολίες. Η μέτρηση της δόσης κατά την ακτινοβολήση του μαστού, θα μπορέσει να επιφέρει ακόμα μεγαλύτερη μείωση της δόσης στο μαστό είτε με βελτιστοποίηση των χρησιμοποιούμενων απεικονιστικών τεχνικών είτε με εκλογή της καταλληλότερης τεχνικής ανά περίπτωση. Λόγω της ευαισθησίας του μαστού απαιτείται η επιλογή ακριβούς μεθόδου δοσιμετρίας. Για την σπινθηρομαστογραφία, ο υπολογισμός της απορροφούμενης δόσης γίνεται με ικανοποιητική ακρίβεια, με χρήση τομογραφικών σπινθηρογραφικών εικόνων. Στην ακτινολογική μαστογραφία, για τη μέτρηση της δόσης ESD και της MGD προτείνεται ο υπολογισμός με βάση την ποιότητα δέσμης των ακτίνων Χ, την παροχή της ακτινοβολίας και το πάχος του μαστού.

Βιβλιογραφία

1. Young K, Faulkner K, Wall B, Muirhead C. Review of Radiation Risks in Breast Screening. *NHSBSP Publication* 2003; 1-24.
2. Jaworowski Z. Radiation Risk and Ethics. *Physics today* 1999; 52: 24-29.
3. Ronkers CN, Erdmann CA, Land CE. Radiation and breast cancer. A

- review of current evidence. *Breast Cancer Res* 2005; 7: 21-32.
4. Vollmar SV, Kalender WA. Reduction of dose to the female breast in thoracic CT: a comparison of standard-protocol, bismuth-shielded, partial and tube-current-modulated CT examinations. *Europ Radiol* 2008; 18: 1674-1682.
 5. ICRP Publication 106. Addendum 3 to ICRP Publication 53. Recommendations of the ICRP, effective dose in medical exposures. International commission on radiological protection 2008; 35-36.
 6. Cutrone JA, Shane Yospur L, Khalkhali I, et al. Immunohistologic assessment of ^{99m}Tc -MIBI uptake in benign and malignant breast lesions. *J Nucl Med* 1998; 39: 449-453.
 7. Chen SL, Yin YQ, Chen JX, et al. The usefulness of ^{99m}Tc MIBI scintimammography in diagnosis of breast cancer: Using surgical histopathologic diagnosis as the gold standard. *Intern J Cancer Res and Treatm* 1997; 17(3B): 1695-1698.
 8. Yang JG, Li CL, Hao RR et al. Primary osteogenic sarcoma of breast detected on ^{99m}Tc -MIBI scintigraphy and ^{99m}Tc MDP skeletal scintigraphy. *Ann Nucl Med* 2008; 22: 79-82.
 9. Del Vecchio S, Salvatore M. ^{99m}Tc -MIBI in the evaluation of breast cancer biology. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2004; 31 (Suppl. 1): S88-S96.
 10. Del Vecchio S, Ciarmiello A, Pace L, et al. Fractional retention of technetium-99m-sestamibi as an index of p-glycoprotein expression in untreated breast cancer patients. *J Nucl Med* 1997; 38: 1348-1351.
 11. ICRP Publication 80. Addendum 2 to ICRP Publication 53. Radiation Dose to Patients from Radiopharmaceuticals. International commission on radiological protection 2008; 8-13.
 12. Toohey RE, Stabin MG. Comparative Analysis of Dosimetry, Parameters for Nuclear Medicine. *Oak Ridge Institute for Science and Education* 2000; 1: 532-547.
 13. Simpkin S. Internal Dosimetry *Radiographics* 2001; 19: 155.
 14. Stabin M. Health Concerns related to radiation exposure of the female nuclear medicine patient. *Environ Health Perspect* 1997; 105: 1403-1409.
 15. Snyder WS, Ford MR, Warner GG. Estimates of specific absorbed fractions for photon sources uniformly distributed in various organs of a heterogeneous phantom. *MIRD Pamphlet No5. J Nucl Med* 1969; 10: 5-52.
 16. El-Mantani Ordoulidis S, Siabanopoulou M. Effective doses in Nuclear Medicine diagnostic procedures in Greece. *Hell J Nucl Med* 2009; 12: 304-306.
 17. Bombardieri E, Aktolun C, Baum R et al. Breast Scintigraphy – Procedure Guidelines for tumor imaging. *EANM Publications* 2003; 2: 1-12.
 18. Chalkhali I, Diggles LE, Taillefer R et al. Procedure Guideline for Breast Scintigraphy. *J Nucl Med* 1999; 40: 1233-1235.
 19. Pani R, Scopinaro F, Pellegrini R et al. The role of Compton background and breast compression on cancer detection in scintimammography. *Intern J Cancer Res and Treatm* 1997; 17(3B): 1645-1650.
 20. Snyder WS, Ford MR, Warner GG, Watson SB S. Absorbed dose per unit cumulated activity for selected radionuclides and organs. *MIRD Pamphlet No11. The Society of Nuclear Medicine* 1975; 1: 1-69.
 21. Lyra M, Vamvakas I. Dosimetry at scintimammography with ^{99m}Tc -MIBI, ^{99m}Tc -Tetrofosmin, ^{99m}Tc -V)DMSA and ^{201}Tl Cl. Comparison to radiographic mammography. *Hell J Nucl Med* 2009; 12: 184-186.
 22. Lyra M, Skouroliakou C, Lyra S et al. *Breast Imaging by ^{99m}Tc -MIBI Scintigraphy. Diagnostic Evaluation-Dosimetric Consideration, Where we stand with Breast Cancer Research.* Hellenic Society for Breast Cancer Research, Agnantis N, Tsiftsis D Eds, Synedron Publ. ISBN 960-8004-10-1, Athens 1999; 41-49. <http://www.medimaging.gr/tutorials/Dosimetry%20in%20breast%20scintigraphy%201999.pdf>.
 23. Hruska CB and Michael K. O'Connor MK. A Monte Carlo Model for Energy Spectra Analysis in Dedicated Nuclear Breast Imaging, *IEEE Transactions on Nuclear Science* 2008; 55(1): 491-500.
 24. Dance DR, Skinner CL, Young KC et al. Additional Factors for the estimation of Mean Glandular breast dose. The UK Mammography Dosimetry Protocol. *Phys Med Biol* 2000; 45: 3225-3240.
 25. Verdun FR, Moeckli R, Valley JF et al. Image quality and dose levels in mammography. *The Brit J Radiol* 1996; 69: 760-768.
 26. Law J, Faulkner K, Young KC. Risk factors for induction of breast cancer by X-rays and their implications for breast screening. *Brit J Radiol* 2007; 80: 261-266.
 27. Tsapaki V, Tsalafoutas IA, Poga V et al. Investigation of breast dose in five screening mammography centres in Greece. *J Radiol Prot* 2008; 28: 337-346.
 28. Regulla DF and Eder H. Patient exposure in medical X-ray imaging in Europe. *Radiation Protection Dosimetry* 2005; 114(1-3):11-25; doi:10.1093/rpd/nch538.
 29. Grammaticos PC, Evaluation of nuclear medicine tests for the diagnosis of breast carcinoma. *Nuclear Medicine Review* 2002; 5: 165-170.
 30. Ozulker T, Ozulker F, Ozpacaci T. The efficacy of ^{99m}Tc -MIBI scintimammography in the evaluation of the breast lesions and axillary involvement: a comparison with X-rays mammography, ultrasonography and magnetic resonance imaging. *Hell J Nucl Med* 2010; 13 (2) in press.
 31. Scillaci O. Is there a clinical role for scintimammography in breast cancer diagnosis? *J Nucl Med* 2005; 40(10): 1571-1573.
 32. Berg W.A, Cutierrez L, NessAiver M et al. Diagnostic accuracy of mammography, clinical examination, US and MRI imaging in preoperative assessment of breast cancer. *Radiology* 2004; 233: 830-849.
 33. VMC dose calculations, Instituto de radioprotecao e dosimetria, 2005, www.ird.gov.br 

Editorial

Absorption dose in scintimammography and in X-rays mammography

Maria Lyra, Ioannis Vamvakas, Maria Gavriilelli, Christos Chatzigiannis

Abstract

Absorbed dose calculations in diagnostic applications using ionizing radiation are more accurate today than in past times. In this work we aim to demonstrate the methods used to calculate the absorbed dose of X-rays mammography and scintimammography. Absorbed dose estimation is achieved by calculations for internal dosimetry using Medical Internal Radiation Dose (MIRD), or Monte Carlo techniques, measurements in phantoms for mammography as well as patient specific calculations exploiting scintigraphic images' data. Especially, the accurate calculation of the absorbed doses during diagnostic examinations of the breast gives the possibility of evaluation of the danger of the use of ionizing radiation for this organ. Optimization of used techniques points to the reduction of the radiation burden of the examined person, by these screening tests. As the radio sensitivity of breast is high, the selection of an accurate absorbed dose calculation method is necessary. The weighting factor for breast is 0.12. This is the maximum value of the weighting factor for the various organs of the human body. Consequently, a detailed study of absorbed dose in breast, either in mammography or scintimammography, is crucial.

Hell J Nucl Med 2010; 13(1): 81-87 • *Published on line: 10 April 2010*

Correspondence address: Associate Professor Maria Lyra, PhD, A' Radiology Department, University of Athens, Aretaieio Hospital, 76 Vasilisis Sophias Ave, Athens 11528, Greece
Email: mlyra@med.uoa.gr 