

Εξειδικευμένα συστήματα τομογραφικής γ-κάμερα υψηλής διακριτικής ικανότητας, οι εφαρμογές τους και οι σχετικές ελληνικές μελέτες

Περίληψη

Η απεικόνιση με μεθόδους πυρηνικής ιατρικής προσφέρει πληροφορίες για τη λειτουργική κατάσταση ενός οργάνου, την ανίχνευση ή και το χαρακτηρισμό μιας μορφολογικής αλλοίωσης. Ωστόσο, οι βασικοί περιορισμοί της πυρηνικής ιατρικής απεικόνισης είναι ο υψηλός θόρυβος (background) και η σχετικά περιορισμένη διακριτική ικανότητα και ευαισθησία των κλινικών συστημάτων της επίπεδης γ-κάμερα και της μονοφωτονιακής τομογραφίας εκπομπής (single photon emission tomography - SPET). Επιπλέον, το μεγάλο μέγεθος των συμβατικών συστημάτων, τα οποία προορίζονται για ένα ευρύ φάσμα εφαρμογών, δεν ευνοεί τη λεπτομερή απεικόνιση οργάνων μικρών διαστάσεων, όπως ο εγκέφαλος, η καρδιά, ο μαστός, ο προστάτης κ.α. Για το λόγο αυτό, έχουν αναπτυχθεί εξειδικευμένα συστήματα απεικόνισης, τα οποία βασίζονται τόσο σε τροποποιήσεις της υπάρχουσας τεχνολογίας, όσο και σε καινοτόμες μεθόδους και υποκαθιστούν τα συμβατικά συστήματα της επίπεδης και της τομογραφικής γ-κάμερα τύπου SPET. Περιορισμό στη χρήση τέτοιων συστημάτων που να είναι εμπορικά διαθέσιμα, αποτελεί το σχετικά μεγάλο κόστος τους, το οποίο συχνά δεν επιτρέπει την αγορά και λειτουργία τους. Οι σημαντικότερες εφαρμογές τους εστιάζονται στην απεικόνιση μικρών ζώων, μικρών οργάνων του ανθρώπου, στη σπινθηρομαστογραφία και στη μελέτη νέων ραδιοφαρμάκων. Στην εργασία αυτή περιγράφονται οι βασικές αρχές λειτουργίας των εξειδικευμένων αυτών συστημάτων απεικόνισης, τα αποτελέσματα της απεικόνισης, όπως προκύπτουν από τις ως τώρα πραγματοποιούμενες κλινικές μελέτες, καθώς επίσης και οι σχετικές μελέτες που γίνονται στην Ελλάδα.

Hell J Nucl Med 2006; 9(2): 126-132

**Λούντος Γεώργιος¹,
Αλεξάνδρα Βαρβαρήγου²**

1. Σχολή Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Μηχανικών Υπολογιστών, Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο
2. Ινστιτούτο Ραδιοϊσοτόπων και Ραδιοδιαγνωστικών Προϊόντων, ΕΚΕΦΕ «Δημόκριτος»

Λέξεις ευρετηρίου: Ευαίσθητοι στη θέση φωτοπολλαπλασιαστές – Υψηλή διακριτική ικανότητα χώρου – Απεικόνιση μικρών ζώων – Σπινθηρομαστογραφία – Φρούρος λεμφαδένας

Διεύθυνση αλληλογραφίας:

Γεώργιος Λούντος
Ηλεκτρολόγος Μηχανικός ΕΜΠ,
Δρ. Βιοϊατρικής Τεχνολογίας,
Δ. Βερνάρδου 33, Βριλήσσια,
15235, Αθήνα,
Τηλ: +30 2107722149,
E-mail: gloudos@central.ntua.gr

Υποβλήθηκε:

10 Απριλίου 2006

Εγκρίθηκε τροποποιημένη:

12 Ιουνίου 2006

Εισαγωγή

Η απεικόνιση της κατανομής των ραδιοφαρμάκων με μεγάλη ευαισθησία και υψηλή διακριτική ικανότητα, αποτελεί μεγάλη πρόκληση της πυρηνικής ιατρικής, ενώ οι απαιτήσεις αυτές καθίστανται περισσότερο αναγκαίες στην απεικόνιση μικρών ζώων, στην απεικόνιση μικρών οργάνων, όπως ο μαστός, οι λεμφαδένες, ο θυρεοειδής, ο προστάτης κ.α., στην αξιολόγηση νέων διαγνωστικών και θεραπευτικών ραδιοφαρμάκων [1-3], στη σπινθηρογράφηση κατά τη διάρκεια χειρουργικών επεμβάσεων κ.α. Επίσης περιοριστικό παράγοντα για τις συμβατικές γ-κάμερα αποτελεί η χαμηλή εσωτερική, χωρική και ενεργειακή τους διακριτική ικανότητα [3]. Επίσης η απεικόνιση ενός μικρού οργάνου συνεπάγεται συχνά τη μεγάλη απόσταση του οργάνου από την ανιχνευτική διάταξη, ενώ αναπόφευκτα μέρος του μη εξεταζόμενου ανθρώπινου σώματος συμπεριλαμβάνεται στο οπτικό πεδίο εξέτασης του μηχανήματος, με αποτέλεσμα να αυξάνεται ο θόρυβος από το υπόβαθρο (background) και η σκέδαση της εκπεμπόμενης ακτινοβολίας [4,5].

Σήμερα υπάρχουν νεότερα εξειδικευμένα ανιχνευτικά συστήματα που αντικαθιστούν την επίπεδη (planar) και την τομογραφική (single photon emission tomography-SPET) γ-κάμερα με αξιολογικά πλεονεκτήματα. Κατωτέρω θα περιγράψουμε τις πρότυπες αυτές ανιχνευτικές διατάξεις, τα πλεονεκτήματά τους, τις εφαρμογές τους, ως επίσης τις σχετικές μελέτες που γίνονται στην Ελλάδα.

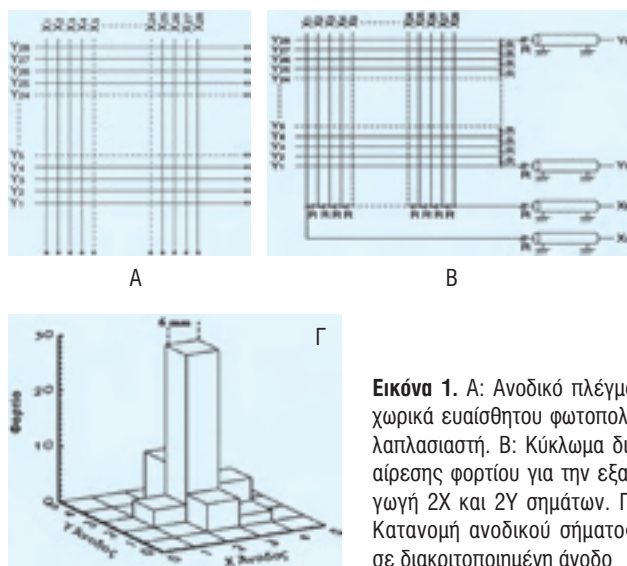
Πρότυπες ανιχνευτικές διατάξεις

Λόγω όλων των παραπάνω, σήμερα έχει προταθεί ένας αριθμός πρότυπων ανιχνευτικών διατάξεων, που βασίζεται σε προσεγγίσεις διαφορετικές από τις συμβατικές [6-9]. Σε όλες τις περιπτώσεις, η καινοτομία είναι πως ο υπολογισμός της θέσης ενός καταγραφόμενου φωτονίου απαιτεί την ύπαρξη ενός μόνο φωτοπολλαπλασιαστή ή μιας αντίστοιχης ανιχνευτικής συσκευής. Στην περίπτωση αυτή περιλαμβάνονται ανιχνευτές στερεάς κατάστασης από ημιαγώγιμα υλικά, όπως Cd, Zn, Te κ.α. [10-12]. Το βασικό τους μειονέκτημα είναι το πλήθος των

συλλεγομένων σημάτων, που συνεπάγεται αυξημένο υπολογιστικό και οικονομικό κόστος. Το σημαντικότερο πλεονέκτημά τους είναι η ευαισθησία τους, τόσο στις ακτίνες-Χ, όσο και στις ακτίνες-γ, γεγονός που καθιστά μελλοντικά εφικτή την υλοποίηση συστημάτων PET/CT ή SPET/CT, τα οποία θα επιτρέπουν την ταυτόχρονη λήψη μορφολογικής και λειτουργικής πληροφορίας από τον ίδιο μικρού μεγέθους ανιχνευτή.

Σήμερα η πλειοψηφία των πρότυπων εξειδικευμένων απεικονιστικών συστημάτων, τα οποία χρησιμοποιούνται σε ερευνητικές και σε περιορισμένες κλινικές μελέτες βασίζεται σε χωρικά ευαίσθητους φωτοπολλαπλασιαστές. Ο πρώτος χωρικά ευαίσθητος φωτοπολλαπλασιαστής (position sensitive photomultiplier tube - PSPMT) κατασκευάστηκε από τον οίκο Hamamatsu (1987) [3] και αποτέλεσε σημαντική καινοτομία στο χώρο της απεικόνισης με ακτίνες-γ. Τα πρώτα συστήματα PSPMT ήταν κυκλικού πεδίου, διαμέτρου αρχικά 5 cm και στη συνέχεια 10 cm [3]. Στα μέσα της δεκαετίας του '90 παρουσιάστηκαν PSPMT τετραγωνικής διατομής [3]. Το προφανές πλεονέκτημα τους είναι η χρήση περισσότερων του ενός φωτοπολλαπλασιαστών, για την κατασκευή συστημάτων μεγαλύτερου πεδίου, χωρίς αύξηση της υπολογιστικής τους πολυπλοκότητας [13-15]. Η βασική τους διαφορά συγκριτικά με ένα συμβατικό φωτοπολλαπλασιαστή, εντοπίζεται στη γεωμετρία της ανόδου. Σε αντίθεση με τους φωτοπολλαπλασιαστές που χρησιμοποιούνται σήμερα στα κλινικά συστήματα, ένας PSPMT, εκτός από σήμα ενέργειας, παρέχει και πληροφορία θέσης και επομένως λειτουργεί ως μια αυτόνομη γ-κάμερα. Τεχνολογικά αυτό καθίσταται εφικτό με τη χρήση ενός αριθμού διασταυρούμενων αγωγών στην άνοδο, το ονομαζόμενο ανοδικό πλέγμα, το οποίο δίνει έναν αριθμό σημάτων (32 ή 56), από τα οποία υπολογίζεται η θέση προέλευσης του κάθε φωτονίου. Στην Εικόνα 1Α φαίνεται το σχηματικό διάγραμμα της ανόδου του χωρικά ευαίσθητου φωτοπολλαπλασιαστή R3292 του οίκου Hamamatsu, ο οποίος έχει 56 αγωγούς στην άνοδο, 28 κατά τη Χ και 28 κατά την Υ κατεύθυνση. Κάθε ένα από αυτά τα σήματα ενισχύεται και διαβάζεται από τον υπολογιστή παρέχοντας πληροφορία για την κατανομή του ανοδικού φορτίου. Με εφαρμογή αλγορίθμων υπολογισμού του κέντρου βάρους, υπολογίζονται οι συντεταγμένες AX και Y, που αντιστοιχούν στη θέση πρόσπτωσης του κάθε φωτονίου. Για την απλοποίηση της επεξεργασίας του σήματος είναι δυνατή η λήψη μόνο τεσσάρων σημάτων X⁺, X⁻, Y⁺ και Y⁻, με τη χρήση κυκλωμάτων διαίρεσης φορτίου κατ' αντιστοιχία με τα κλινικά συστήματα, όπως φαίνεται στην Εικόνα 1B. Η μέθοδος αυτή μειώνει σημαντικά την πολυπλοκότητα και το κόστος της ανιχνευτικής διάταξης, αλλά ελαττώνει τη διακριτική ικανότητα του συστήματος. Τέλος, η νεότερη γενιά χωρικά ευαίσθητων φωτοπολλαπλασιαστών δε βασίζεται σε ανοδικό πλέγμα, αλλά σε διακριτοποιημένη άνοδο, η οποία παρέχει τις πληροφορίες για την κατανομή του ανοδικού φορτίου, όπως φαίνεται στην Εικόνα 1Γ [3,16-19].

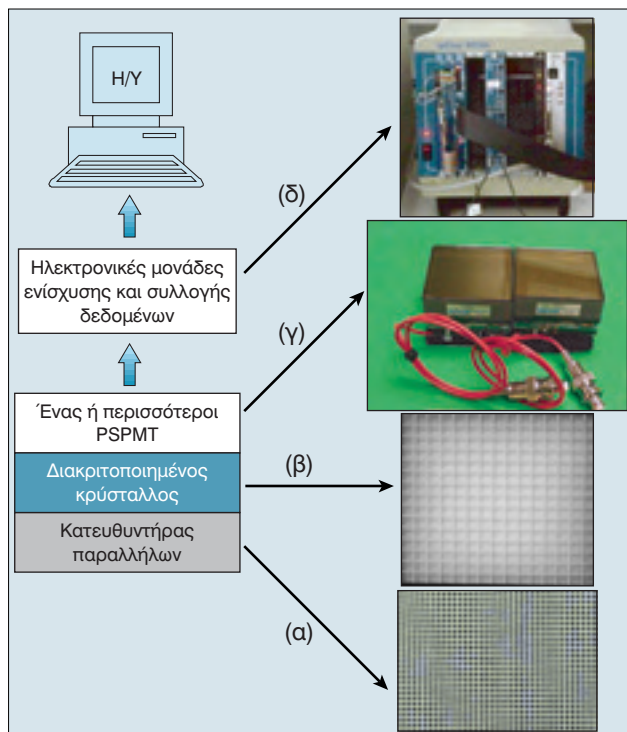
Ανεξαρτήτως του χρησιμοποιούμενου τύπου ή/και του αριθμού των PSPMT, ένα τέτοιο τυπικό σύστημα αποτελείται από τα εξής τμήματα (Εικ. 2). α) *Κατευθυντήρα*, ο οποίος συνήθως είναι υψηλής διακριτικής ικανότητας, με οπές διαμέτρου της τάξεως των 0,5-1 mm, για την απεικόνιση μικρών ζών



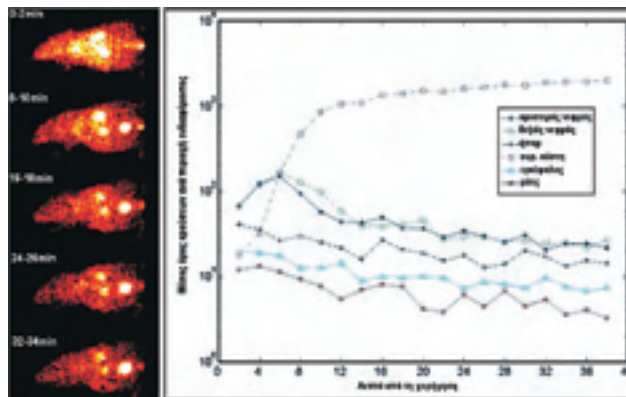
Εικόνα 1. Α: Ανοδικό πλέγμα χωρικά ευαίσθητου φωτοπολλαπλασιαστή. Β: Κύκλωμα διαίρεσης φορτίου για την εξαγωγή 2Χ και 2Υ σημάτων. Γ: Κατανομή ανοδικού σήματος σε διακριτοποιημένη άνοδο

και ~2 mm για την περίπτωση της σπινθηρομαστογραφίας. β) *Κρύσταλλο*, ο οποίος είναι διακριτοποιημένος σε μικρές κυψελίδες διαστάσεων 1x1 mm² έως 3x3 mm², ανάλογα με τις εφαρμογές του κάθε συστήματος. Το πλεονέκτημα των διακριτοποιημένων κρυστάλλων είναι ότι ο σπινθηρισμός που δημιουργείται στον κρύσταλλο, δε διαχέεται σ' αυτόν, με αποτέλεσμα να παράγεται εστιασμένο φως. Έτσι η πληροφορία της θέσης πρόσπτωσης του ανιχνευόμενου φωτονίου-γ διατηρείται. Οι διαστάσεις των κελιών του κρυστάλλου, αποτελούν και τα όρια της διακριτικής του ικανότητας κατά τη σπινθηρογραφική απεικόνιση. Ωστόσο, αυτό δεν ισχύει απόλυτα στην τομογραφική απεικόνιση. γ) Το σύστημα *PSPMT*: Το οπτικό φως προσπίπτει στη φωτοκάθοδο του PSPMT και πολλαπλασιάζεται σε ένα σύστημα δυνόδων, όπως και στις συμβατικές γ-κάμερες, ενώ οι νεότεροι PSPMT παρουσιάζουν καινοτόμες τεχνικές και σ' αυτό το σημείο, με σημαντικότερη τη χρήση δυνόδων μεταλλικών καναλιών (metal channel dynodes) [3]. Το ηλεκτρονικό νέφος προσπίπτει στην άνοδο, απ' όπου λαμβάνεται ένας αριθμός σημάτων και όχι μόνο ένα σήμα ανάλογο της ενέργειας, όπως συμβαίνει στα εν χρήσει σήμερα συμβατικά συστήματα. δ) *Ηλεκτρονικές μονάδες* ή κάρτες, στις οποίες τα σήματα αυτά ενισχύονται, ψηφιοποιούνται και μεταφέρονται στον υπολογιστή, όπου με κατάλληλο λογισμικό κατασκευάζονται εικόνες.

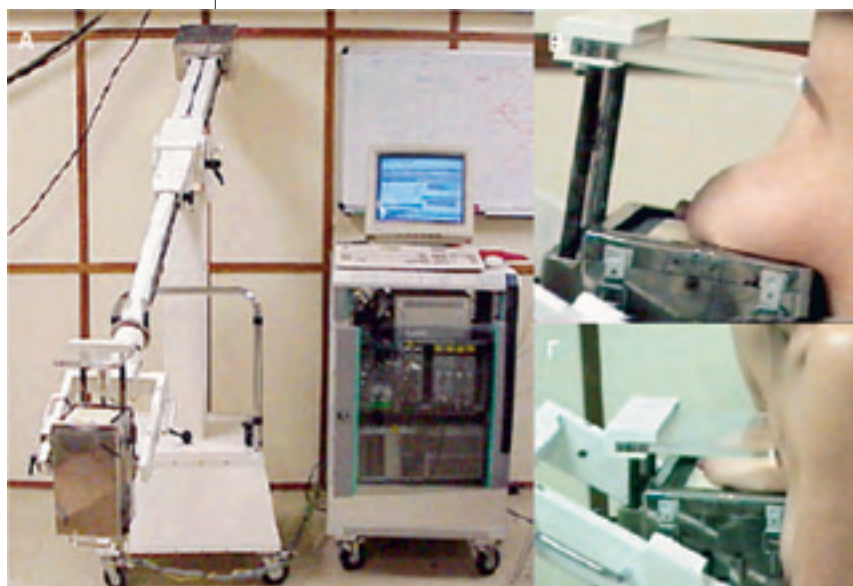
Τα σημαντικότερα πλεονεκτήματα των συστημάτων που βασίζονται σε PSPMT είναι: α) η άριστη χωρική διακριτική ικανότητα, που φτάνει το 1 mm, β) το μικρό τους μέγεθος και γ) το σχετικά χαμηλό τους κόστος. Το μικρό μέγεθος των εξειδικευμένων συστημάτων επιτρέπει την χρήση κρυστάλλων και κατευθυντήρων υψηλών επιδόσεων, που βασίζονται σε νέα υλικά, των οποίων όμως λόγω του υψηλού κόστους τους, δεν είναι δυνατή η εφαρμογή σε κλινικά συστήματα. Σε μεγάλο αριθμό συστημάτων οι κατευθυντήρες κατασκευάζονται από κράμα χαλκού και βηρυλλίου (CuBe), ενώ οι κρύσταλλοι αποτελούνται από υλικά όπως ιωδιούχο κάισιο με προσμίξεις θαλλίου (CsI(Tl)), ιωδιούχο κάισιο με προσμίξεις νατρίου (CsI(Na)), βρωμιούχες ενώσεις λανθανιδών (LaBr) κ.α. και παρουσιάζουν κα-



Εικόνα 2. Σχηματικό διάγραμμα ενός συστήματος που βασίζεται σε σύστημα PSPMT και φωτογραφίες των κυριότερων συνιστωσών αυτού

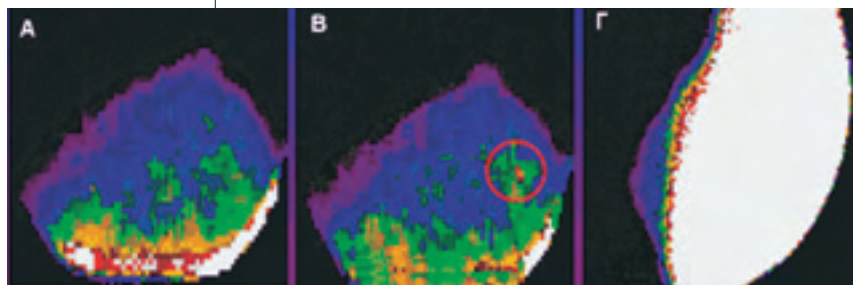


Εικόνα 3. Απεικόνιση με σπινθηρογραφικό σύστημα που βασίζεται σε 2 τετράγωνους H8500 PSPMT του οίκου Hamamatsu, εξεταστικού πεδίου 5x10 cm και βρίσκεται εγκατεστημένο στο Ε.Κ.Ε.ΦΕ. «Δημόκριτος». Ποσοτική αναπαράσταση της χρονικής μεταβολής της συγκέντρωσης ^{99m}Tc-DTPA σε διάφορες περιοχές ενδιαφέροντος, σε ποντικό. Στο πειραματόζωο έχουν χορηγηθεί 74 MBq του ^{99m}Tc-DTPA, ενώ προ της χορήγησης πραγματοποιήθηκε νάρκωση με ενδομυϊκή χορήγηση 1,0 g 2,2,2-τριβρωμομεθανόλης σε 1,0 ml 2-μεθυλο-2-βουτανόλη. Στο διάγραμμα χρησιμοποιείται λογαριθμική κλίμακα, ώστε να απεικονίζεται και η μεταβολή στην ουροδόχο κύστη που είναι μεγαλύτερης τάξης μεγέθους από τα υπόλοιπα όργανα



Εικόνα 4. (Α): Σύστημα σπινθηρομαστογραφίας, που είναι εγκατεστημένο στο ΕΜΠ. (Β): Τοποθέτηση του μαστού πάνω στην κεφαλή της γ-κάμερα χωρίς συμπίεση και (Γ): Με συμπίεση. Οι εικόνες (Β) και (Γ) έχουν παραχωρηθεί από την ομάδα του καθηγητή Roberto Pani του Πανεπιστημίου της Ρώμης «La Sapienza»

Εικόνα 5. Μία ώρα μετά τη χορήγηση 740 MBq ^{99m}Tc-sestamibi ενδοφλεβίως σε ασθενή (Α): Απεικόνιση με σύστημα PSPMT χωρίς συμπίεση του μαστού. (Β): Απεικόνιση με σύστημα PSPMT με συμπίεση του μαστού, απεικονίζεται μικρός όγκος, 7 mm. (Γ): Αντίστοιχο σπινθηρογράφημα της ίδιας ασθενούς με SPET κάμερα. (Starcam 2000, General Electric, Milwaukee, Wisconsin, USA). Η λήψη διήρκεσε 5 min, το μέγεθος της λαμβανομένης εικόνας ήταν 128x128 και χρησιμοποιήθηκε κατευθυντήρας χαμηλής ενέργειας παράλληλων οπών



λύτερες οπτικές ιδιότητες, επειδή παρέχουν υψηλότερες τιμές φωτεινής απόδοσης και υψηλή διακριτική ικανότητα [20-24].

Εφαρμογές στην απεικόνιση μικρών ζώων

Η απεικόνιση μικρών ζώων πραγματοποιείται σήμερα, εκτός εξαιρέσεων, με την επίπεδη ή την κάμερα SPET και τη χρήση κατευθυντήρα λεπτής οπής (pinhole collimator) [25]. Οι εξειδικευμένες συσκευές παρουσιάζουν σημαντικά πλεονεκτήματα, ιδιαίτερα στην περίπτωση της τομογραφικής απεικόνισης, τα οποία συνοψίζονται στη μικρή απόσταση μεταξύ της απεικονιστικής διάταξης και του πειραματόζωου, στην υψηλή διακριτική ικανότητα, την υψηλή ευαισθησία, το μικρό βάρος και τη δυνατότητα μεταφοράς του όλου απεικονιστικού συστήματος.

Για τη σπινθηρογραφική εξέταση με τα συστήματα PSPMT, η συνήθης πρακτική ήταν αρχικά η λήψη δύο ή περισσότερων σπινθηρογραφικών εικόνων και η εξεργασία "συρραφής" τους στον υπολογιστή [26]. Μειονέκτημα αυτής της τεχνικής ήταν η αδυναμία πραγματοποίησης δυναμικών μελετών, δεδομένου ότι κάθε φορά μέρος μόνο του σώματος του πειραματόζωου βρισκόταν μέσα στο οπτικό πεδίο. Η χρήση μεγαλύτερων PSPMT ή συστοιχιών τετράγωνων PSPMT, επέτρεψε την κατασκευή συστημάτων, τα οποία παρέχουν τη δυνατότητα απεικόνισης ολόκληρου του πειραματόζωου και τη λήψη λειτουργικών ή/και ποσοτικών πληροφοριών [27,28]. Στην Εικόνα 3 παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της απεικόνισης ποντικίου, στο οποίο έχει χορηγηθεί διεθυλενο-τριαμινο-πεντοξικό οξύ επισημασμένο με τεχνήσιο-99m (^{99m}Tc -DTPA). Η μελέτη έγινε με πρότυπο σύστημα, εγκατεστημένο στο Ινστιτούτο Ραδιοϊσοτόπων και Ραδιοδιαγνωστικών Προϊόντων του Ε.Κ.Ε.Φ.Ε. «Δημόκριτος», στα πλαίσια της αξιολόγησης αυτού. Παρουσιάζονται οι εικόνες κατά τις χρονικές στιγμές 0-2 min, 8-10 min, 16-18 min, 24-26 min και 32-34 min, καθώς επίσης και η μεταβολή της συγκέντρωσης ανά 2 min σε περιοχές ενδιαφέροντος στους δύο νεφρούς, στο ήπαρ, στην ουροδόχο κύστη, στον εγκέφαλο και σε ολόκληρο το σώμα. Τόσο στις εικόνες, όσο και στις παρατιθέμενες καμπύλες παρατηρείται αρχικά έντονη απεικόνιση-συγκέντρωση του ραδιοφαρμάκου, ενώ στις τελευταίες εικόνες και στις καμπύλες στα 32-34 min της εξέτασης, το ραδιοφάρμακο συγκεντρώνεται σαφώς στην ουροδόχο κύστη. Λόγω της σημαντικά μεγαλύτερης συγκέντρωσης στην ουροδόχο κύστη έχει επιλεγεί η χρήση λογαριθμικής κλίμακας (Εικ. 3).

Εργασίες στις οποίες χρησιμοποιείται ο συνδυασμός PSPMT και κατευθυντήρα λεπτής οπής [29] ή πιο πρόσφατα κατευθυντήρων πολλών λεπτών οπών (multi-pinhole collimators) [30], δείχνουν πως με τις τεχνικές αυτές διατηρείται η υψηλή διακριτική ικανότητα και ταυτόχρονα αυξάνεται η ευαισθησία του συστήματος σχεδόν ανάλογα με τον αριθμό των οπών [31].

Συστήματα SPET, τα οποία βασίζονται σε έναν PSPMT, έχουν αναπτύξει αρκετές ομάδες [26,28,32-34]. Η χρήση περισσότερων του ενός ανιχνευτών επιτρέπει τη σημαντική επιτάχυνση των μελετών SPET και καθιστά εφικτή την πραγματοποίηση τομογραφικών δυναμικών μελετών, δεδομένου ότι με τον τρόπο αυτό καθίσταται δυνατή η λήψη πολλών προβολών σε μικρό χρονικό διάστημα.

Εφαρμογές στη σπινθηρομαστογραφία

Στην κλινική πράξη η σημαντικότερη ίσως εφαρμογή όπου απαιτούνται υψηλές επιδόσεις είναι η σπινθηρομαστογραφία. Παρόλο που η μαστογραφία με ακτίνες-X αποτελεί το βασικό εργαλείο για την ανίχνευση καρκινικών όγκων, παρουσιάζει περιορισμούς με κυριότερο τη χαμηλή ειδικότητα (specificity). Σύμφωνα με στατιστικές μελέτες ποσοστό μεγαλύτερο από το 60% των βιοψιών, που πραγματοποιούνται λόγω ύποπτης μαστογραφίας, δε διαγιγνώσκουν τον υπάρχοντα καρκίνο [35]. Επιπλέον, σε γυναίκες με πυκνό στήθος, η συμβατική μαστογραφία δύναται να δώσει ψευδώς αρνητικό αποτέλεσμα στο 20% των εξετάσεων [35]. Ένας μεγάλος αριθμός μελετών έχει δείξει πως ο συνδυασμός σπινθηρομαστογραφίας με τεχνήσιο-99m-2-μεθοξυ-ισοβουτυλο-ισονιτριλίο (^{99m}Tc -sestamibi) και συμβατικής μαστογραφίας αυξάνει την ακρίβεια της απεικόνισης σε επιλεγμένους πληθυσμούς [36-40]. Ο σημαντικότερος περιορισμός της σπινθηρομαστογραφίας σε πρηνή θέση (prone position scintimammography-PSM) με τη χρήση της επίπεδης ή της τομογραφικής γ-κάμερα, είναι η μικρή ευαισθησία για όγκους με διαστάσεις μικρότερες από 1 cm³ (στάδια T1a και T1b της πάθησης) [41]. Η ανίχνευση αυτών των μικρών καρκινικών όγκων είναι ιδιαίτερα σημαντική κλινικά, δεδομένου ότι θεωρείται πως η αφαίρεσή τους σε αυτό το πρώιμο στάδιο αποτελεί το βέλτιστο τρόπο θεραπείας. Ο σημαντικότερος λόγος που η συμβατική σπινθηρομαστογραφία δεν αποτελεί εξέταση ρουτίνας στην πυρηνική ιατρική είναι η χαμηλή της ευαισθησία σε όγκους μικρότερους από 1,0 cm, καθώς σύμφωνα με την Αμερικανική Εταιρεία Πυρηνικής Ιατρικής η ευαισθησία της εξέτασης εξαρτάται από το μέγεθος της βλάβης [42].

Τα εντυπωσιακά αποτελέσματα της απεικόνισης μικρών ζώων με ανιχνευτές βασισμένους σε PSPMT έστρεψαν αρκετές ομάδες προς την κλινική αξιολόγηση των PSPMT στη σπινθηρομαστογραφία. Παρόλο που τα προτεινόμενα πρωτόκολλα απεικόνισης διερευνούνται και αξιολογούνται συνεχώς, η γενική ιδέα συνίσταται στην τοποθέτηση της γ-κάμερα σε επαφή με το μαστό και στη λήψη μιας ή περισσότερων εικόνων από διαφορετικές οπτικές γωνίες. Η επαφή ανιχνευτή και μαστού μεγιστοποιεί τις αποδόσεις του συστήματος και ελαχιστοποιεί την ακτινοβολία background από το υπόλοιπο σώμα, ενώ έχει αποδειχθεί ότι η συμπίεση του μαστού βελτιώνει περισσότερο τα λαμβανόμενα αποτελέσματα. Η σπινθηρομαστογραφία με ανιχνευτές PSPMT μπορεί να δώσει κλινικά χρήσιμες πληροφορίες, συμπληρωματικές της συμβατικής μαστογραφίας με ακτίνες-X [43-52]. Στην Εικόνα 4 παρουσιάζεται (Α): ένα σύστημα τομοσπινθηρογραφίας, το οποίο σήμερα βρίσκεται και αξιολογείται στο Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο (ΕΜΠ). (Β): η τοποθέτηση του μαστού πάνω στην κάμερα χωρίς συμπίεση και (Γ): με συμπίεση.

Στην Εικόνα 5 φαίνεται το πλεονέκτημα της απεικόνισης με τη χορήγηση ^{99m}Tc -sestamibi και με τη συμπίεση του μαστού στην περίπτωση μικρού όγκου 7 mm. Στη χωρίς συμπίεση απεικόνιση (Α) ο όγκος δεν ήταν ορατός και ανεδείχθη με τη συμπίεση (Β), ενώ το συμβατικό σπινθηρογράφημα με τη γ-κάμερα (Γ), δεν έδειξε κάποια αυξημένη συγκέντρωση. Τα πλεονεκτήματα αυτά αναδεικνύονται και ποσοτικά από μελέτες, με τη χρήση πρότυπων συστημάτων και η συμπίεση αποτελεί τη

συνήθη πλέον πρακτική [46]. Η απεικόνιση με τη συμβατική κάμερα και αμέσως μετά με το πρότυπο σύστημα (PSPMT) είναι απαραίτητη, ώστε να αξιοποιηθεί η μέγιστη συγκέντρωση του ραδιοφαρμάκου στην περιοχή ενδιαφέροντος και να αποφευχθεί επιπλέον ακτινοβολία και ταλαιπωρία της ασθενούς με συμπληρωματικές απεικονιστικές εξετάσεις [49,52].

Τα αποτελέσματα της συγκριτικής απεικόνισης του μαστού με τη συμβατική και την πρότυπη γ-κάμερα σε μελέτη 58 γυναικών [49] δείχνουν ότι οι δύο τεχνικές ανιχνεύουν τον ίδιο αριθμό αληθώς αρνητικών και ψευδώς θετικών περιστατικών. Ωστόσο, η συμβατική γ-κάμερα ανίχνευσε μόνο 18 αληθώς θετικά περιστατικά, έναντι 22 του PSPMT συστήματος και 10 ψευδώς αρνητικά, έναντι 6 του PSPMT συστήματος.

Μελετώντας την ευαισθησία σε διάφορους τύπους καρκινικών όγκων του μαστού φαίνεται η υπεροχή των συστημάτων PSPMT [49]. Πιο συγκεκριμένα οι τιμές ευαισθησίας με τη χρήση της συμβατικής τομογραφικής γ-κάμερα και με το πρότυπο σύστημα ήταν αντίστοιχα: σε όλους τους καρκινικούς όγκους, 64% και 79%, σε καρκινικούς όγκους μικρότερους ή ίσους σε διάμετρο από 10 mm, 47% και 67%, σε μη ψηλαφητούς καρκινικούς όγκους, 56% και 72%, σε ψηλαφητούς καρκινικούς όγκους, 80% και 90% και σε καρκινικούς όγκους μεγαλύτερης ή ίσης διαμέτρου από 10 mm, 85% και 92% αντίστοιχα.

Η απεικόνιση των λεμφαδένων και ιδιαίτερα του φρουρού λεμφαδένα

Χρησιμοποιώντας την ίδια τεχνολογία είναι δυνατή η κατασκευή οικονομικών συστημάτων PSPMT που επιτρέπουν την απεικόνιση του θυρεοειδούς, των παραθυρεοειδών αδένων, της καρδιάς, του προστάτη και του εγκεφάλου. Η περισσότερο διαδεδομένη όμως εφαρμογή είναι η σπινθηρογραφική απεικόνιση των λεμφαδένων. Σήμερα η επιλεγόμενη μέθοδος για τη σταδιοποίηση καρκίνου του μαστού είναι η βιοψία του φρουρού λεμφαδένα (ΦΛ). Η χρησιμοποιούμενη απεικονιστική τεχνική για τον εντοπισμό του ΦΛ συνίσταται στη χορήγηση ενός επισημασμένου κολλοειδούς εναιωρήματος και στη σπινθηρογραφική απεικόνιση του ή των ΦΛ εντός 20-60 min με την επίπεδη ή τομογραφική γ-κάμερα [53,54]. Τα πρώτα αποτελέσματα αξιολόγησης σε μικρό αριθμό ασθενών δείχνουν μεγαλύτερη ανιχνευτική ικανότητα του συστήματος PSPMT από τη συμβατική SPET κάμερα [55-57].

Η ελληνική πραγματικότητα και οι προοπτικές των εξειδικευμένων συστημάτων απεικόνισης

Σήμερα στην Ελλάδα τρεις ερευνητικές ομάδες δραστηριοποιούνται στην ανάπτυξη ανιχνευτών του παραπάνω τύπου και έχουν προκύψει περισσότερες από εβδομήντα δημοσιεύσεις σε διεθνή περιοδικά και ανακοινώσεις σε διεθνή συνέδρια. Η πρώτη πρότυπη γ-κάμερα μικρού πεδίου εγκαταστάθηκε στο Ινστιτούτο Επιταχυντικών Συστημάτων και Εφαρμογών του Πανεπιστημίου Αθηνών το 1998 και χρησιμοποιήθηκε για την απεικόνιση μικρών ζώων, για την απεικόνιση ομοιωμάτων του μαστού και την αξιολόγηση κρυστάλλων. Επιπλέον πραγματοποιήθηκαν μελέτες βελτιστοποίησης των επιμέρους εξαρτημά-

των, με χρήση προσομοιώσεων τύπου Monte Carlo. Σημειώνεται ότι οι προσομοιώσεις τύπου Monte Carlo επιτρέπουν τη μοντελοποίηση των υλικών και της γεωμετρίας των τμημάτων της κάμερας, απλών ή σύνθετων πηγών και όλων των εμπλεκόμενων φυσικών αλληλεπιδράσεων ακτινοβολίας-ύλης, καθιστώντας έτσι δυνατή τη μελέτη της απόκρισης του συστήματος σε διαφορετικά υλικά και γεωμετρία. Τέλος μελετήθηκαν εναλλακτικές μέθοδοι ανάγνωσης σημάτων με χρήση οικονομικότερων και απλούστερων ηλεκτρονικών κυκλωμάτων και καρτών υπολογιστών. [20,21,26,58-65]. Μία δεύτερη πρότυπη γ-κάμερα για ερευνητικούς-εκπαιδευτικούς λόγους αναπτύσσεται από την ίδια ομάδα [66]. Τέλος δύο συστήματα PSPMT μεγαλύτερου πεδίου έχουν αναπτυχθεί στα πλαίσια της πρόσφατης συνεργασίας του Εργαστηρίου Βιοϊατρικών Προσομοιώσεων και Απεικονιστικών Τεχνολογιών της Σχολής Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Μηχανικών Υπολογιστών του ΕΜΠ, του Ινστιτούτου Ραδιοϊσοτόπων και Ραδιοδιαγνωστικών Προϊόντων του Ε.Κ.Ε.Φ.Ε. «Δημόκριτος» και δύο ξένων ομάδων: του Dr. S. Majewski από το Τμήμα Εθνικών Επιταχυντών του Κέντρου «Thomas Jefferson» των ΗΠΑ και του καθηγητή R. Pani από το Πανεπιστήμιο της Ρώμης «La Sapienza».

Στα πλαίσια της συνεργασίας με την ομάδα του Dr. S. Majewski, έχει αναπτυχθεί και μελετηθεί με πρότυπα ομοιώματα ένα σύστημα πεδίου 5x10 cm και χρησιμοποιείται για την πραγματοποίηση δυναμικών μελετών σε μικρά ζώα [67]. Τα αποτελέσματα της Εικόνας 2 έχουν ληφθεί με χρήση του συστήματος αυτού στο ΕΜΠ το Δεκέμβριο του 2005. Στα πειράματα με ζώα τηρήθηκαν οι Ευρωπαϊκές κατευθυντήριες οδηγίες (European Union Council Directive: 1986, 86/609/EEC) και η Ελληνική νομοθεσία (Φ.Ε.Κ. 1986, Νο. 320, σελ. 459-486). Το παρόν σύστημα σχεδιάζεται να αναβαθμιστεί σε σύστημα SPET και σε επόμενη φάση σε ολοκληρωμένο σύστημα SPET/CT.

Στα πλαίσια της συνεργασίας με την ομάδα του καθηγητή R. Pani έχει μεταφερθεί στο ΕΜΠ το σύστημα σπινθηρομαστογραφίας της Εικόνας 4 και 5. Το σύστημα αυτό θα χρησιμοποιηθεί και για την πραγματοποίηση κλινικών μελετών. Στόχος των συνεργαζομένων φορέων είναι η συγκέντρωση ικανού αριθμού κλινικών αποτελεσμάτων, ώστε αφενός να αναδειχθεί η καταλληλότητα του συστήματος για τη λεπτομερή σπινθηρογραφική απεικόνιση του μαστού, αφετέρου να μεταφερθεί στην Ελλάδα σύστημα νεότερης γενιάς με βελτιωμένη απόδοση. Απώτερος στόχος είναι επίσης η κλινική αξιολόγηση νέων σκευασμάτων με σκοπό την ανίχνευση μη ψηλαφητών όγκων, στο αρχικό στάδιο του σχηματισμού τους.

Τέλος ένα σύστημα mini-PET βασισμένο σε δύο αντιδιαμετρικούς PSPMT αναπτύσσεται στο Τμήμα Φυσικής του Πανεπιστημίου Αθηνών από την ομάδα του καθηγητή Γ. Τζαννάκου [68].

Τα παραπάνω θα εξαρτηθούν βέβαια και από την δυνατότητα εξεύρεσης πόρων για την αγορά του αναγκαίου εξοπλισμού, καθώς επίσης και από την επιτυχή συνεργασία με εθνικούς και με διεθνείς φορείς.

Ευχαριστίες: Θερμές ευχαριστίες εκφράζονται στο Dr. S. Majewski και τον καθηγητή R. Pani για την παραχώρηση εξοπλισμού και την επιστημονική τους καθοδήγηση.

Βιβλιογραφία

1. Groch MW, Erwin WD. SPECT in the year 2000: Basic principles. *J Nucl Med Technol* 2000; 28: 233-244.
2. Smith MF, Majewski S, Meikle SR, et al. Design of high sensitivity, high resolution compact single photon imaging devices for small animal and dedicated breast imaging. *NSS - MIC IEEE Conference*, San Diego, California, November 5-10, 2001.
3. Pani R, Pellegrini R, Cinti MN, et al. Recent advances and future perspectives of position sensitive PMT. *Nucl Instrum Meth Phys Res B*, 2004; 213: 197-205.
4. Zaidi H. Quantitative SPECT: Recent developments in detector response, attenuation and scatter correction techniques. *Physica Medica* 1996; 12: 101-117.
5. Tsien RY. Imagining imaging's future. *Natl Rev Mol Cell Biol* 2003; 4 (Suppl): 16-21.
6. Meikle SR, Kench P, Kassiou M, Banati RB. Small animal SPECT and its place in the matrix of molecular imaging technologies. *Phys Med Biol* 2005; 50: 45-61.
7. De Vree GA, Westra AH, Moody I, et al. Photon-counting gamma camera based on an electron-multiplying CCD. *IEEE Trans Nucl Sci* 2005; 52: 580-588.
8. Ishizu K, Mukai T, Yonekura Y, et al. Ultra-high resolution SPECT system using four pinhole collimators for small animal studies. *J Nucl Med* 1995; 36: 2282-2287.
9. McElroy DP, MacDonald LR, Beekman FJ, et al. Performance evaluation of A-SPECT: a high resolution desktop pinhole SPECT system for imaging small animals. *IEEE Trans Nucl Sci* 2002; 49: 2139-2147.
10. Kastis GA, Wu MC, Balzer SJ. Tomographic small-animal imaging using a high-resolution semi-conductor camera. *IEEE Trans Nucl Sci* 2002; 49: 172-175.
11. Barber HB, Apotovsky BA, Augustine FL, et al. Semiconductor pixel detectors for gamma-ray imaging in nuclear medicine. *Nucl Instr Meth Phys Res A*, 1997; 395: 421.
12. Darambara DG. State-of-the-art radiation detectors for medical imaging: demands and trends, presented in 3rd Imaging Technologies in Biomedical Sciences Conference, Milos island 25-29 September 2005, accepted for publication in *Nucl Instr Meth Phys Res A*.
13. Pani R, Pellegrini R, Cinti MN, et al. A novel compact gamma camera based on flat panel PMT. *Nucl Instr Meth Phys Res A*, 2003; 513: 36-41.
14. Majewski S, Kieper D, Curran E, et al. Optimization of dedicated scintimammography procedure using detector prototypes and compressible phantoms. *IEEE Trans Nucl Sci*, 2002, 48: 822-829.
15. Pani R, Soluri A, Pergola A, et al. Multi PSPMT Scintillation camera. *IEEE Trans Nucl Sci* 1999; 46: 702-708.
16. Williams MB, Goode AR, Galbis-Reig V. Performance of a PSPMT based detector for scintimammography. *Phys Med Biol* 2000; 45: 781-800.
17. Steinbach D, Goode A R, Farzanpay F, et al. Development of a small field-of-view scintimammography camera: measurements and simulations *Proc SPIE* 1997; 3115: 10-20.
18. Wojcik R, Majewski S, Kross B, et al. High spatial resolution gamma imaging detector based on a 5" diameter R3292 Hamamatsu PSPMT. *IEEE Trans Nucl Sci* 1998; 45: 487-491.
19. Majewski S, Kross B, Majewski L, et al. Development of a gamma radiation imaging detector based on a GSO crystal scintillator and a position sensitive PMT, 1997, *IEEE NSS/MIC Conf Rec* 1191-1195.
20. Giokaris N, Loudos G, Maintas D, et al. Partially slotted crystals for a high-resolution γ -camera based on a position sensitive photomultiplier. *Nucl Instr Meth Phys Res A* 2005; 550: 305-312.
21. Giokaris N, Loudos G, Maintas D, et al. Crystal and collimator optimization studies of a high-resolution camera based on a position sensitive photomultiplier. *Nucl Instr Meth Phys Res A* 2004; 527: 134-139.
22. Beque D, Nuyts J, Bormans G, et al. Characterization of pinhole SPECT acquisition geometry. *IEEE Trans Med Imag* 2003; 22: 599-612.
23. Tenney CR, Smith MF, Greer KL, Jaszczak RJ. Uranium pinhole collimators for I-131 SPECT imaging. *IEEE Trans Nucl Sci* 1999; 46: 1165-1171.
24. Van Loef EVD, Dorenbos P, Van Eijk CWE, et al. Scintillation properties of LaCl₃:Ce³⁺ crystals: Fast, efficient, and high-energy resolution scintillators. *IEEE Trans Nucl Sci* 2001; 48: 341-345.
25. Weber DA, Ivanovic M, Franceschi D, Strand SE. Pinhole SPECT: an approach to in vivo high resolution SPECT imaging in small laboratory animals. *J Nucl Med* 1994; 35: 342-348.
26. Loudos GK, Nikita KS, Giokaris ND. A 3D High resolution gamma-camera for radiopharmaceutical studies with small animals. *Appl Rad Isot* 2003; 58: 501-508.
27. Weisenberger AG, Gleason SS, Goddard J, et al. A restraint-free small animal SPECT imaging system with motion tracking. *IEEE Trans Nucl Sci* 2005; 52: 638-644.
28. Bradley EL, Cella J, Majewski S, et al. A "Mouse-sized" gamma camera for biological imaging, in *2004 IEEE Nuclear Science Symp Conf Rec* 2005.
29. Tenney CR. Optimizing gold and platinum pinhole collimators for imaging of small volumes at ultra-high resolution. *Conf Record of the 2001 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference*, 3: 1597-1599.
30. Schramm NU, Ebel G, Engeland U, et al. High-resolution SPECT using multipinhole collimation. *IEEE Trans Nucl Sci* 2003; 50: 315-320.
31. Cao Z, Bal I G, Accorsi R, Acton PD. Optimal number of pinholes in multi-pinhole SPECT for mouse brain imaging-a simulation study. *Phys Med Biol* 2005; 50: 4609-4624.
32. Beekman FJ, Van Der Have F, Vastenhouw B, et al. U-SPECT-I: a novel system for submillimeter-resolution tomography with radiolabelled molecules in mice. *J Nucl Med* 2005; 46: 1194-1200.
33. Yukihiro M, Inoue T, Iwasaki T, et al. Myocardial infarction in rats: high resolution single-photon emission tomographic imaging with a pinhole collimator. *Eur J Nucl Med* 1996; 23: 896-900.
34. McElroy DP, MacDonald LR, Beekman FJ, et al. Performance evaluation of A-SPECT: a high resolution desktop pinhole SPECT system for imaging small animals. *IEEE Trans Nucl Sci* 49: 2139-2147.
35. De Vincentis G, Scopinaro F, Pani R, et al. Results of clinical trials with SPEM. *Nucl Instrum Meth Phys Res A* 2003; 497: 46-50.
36. Cwikla JB, Buscombe JR, Kelleher SM, et al. Comparison of accuracy of scintimammography and X-ray mammography in the diagnosis of primary breast cancer in patients selected for surgical biopsy. *Clin Radiol* 1998; 53: 274-280.
37. Garibaldi F, Cisbania E, Cusanno F. Optimization of compact gamma cameras for breast imaging. *Nucl Instrum Meth Phys Res A* 2001; 471: 222-228.
38. Piccolo S, Latoria S, Thomas R. Scintimammography with ^{99m}Tc-MDP: experience of the National Cancer Institute of Naples. *Eur J Radiol* 1998; 27: 275-281.
39. Meyer JE, Sonnenfeld MR, Greenes RA, Stomper PC. Preoperative localization of clinically occult breast lesions; experience at a referral hospital. *Radiology* 1988; 169: 627-628.
40. Maublant J, De Latour M, Mestas D, et al. Technetium-99m-sestamibi uptake in breast tumour and associated lymph nodes. *J Nucl Med* 1996; 37: 922-925.
41. Khalkhali I, Mena I, Jouanne E, Diggles L. Prone scintimammography in patients with suspicious carcinoma of the breast. *J Am Coll Surg* 1984; 178: 491-497.
42. Khalkhali I, Diggles LE, Taillefer R, et al. Procedure guideline for breast scintigraphy. *J Nucl Med* 1999; 40: 1233-1235.
43. Brem RF, Schoonjans JM, Kieper DA, et al. High-resolution scintimammography: a pilot study. *IEEE Trans Nucl Sci* 2002; 43: 909-915.
44. Mekhmandarov S, Sandbank J, Cohen M, et al. Technetium-99m MIBI scintimammography in palpable and non palpable breast lesions. *J Nucl Med* 1998; 39: 86-91.
45. Majewski S, Kieper D, Curran E, et al. Optimization of dedicated scintimammography procedure using detector prototypes and compressible phantoms. *IEEE Trans Nucl Sci* 2001; 48: 822-829.
46. Pani R, Scopinaro F, Pellegrini R, et al. The role of Compton background and breast compression on cancer detection in scintimammography. *Anticancer Res* 1997; 17: 1645-1650.

47. Kieper D, Greena TD, Hoferb R. Data analysis methods for a small field-of-view combined scintimammography/digital X-ray system in breast lesion management. *Nucl Instr Meth Phys Res A* 2003; 497:135-140.
48. Weisenberger AG, Barbosa F, Green TD, et al. Small field of view scintimammography gamma camera intergrated to a stereotatic core biopsy digital X-ray system. *IEEE Trans Nucl Sc* 2002; 49: 2256-2261.
49. Brem RF, Kieper DA, Rapelye JA, Majewski S. Evaluation of a high-resolution, breast-specific, small-field-of view gamma camera for the detection of breast cancer. *Instr Meth Phys Res A* 2003; 497: 39-45.
50. Scopinaro F, Schillaci O, Ussof W, et al. A three centre trial on the diagnostic accuracy of Tc-99m MIBI scintimammography. *Anticancer Res* 1997; 17: 1631-1634.
51. Cutrone JA, Khalkhali I, Yosper LS. Tc-99m sestamibi scintimammography for the evaluation of breast masses in patients with radiographically dense breasts. *Breast J* 1999; 5: 383-388.
52. Brem RF, Rapelye JA, Zisman G, et al. Occult breast cancer: Scintimammography with high-resolution breast-specific gamma-camera in women at high risk for breast cancer. *Radiology* 2005; 237: 274-280.
53. Soluri A, Massari R, Trotta C. Small field of view, high resolution, portable gamma camera for axillary sentinel node detection, presented in 3rd Imaging Technologies in Biomedical Sciences Conference, Milos island 25-29 September 2005, accepted for publication in: *Nucl Instrum Meth Phys Res A*
54. Pani R, Soluri A, Scafe R, et al. A compact gamma ray imager for oncology. *Nucl Instrum Meth Phys Res A* 2002; 477: 509-513.
55. Soluri A, Scafe R, Capocceffi F, et al. Imaging probe for breast cancer localization. *Nucl Instr Meth Phys Res A* 2003; 497: 114-121.
56. Soluri A, Scafe R, Falcini F, et al. Mamotome breast cancer biopsy: combined guided with X-ray stereotaxis and imaging probe. *Instr Meth Phys Res A* 2003; 497: 122-128.
57. Soluri A, Massaria R, Trotta C, et al. New imaging probe with crystals integrated in the collimator's square holes. *Nucl Instr Meth Phys Res A* 2005; 554: 331-339.
58. Loudos GL, Nikita KS, Uzunoglu NK, et al. Improving spatial resolution in SPECT with the combination of PSPMT based detector and iterative reconstruction algorithms. *Comp Med Im Graph* 2003; 27: 307-313.
59. Lazaro D, Buvat I, Loudos G, et al. Validation of the GATE Monte Carlo simulation platform for modeling a CsI(Tl) scintillation camera dedicated to small-animal imaging. *Phys Med Biol* 2004; 49: 271-285.
60. Loudos G, Sakelios N, Giokaris N, et al. A modification of the dual energy window subtraction method for scatter compensation in pixelized scintillators for SPECT. *Nucl Instr Meth Phys Res A* 2004; 527: 145-150.
61. Loudos G, Giokaris N, Maintas D. High resolution and high sensitivity SPECT imaging of breast phantoms. *Nucl Instr Meth Phys Res A* 2004; 527: 97-101.
62. Nock B, Nikolopoulou A, Chiotellis E, et al. [99mTc]-demobesin 1, A novel potent bombesin analog for GRP-receptor-targeted tumor imaging". *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2003; 30: 247-258.
63. Bouziotis P, Fani M, Archimandritis S, et al. Samarium-153 and technetium-99m-labeled monoclonal antibodies in angiogenesis for tumor visualization and inhibition. *Anticancer Res* 2003; 23: 2167-2172.
64. Fani M, Xanthopoulos S, Archimandritis S, et al. Biodistribution and scintigraphic studies of ¹⁵³Sm-labeled anti-CEA monoclonal antibody for radioimmunoscintigraphy and radioimmunotherapy 2003; *Anticancer Res*, 23: 2195-2200.
65. Maina T, Nock B, Nikolopoulou A. ^{99m}Tc-Demotate, A new ^{99m}Tc-based [Tyr3]-octreotate analogue for the detection of somatostatin receptor-positive tumours: synthesis and preclinical results. *Eur J Nucl Med* 2002; 29: 742-753.
66. Spanoudaki V, Giokaris N, Karabarbounis A, et al. Design and development of a position sensitive camera for SPECT imaging based on PCI electronics. *Nucl Instr Meth Phys Res A* 2004; 527: 151-156.
67. Loudos G, Majewski S, Wojcik R, et al. Performance evaluation of a mouse-sized camera for dynamic-studies in small animals, accepted for publication in the: *Nucl Instrum Meth Phys Res A*, Oct 2006.
68. G. Tzanakos, N. Apostolou, X. Benetou M, et al. Development of a small animal PET prototype, 2000 *IEEE Medical Imaging Conference, Conference Record*, October

Research Article

Specified systems of high spatial resolution for tomographic gamma cameras; their applications and studies in Greece

Georgios Loudos, Alexandra Varvarigou

Abstract

Imaging with nuclear medicine planar and tomographic gamma cameras, offers information about the function of an organ, the detection and the delineation of a lesion. However, the basic limitations of these cameras are low statistics, the significant noise (background), the relatively low spatial resolution and low sensitivity. Moreover, commercially available systems are large, since they are constructed for general clinical use only and so, small organs such as brain, heart, breast, prostate etc cannot be efficiently imaged. For these reasons a number of dedicated imaging systems have been developed, based on modifications of the existing technology or on novel technology. One important limitation in using such systems routinely is their high cost. The most important applications of these new systems are focused on imaging small animals or small human organs, on scintimammography, on sentinel node detection and for the evaluation of new radiopharmaceuticals. In the present work, the principles of operation of these dedicated SPET imaging systems, results from clinical trials and present Greek studies, are presented.

Hell J Nucl Med 2006; 9(2): 126-132

Keywords: Position sensitive photomultiplier – High spatial resolution – Small animal imaging – Scintimammography – Sentinel node imaging

Correspondence address:

Dr Georgios Loudos, Electrical Engineer,
Greek Polytechnic "Metsovion",
D. Vernardou 33, Vrilissia, 15235, Athens, Greece,
Tel: +30 2107722149, E-mail: gloudos@central.ntua.gr

Received:

10 April 2006

Accepted revised:

12 June 2006

