



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΘΕΣΣΑΛΙΑΣ
ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ ΥΓΕΙΑΣ
ΤΜΗΜΑ ΙΑΤΡΙΚΗΣ

Μεταπτυχιακή Διπλωματική Εργασία

**«Ποιοτικός έλεγχος και απαιτήσεις καλής και ασφαλούς λειτουργίας
μονάδας PET/CT»**

«Quality control and quality assurance procedures in a PET/CT scanner»

υπό

Αναστασία Καλτσά

Εργασία υποβληθείσα στο Μεταπτυχιακό Πρόγραμμα Σπουδών του Πανεπιστημίου
Θεσσαλίας για την απόκτηση του Μεταπτυχιακού Διπλώματος Ειδίκευσης με τίτλο
«Φυσικές Αρχές Βιοϊατρικής Απεικόνισης και Ακτινοπροστασία»

Τριμελής Εξεταστική Επιτροπή:
Γεωργούλιας Παναγιώτης, Καθηγητής ΠΘ
Βαλοτάσιου Βαρβάρα, Επ. Καθηγήτρια ΠΘ
Τσούγκος Ιωάννης, Καθηγητής ΠΘ

Λάρισα, 2023

Ευχαριστίες

Πρωτίστως θα ήθελα να ευχαριστήσω όλους όσους με βοήθησαν, ο καθένας με τον τρόπο του, στην εκπόνηση της διπλωματικής μου εργασίας.

Ευχαριστώ τον διευθυντή του ΠΜΣ και καθηγητή μου κ. Τσούγκο Ιωάννη για την ευκαιρία που μου έδωσε να ασχοληθώ με ένα τόσο ενδιαφέρον θέμα, καθώς και για όλη την καθοδήγηση που μου παρείχε. Θα ήθελα επίσης να ευχαριστήσω την κ. Τσιβάκα Δήμητρα για την στήριξή της και τις πολύτιμες συμβουλές της.

Καταλήγοντας, θα ήθελα να ευχαριστήσω την οικογένεια μου, η οποία μου έδωσε τη δυνατότητα να σπουδάσω σε μία αρκετά δύσκολη περίοδο και με υποστήριξε με κάθε τρόπο.

Πίνακας Περιεχομένων

Περίληψη	1
Abstract	2
1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ	3
1.1 Ορισμός PET	3
1.2 Αρχές απεικόνισης PET	3
1.3 Ποιότητα εικόνας PET – Παράγοντες που την επηρεάζουν	4
1.4 PET/CT συστήματα - Πλεονεκτήματα.....	5
1.5 Δοσιμετρία	6
1.6 Καλή λειτουργία PET/CT συστήματος	8
1.6.1 Ποιοτικός έλεγχος	8
2 ΣΚΟΠΟΣ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ.....	10
3 ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ.....	11
3.1 Διασφάλιση ποιότητας του PET/CT.....	11
3.2 Ποιοτικός έλεγχος στο PET	11
3.2.1 Χωρική ανάλυση	11
3.2.2 Ευαισθησία	11
3.2.3 Ποιότητα εικόνας	12
3.2.4 Απόδοση του ρυθμού καταμέτρησης – Κλάσμα διασποράς	12
3.2.5 Ακρίβεια διορθώσεων στον ρυθμό καταμέτρησης	13
3.3 Ποιοτικός έλεγχος στο CT.....	13
3.3.1 Γεωμετρική ακρίβεια.....	13

3.3.2	Θόρυβος εικόνας.....	13
3.3.3	Ομοιογένεια	13
3.3.4	Διακριτική ικανότητα υψηλής αντίθεσης.....	14
3.3.5	Διακριτική ικανότητα χαμηλής αντίθεσης	14
3.3.6	Πάχος τομής.....	14
3.3.7	Ακρίβεια και γραμμικότητα <i>CT number</i>	14
3.3.8	Ψευδοεικόνες	15
3.3.9	Επαλήθευση τιμών <i>CTDI_{air}</i> και <i>CTDI_w</i>	15
3.4	<i>Daily QC</i>	15
3.5	Μηχανικοί έλεγχοι.....	16
3.6	Έλεγχος θωρακίσεων.....	16
4	ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ	17
4.1	Μετρήσεις στο PET	17
4.1.1	Χωρική ανάλυση	17
4.1.2	Ευσαιθησία	19
4.1.3	Ποιότητα εικόνας	20
4.1.4	Ρυθμός καταμέτρησης – Κλάσμα διασποράς.....	21
4.1.5	Ακρίβεια – Διόρθωση στον ρυθμό καταμέτρησης.....	22
4.1.6	<i>Daily QC</i>	23
4.2	Μετρήσεις στο CT.....	24
4.2.1	Γεωμετρική ακρίβεια.....	24
4.2.2	Θόρυβος εικόνας.....	25
4.2.3	Ομοιογένεια	27
4.2.4	Διακριτική ικανότητα υψηλής αντίθεσης.....	28

4.2.5	Διακριτική ικανότητα χαμηλής αντίθεσης	32
4.2.6	Πάχος τομής.....	32
4.2.7	Ακρίβεια και γραμμικότητα <i>CT number</i>	35
4.2.8	Ψευδοεικόνες	37
4.2.9	Επαλήθευση τιμών <i>CTDI_{air}</i> και <i>CTDI_w</i>	37
4.3	Μηχανικοί έλεγχοι.....	40
4.4	Έλεγχος θωρακίσεων.....	40
5	ΣΥΖΗΤΗΣΗ – ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ.....	41
6	ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....	42

Περίληψη

Αντικείμενο της παρούσας διπλωματικής εργασίας αποτελεί ο Ποιοτικός Έλεγχος μιας PET/CT μονάδας με στόχο την ανάδειξη της σπουδαιότητας της ασφαλούς λειτουργίας του συστήματος.

Αρχικά, γίνεται μία θεωρητική εισαγωγή στα απεικονιστικά συστήματα με εστίαση στο PET και στη συμβολή του στην ιατρική κοινότητα. Παρέχεται αναλυτική περιγραφή της λειτουργίας του συστήματος και δίνεται με λεπτομέρεια το σύνολο των βασικών εννοιών και αρχών της απεικόνισης PET. Έπειτα, παρουσιάζονται οι παράγοντες που επηρεάζουν την ποιότητα της τομογραφικής εικόνας και κατ' επέκταση τη διάγνωση, ενώ ταυτόχρονα τονίζεται το πόσο σημαντική είναι η απόκτηση της βέλτιστης δυνατής λήψης. Καταλήγοντας, λοιπόν, στην αναγκαιότητα διόρθωσης και βελτίωσης της εικόνας, εισάγεται στο θεωρητικό μέρος το CT σύστημα και συγκεκριμένα περιγράφονται οι λόγοι και τα πλεονεκτήματα της συνδυασμένης PET/CT απεικόνισης. Στο τελευταίο μέρος της εισαγωγής αναδεικνύεται η σημασία της σωστής λειτουργίας του συστήματος PET/CT, τόσο για την ασφάλεια κοινού και εργαζομένων, όσο και για τη διασφάλιση της ποιότητας των λαμβανόμενων εικόνων, ενώ παρουσιάζεται και η διαδικασία του ποιοτικού ελέγχου για την επίτευξή της.

Στη συνέχεια, ακολουθεί η μεθοδολογία που χρησιμοποιήθηκε για την εκπόνηση της διπλωματικής εργασίας, στην οποία αναλύεται ξεχωριστά κάθε έλεγχος που πραγματοποιείται για τη διασφάλιση της απόδοσης του συστήματος μαζί με τα ομοιώματα που τον συνοδεύουν. Οι διαδικασίες του ποιοτικού ελέγχου που αφορούν το PET βασίζονται στα πρότυπα NEMA και αυτές που αφορούν το CT γίνονται με βάση τις οδηγίες της ΕΕΑΕ αλλά και του κατασκευαστή του συστήματος.

Τέλος, παρουσιάζονται τα αποτελέσματα και οι μετρήσεις που αποκτήθηκαν από τον έλεγχο αποδοχής της μονάδας PET/CT που εγκαταστάθηκε στο Πανεπιστημιακό Γενικό Νοσοκομείο της Λάρισας, προκειμένου να εξακριβωθεί εάν η μονάδα λειτουργεί εντός των επιτρεπτών ορίων και να εξαχθούν τα κατάλληλα συμπεράσματα.

Abstract

The subject of this thesis is the Quality Control of a PET/CT unit with the aim of highlighting the importance of its safe operation.

Firstly, a theoretical introduction to imaging systems is provided, with a focus on PET and its contribution to the medical community. A detailed description of the system's functionality is provided, along with an in-depth explanation of the fundamental concepts and principles of PET imaging. Subsequently, factors influencing the quality of the tomographic image and, therefore, the diagnosis are presented, emphasizing the significance of acquiring the optimal image. Having underscored the necessity for image correction and improvement, the CT system is introduced in the theoretical part of the thesis, specifically outlining the reasons and advantages of combined PET/CT imaging. The importance of the proper functioning of the PET/CT system is emphasized in the final part of the introduction, both for the safety of patients and staff, as well as for ensuring the quality of the acquired images. The quality control process for achieving this is also presented.

Following the introduction, the methodology used in this thesis is presented, analyzing each individual test conducted to ensure the system's performance, along with the accompanying phantoms. The quality control procedures related to PET are based on NEMA standards, while those concerning CT are performed according to the guidelines of the European Atomic Energy Agency (EEAE) and the system manufacturer.

Finally, the results and measurements obtained from the acceptance test of the PET/CT unit installed at the University General Hospital of Larissa are presented to ascertain whether the unit operates within permissible limits and to draw appropriate conclusions.

1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Οι απεικονιστικές μέθοδοι, στο σύνολό τους, είναι εξαιρετικά χρήσιμα εργαλεία για την ιατρική ρουτίνα. Με το πέρασμα των χρόνων, οι τεχνολογίες απεικόνισης βελτιώνονται διαρκώς και με γρήγορο ρυθμό, παρέχοντας όλο και μεγαλύτερη βοήθεια στο ιατρικό προσωπικό και κατ' επέκταση μεγαλύτερη σιγουριά στους εξεταζόμενους. Άλλωστε, εξίσου σημαντικός με τη διάγνωση της οποιασδήποτε παθολογίας είναι και ο σχεδιασμός της βέλτιστης θεραπείας.[18]

Η ανάγκη απεικόνισης της μεταβολικής δραστηριότητας του ανθρώπινου σώματος οδήγησε και στην εισαγωγή απεικονιστικών συστημάτων Πυρηνικής Ιατρικής, ένα εκ των οποίων είναι το PET (Positron Emission Tomography).[18]

1.1 Ορισμός PET

Η Τομογραφία Εκπομπής Ποζιτρονίων (Positron Emission Tomography – PET) είναι μια μέθοδος λειτουργικής απεικόνισης στην Πυρηνική Ιατρική, που χρησιμοποιείται για την παρακολούθηση τόσο της ανατομίας του σώματος, όσο και των μεταβολικών δραστηριοτήτων αυτού. Η απεικονιστική αυτή τεχνική δίνει πληροφορίες που βοηθούν στην έγκαιρη διάγνωση παθολογικών καταστάσεων, μέσω της ανίχνευσης διαταραχών σε λειτουργικό επίπεδο προτού αυτές γίνουν διακριτές ανατομικά, όπως και παθολογικών καταστάσεων που συνδέονται αποκλειστικά με λειτουργικές διαταραχές.[20][22]

Το PET συμβάλλει σημαντικά, εκτός από τη διάγνωση όγκων, στο σχεδιασμό και στην παρακολούθηση της ακτινοθεραπείας, αποτελώντας έτσι καθιερωμένη πρακτική στην ογκολογία. Επιπλέον, συχνή είναι η χρήση αυτής της μεθόδου στην καρδιολογία, για απεικόνιση της βιωσιμότητας και αιμάτωσης του μυοκαρδίου, αλλά και στη νευρολογία, για απεικόνιση αιμάτωσης και νευροϋποδοχέων. Είναι, λοιπόν, μια απεικονιστική διαδικασία με ένα ευρύ φάσμα κλινικών και ερευνητικών εφαρμογών.[9]

1.2 Αρχές απεικόνισης PET

Η διαδικασία της απεικόνισης PET ξεκινάει με τη χορήγηση (συνήθως ενδοφλέβια) στον ασθενή ενός ιχνηθέτη/ραδιοφαρμάκου, κατάλληλου, ώστε να συγκεντρώνεται επιλεκτικά στην περιοχή ενδιαφέροντος. Ένας ιχνηθέτης είναι μια βιολογική ένωση επισημασμένη με ραδιονουκλίδιο, το οποίο εκπέμπει ποζιτρόνια. Η επισημασμένη ουσία προσλαμβάνεται από τους ιστούς του ασθενούς, όπου διασπάται και εκπέμπει ποζιτρόνια, τα οποία αλληλεπιδρούν με την ύλη και με διαδοχικές σκεδάσεις χάνουν την αρχικά μεγάλη κινητική τους ενέργεια. Όταν αυτή φτάνει στο μηδέν, τα ποζιτρόνια αλληλεπιδρούν με ηλεκτρόνια και εξαυλώνονται, πολύ κοντά στο σημείο εκπομπής τους, παράγοντας δύο φωτόνια (ακτίνες γ), ενέργειας 511 keV, κινούμενα αντιδιαμετρικά. Η ακτινοβολία γ διαπερνά τους ιστούς και ανιχνεύεται από τον PET scanner, ο οποίος

περιβάλλει τον ασθενή. Στην περίπτωση που δύο φωτόνια ανιχνευτούν ταυτόχρονα από αντιδιαμετρικούς ανιχνευτές, τότε σε κάποιο σημείο της γραμμής που συνδέει τα δύο σημεία πρόσπτωσης έχει συμβεί εξάϋλωση. Ύστερα από την ανίχνευση αρκετών γεγονότων εξάϋλωσης, υπολογίζεται η κατανομή του ραδιοφαρμάκου από ειδικούς αλγόριθμους ανασύστασης. Έτσι, με τη βοήθεια ενός αλγορίθμου ανασύστασης, δημιουργούνται τομογραφικές εικόνες που αντικατοπτρίζουν τους απεικονιζόμενους ιστούς ως προς τη συγκέντρωση σε ραδιοφάρμακο. Η εικόνα PET δίνει πληροφορίες για την ανατομία αλλά και τη λειτουργία της απεικονιζόμενης περιοχής, εφόσον η κατανομή του ραδιοφαρμάκου εξαρτάται από τις βιοκινητικές του ιδιότητες και την παθοφυσιολογία της περιοχής που εξετάζεται.[15][20][22]

Ραδιονουκλίδια

Τα ραδιονουκλίδια που χρησιμοποιούνται στην απεικόνιση PET έχουν αρκετά μικρό χρόνο ημιζωής και απαιτούν για την παραγωγή τους κύκλοτρο ή γεννήτρια, που να βρίσκεται στην ίδια τοποθεσία όπου αυτά θα χρησιμοποιηθούν. Το ^{18}F – FDG (Fluorodeoxyglucose) είναι το μόνο ραδιονουκλίδιο που μπορεί να παρασκευαστεί σε κάποια απόσταση και να αποσταλεί στο νοσοκομείο (χρόνος ημιζωής $T_{1/2} = 110\text{min}$), γεγονός που έχει συμβάλει σημαντικά στην ευρεία χρήση του PET ως διαγνωστικό εργαλείο στην ογκολογία.[9]

Διαδικασία ανίχνευσης και αποδοχής γεγονότων

Για τη δημιουργία της εικόνας, όπως έχει αναφερθεί και παραπάνω, χρησιμοποιούνται μόνο γεγονότα σε σύμπτωση, δηλαδή φωτόνια που το σύστημα ανιχνεύει ταυτόχρονα και προέρχονται από το ίδιο συμβάν εξάϋλωσης. Πιο συγκεκριμένα, η απεικόνιση βασίζεται στον καθορισμό της ευθείας (Line Of Response – LOR) στην οποία βρίσκονται τα αντιδιαμετρικώς κινούμενα φωτόνια, αφού κατά μήκος αυτής έχει συμβεί η εκπομπή του ποζιτρονίου. Οι εικόνες κατανομής του ραδιοφαρμάκου παράγονται με την απομόνωση των LOR ανά φέτα του ασθενούς. Οι LOR που δεν πρέπει να συμμετέχουν στον σχηματισμό της εικόνας αφορούν πολλαπλά γεγονότα, τυχαία γεγονότα και γεγονότα σκέδασης. Οπότε, πιο συνοπτικά, η διαδικασία ανίχνευσης και αποδοχής των συμβάντων ξεκινάει με την ανίχνευση των φωτονίων και τον καθορισμό της θέσης τους (LOR) και σε τελικό στάδιο ελέγχεται η σύμπτωσή τους.[15]

1.3 Ποιότητα εικόνας PET – Παράγοντες που την επηρεάζουν

Προκειμένου να παρέχονται ακριβείς πληροφορίες και κατ' επέκταση να γίνεται σωστή διάγνωση και να αποφεύγονται πιθανά λάθη ή επανάληψη της εξέτασης, είναι απαραίτητο να έχει ληφθεί μια καλής ποιότητας εικόνα. Ωστόσο, υπάρχουν ορισμένοι παράγοντες που επηρεάζουν την τομογραφική εικόνα.

Στους βασικότερους αυτούς παράγοντες συμπεριλαμβάνεται και η χωρική διακριτική ικανότητα, δηλαδή το μέτρο της ελάχιστης απόστασης ανάμεσα σε δύο σημεία που

μπορούν να διακριθούν στην εικόνα. Σφάλματα στον καθορισμό των LOR που συμμετέχουν στη δημιουργία της εικόνας, έχουν αρνητική επίδραση στην διακριτική ικανότητα και άρα υποβαθμίζουν την ποιότητα της λαμβανόμενης εικόνας.

Η ευαισθησία του τομογράφου είναι ένας ακόμη παράγοντας που επηρεάζει την ποιότητα της εικόνας. Πιο συγκεκριμένα, το χρονικό παράθυρο σύμπτωσης (χρονικό διάστημα μικρότερο μιας δεδομένης τιμής, μέσα στο οποίο φτάνουν τα δύο σήματα από τους ανιχνευτές) επηρεάζει την ευαισθησία του τομογράφου και επομένως το λόγο σήματος προς θόρυβο της εικόνας. Το εύρος του πρέπει να είναι αρκετά μεγάλο ώστε να καταγράφονται όλα τα πραγματικά γεγονότα και ταυτόχρονα αρκετά μικρό για να αποφεύγεται η καταγραφή τυχαίων γεγονότων.[20]

Κατά τη διαδρομή των φωτονίων μέσα στο σώμα του ασθενούς, υπάρχει η πιθανότητα εξασθένησής τους προτού φτάσουν στους ανιχνευτές. Η εξασθένησή τους οδηγεί στην καταγραφή εσφαλμένου χάρτη της τοποθεσίας ενεργότητας του ραδιοφαρμάκου. Αυτό έχει σαν αποτέλεσμα να παρατηρείται υποβάθμιση της εικόνας, μεταβάλλοντας την οπτική ποιότητά της αλλά και την ποσοτική ακρίβεια των δεδομένων. Διακρίνονται οι περιπτώσεις τόσο απορρόφησης όσο και σκέδασης φωτονίων, οι οποίες επηρεάζουν την τελική εικόνα. Πιο συγκεκριμένα, λόγω απορρόφησης true LOR δεν ανιχνεύονται και δε συμμετέχουν στη δημιουργία της εικόνας, ενώ λόγω σκέδασης false LOR συμμετέχουν σε αυτή. Η πιθανότητα απορρόφησης ή σκέδασης φωτονίων εξαρτάται από το σημείο εκπομπής τους και συνεπώς περιοχές με την ίδια πρόσληψη ραδιοφαρμάκου φαίνονται στην εικόνα να έχουν διαφορετική πρόσληψη. Έτσι καθίσταται αδύνατη η ποσοτικοποίηση της εικόνας.[17]

1.4 PET/CT συστήματα - Πλεονεκτήματα

Από όλα όσα προαναφέρθηκαν, προκύπτει η ανάγκη διόρθωσης της απορρόφησης και κατ' επέκταση της λαμβανόμενης εικόνας. Για το σκοπό αυτό απαιτείται η ακριβής μορφολογία των διαφόρων ιστών και η εξασθένηση που προκαλεί ο καθένας. Το σύστημα που μπορεί να παρέχει όλες αυτές τις πληροφορίες είναι το CT (Computed Tomography). Η PET απεικόνιση παρέχει πληροφορίες για τη μεταβολική δραστηριότητα του σώματος, όμως η ικανότητά της να οπτικοποιεί τις ανατομικές δομές είναι περιορισμένη. Ο συνδυασμός των δύο συστημάτων απεικόνισης PET και CT επιτρέπει την απόκτηση διαδοχικών εικόνων και των δύο τεχνικών σε μία μόνο λήψη, συγχωνευμένες σε μία ενιαία εικόνα. Με αυτόν τον τρόπο η λειτουργική απεικόνιση PET ευθυγραμμίζεται με μεγαλύτερη ακρίβεια με την ανατομική αναπαράσταση που προσφέρει η απεικόνιση CT.

Είναι φανερό ότι η συνδυασμένη PET/CT απεικόνιση έχει πολλαπλά πλεονεκτήματα με βασικότερο, όπως προαναφέρθηκε, το γεγονός ότι παρέχει πληροφορίες τόσο για βιοχημικές ιδιότητες όσο και για την ανατομία των ιστών. Μέσα από την ακριβή καταγραφή μεταβολικών και συνάμα ανατομικών ευρημάτων, αποκτούνται περισσότερες και εγκυρότερες πληροφορίες που βοηθούν σημαντικά στη διάγνωση, στη σταδιοποίηση

όγκων, στον σχεδιασμό θεραπείας, αλλά και στην αξιολόγηση της ανταπόκρισης στην εκάστοτε θεραπεία.

Επιπλέον, λαμβάνονται υψηλής ποιότητας CT εικόνες σε χωρική συμφωνία με τις PET εικόνες, με αποτέλεσμα η διόρθωση της εξασθένησης των δεδομένων του PET να πραγματοποιείται με τα δεδομένα εικόνας του CT. Επομένως, οι εικόνες PET είναι διορθωμένες για απορρόφηση και σκέδαση με το βέλτιστο χάρτη εξασθένησης (εικόνες CT). [1][4][13][17][22]

Ένα ακόμη αξιοσημείωτο πλεονέκτημα της PET/CT απεικόνισης αφορά τη διαδικασία και το χρόνο της εξέτασης. Η προετοιμασία αυτής είναι εύκολη και σύντομη, καθώς απαιτείται μόλις μία ώρα αναμονής του ασθενούς μετά τη χορήγηση του ραδιοφαρμάκου. Οι λήψεις κατά την διεξαγωγή της εξέτασης διαρκούν περίπου 20-25 λεπτά, ενώ το transmission scan διαρκεί μόλις 1-2 λεπτά.[1]

Τέλος, απόλυτα ικανοποιητική είναι και η διακριτική ικανότητα στην PET/CT απεικόνιση, αφού μπορούν να ανιχνευθούν μέχρι και πολύ μικρού μεγέθους βλάβες.[19]

Στην Εικόνα 1.1 απεικονίζεται ένα μοντέλο σαρωτή που συνδυάζει τις δύο τεχνολογίες απεικόνισης PET και CT.



Εικόνα 1.1: Σαρωτής PET/CT

1.5 Δοσιμετρία

Αναπόσπαστο κομμάτι του κλάδου της Πυρηνικής Ιατρικής αποτελεί η Δοσιμετρία, κυρίως εφόσον η PET/CT απεικόνιση χρησιμοποιεί ιοντίζουσες ακτινοβολίες. Βασικοί στόχοι της δοσιμετρίας είναι ο έλεγχος της έκθεσης σε ακτινοβολία, η καταγραφή υψηλών δόσεων, η αξιολόγηση εργασιακών πρακτικών, ο καθορισμός και η αναθεώρηση της ταξινόμησης εργαζομένων και περιοχών. Για την επίτευξη των παραπάνω δοσιμετρούνται οι εργαζόμενοι που εκτίθενται σε ακτινοβολία, δηλαδή εκείνοι που παρασκευάζουν και χορηγούν ραδιοφάρμακα, που πραγματοποιούν τις εξετάσεις, εκείνοι

που εκτελούν ποιοτικούς ελέγχους, όπως και όσοι απασχολούνται σε επιβλεπόμενες περιοχές.[21]

Όσον αφορά την ταξινόμηση των παραπάνω εργαζόμενων, σύμφωνα με την οδηγία της ΕΕ Ευρατόμ, τα κράτη μέλη διασφαλίζουν ότι για τους σκοπούς της παρακολούθησης και επιτήρησης, γίνεται διάκριση μεταξύ δύο κατηγοριών εκτιθέμενων. Οι εργαζόμενοι της κατηγορίας Α είναι αυτοί που ενδέχεται να λάβουν ενεργό δόση μεγαλύτερη από 6mSv ανά έτος και οι εργαζόμενοι της κατηγορίας Β, οι οποίοι είναι εκτιθέμενοι εργαζόμενοι που όμως δεν ταξινομούνται στην κατηγορία Α.

Παράλληλα, ταξινομούνται και οι περιοχές σε ελεγχόμενες και επιβλεπόμενες. Στην ελεγχόμενη περιοχή απαιτούνται ειδικά μέτρα ασφαλείας για τον έλεγχο και την πρόληψη της έκθεσης, ενώ επιβλεπόμενη περιοχή θεωρείται οποιαδήποτε περιοχή δεν εντάσσεται στις ελεγχόμενες, στην οποία όμως οι συνθήκες επαγγελματικής έκθεσης πρέπει να ελέγχονται.

Οι εργαζόμενοι των παραπάνω περιοχών διαθέτουν τα προσωπικά τους δοσίμετρα, τόσο για την ατομική τους παρακολούθηση, όσο και για την αξιολόγηση της επαγγελματικής έκθεσης στον εκάστοτε χώρο εργασίας. Πιο αναλυτικά, το προσωπικό που απασχολείται σε ελεγχόμενη περιοχή μπορεί να δεχτεί σημαντική επαγγελματική έκθεση, γι' αυτό και απαιτείται επαρκής ατομική παρακολούθηση. Από την άλλη, κάθε εργαζόμενος που απασχολείται σε επιβλεπόμενη περιοχή ή εισέρχεται περιστασιακά σε ελεγχόμενη, οφείλει να δοσιμετρείται προκειμένου να αξιολογηθεί η επαγγελματική του έκθεση, κάτι που μπορεί να επιτευχθεί και μέσω της παρακολούθησης του χώρου εργασίας. Για κάθε εργαζόμενο, για τον οποίο απαιτείται αξιολόγηση της έκθεσής του, τηρούνται αρχεία καταγραφής δόσεων (αρχεία επαγγελματικής έκθεσης).

Η θέση στην οποία τοποθετούνται τα δοσίμετρα, καθώς και ο αριθμός αυτών εξαρτάται από την εργασία που εκτελεί το κάθε μέλος του προσωπικού και είναι σημαντικό να χρησιμοποιούνται επιμελώς.

Σύμφωνα με την ΙΑΕΑ (International Atomic Energy Agency), σε ότι αφορά την ατομική παρακολούθηση, είναι απαραίτητη η επίσημη έρευνα από την Ρυθμιστική Αρχή στις περιπτώσεις που:

- Η μεμονωμένη ετήσια συνολική δόση υπερβαίνει το όριο
- Λαμβάνει χώρα κάποιο σοβαρό ατύχημα ή σφάλμα
- Οποιαδήποτε από τις λειτουργικές παραμέτρους που υπόκεινται σε περιοδικό ποιοτικό έλεγχο είναι εκτός του κανονικού εύρους που έχει καθοριστεί για τις συνθήκες λειτουργίας

Είναι σημαντικό να ακολουθούνται αυστηρά τα μέτρα για την αποφυγή υψηλών δόσεων ακτινοβολίας από όλους τους εργαζόμενους.

1.6 Καλή λειτουργία PET/CT συστήματος

Ο τομέας των ιοντιζουσών ακτινοβολιών και συγκεκριμένα της Πυρηνικής Ιατρικής, στην οποία εντάσσεται και η PET/CT απεικόνιση, εξελίσσεται συνεχώς, με λογικό επακόλουθο να δίνεται ιδιαίτερη προσοχή στην δημιουργία προγραμμάτων διασφάλισης ποιότητας και στον ποιοτικό έλεγχο.

Το κύριο ζητούμενο της PET/CT απεικόνισης είναι η δημιουργία μιας καλής εικόνας, δηλαδή μιας εικόνας χωρίς τεχνικά σφάλματα, που να παρέχει ακριβή διάγνωση και ταυτόχρονα να διενεργείται σε ένα πλαίσιο ασφάλειας για όλους τους εμπλεκόμενους. Γι' αυτό το λόγο, είναι σημαντική η ομαλή λειτουργία της PET/CT μονάδας.

Πιο συγκεκριμένα, για να επιτευχθεί αυτό κρίνεται απαραίτητη η διαδικασία διασφάλισης της ποιότητας του συστήματος μετά την εγκατάστασή του, καθώς και μελλοντικοί περιοδικοί έλεγχοι ποιότητας καθ' όλη τη διάρκεια λειτουργίας και χρήσης του. Με αυτόν τον τρόπο εξετάζεται τακτικά η απόδοση του συστήματος και ο χρησιμοποιούμενος εξοπλισμός, ώστε να εφαρμόζονται εγκαίρως διορθωτικές ενέργειες, εφόσον είναι αναγκαίο. Επιπλέον, σημαντικό ρόλο έχει και η δοσιμετρία, όπως αναφέρθηκε παραπάνω, σε συνδυασμό με την τήρηση κανόνων και μέτρων ακτινοπροστασίας, που εξασφαλίζουν την ασφάλεια στην λειτουργία κάθε μονάδας PET/CT.[1][21]

1.6.1 Ποιοτικός έλεγχος

Η πρωταρχική διαδικασία για την διασφάλιση της ποιότητας μιας εγκατάστασης PET/CT είναι ο έλεγχος της απόδοσής της (Acceptance Testing). Αυτός αποτελείται από μια σειρά τυποποιημένων διαδικασιών και μετρήσεων, μέσω των οποίων αξιολογείται η απόδοση του PET/CT συστήματος, ώστε να εγκριθεί και να ξεκινήσει η λειτουργία του. Επιπροσθέτως, μετά την έναρξη της λειτουργίας του πραγματοποιούνται περιοδικοί έλεγχοι ποιότητας με καθορισμένη συχνότητα ο καθένας, όπως προβλέπεται από τον κατασκευαστή και αρμόδιους οργανισμούς, προκειμένου να διασφαλίζεται η επαρκής απόδοση του συστήματος στην κλινική χρήση του.[5][11]

Συνοπτικά, οι μετρήσεις που γίνονται κατά τη διαδικασία του ποιοτικού ελέγχου αφορούν για το CT σύστημα:[3][i]

- Γενικούς ελέγχους που σχετίζονται με διάφορες ενδείξεις, σημάνσεις και εξαρτήματα ακτινοπροστασίας.
- Ελέγχους γεωμετρίας της δέσμης.
- Ελέγχους των παραμέτρων ποιότητας εικόνας.
- Ελέγχους δοσιμετρίας.
- Τον έλεγχο θωρακίσεων.

και για το PET σύστημα:[3][5][11][16]

- Μηχανικούς ελέγχους
- Τη χωρική ανάλυση του συστήματος
- Την ευαισθησία του συστήματος
- Την ποιότητα της εικόνας
- Την απόδοση του ρυθμού καταμέτρησης
- Την ακρίβεια των διορθώσεων στον ρυθμό καταμέτρησης
- Την ανάλυση χρονισμού και ενέργειας

2 ΣΚΟΠΟΣ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Κύριος στόχος της παρούσας διπλωματικής εργασίας είναι η ανάδειξη της σπουδαιότητας των ποιοτικών ελέγχων, καθώς και της ασφαλούς λειτουργίας ενός συστήματος PET/CT.

Ο στόχος αυτός επιτυγχάνεται μέσα από την παρουσίαση των βασικών απαιτήσεων της PET/CT απεικόνισης, δηλαδή τη λήψη μιας καλής εικόνας σε συνδυασμό με την παροχή ασφάλειας σε ασθενείς αλλά και εργαζόμενους. Πιο συγκεκριμένα, για τη βοήθεια του σκοπού της εργασίας πραγματοποιείται μελέτη και λεπτομερειακή περιγραφή τόσο του συνόλου των ελέγχων που εκτελούνται στο στάδιο του Acceptance Testing (Έλεγχος Αποδοχής) μιας μονάδας PET/CT, όσο και των περιοδικών ελέγχων ποιότητας στην κλινική ρουτίνα. Η περιγραφή των ελέγχων που αφορούν το PET και αυτών που αφορούν το CT γίνεται ξεχωριστά, ενώ κάθε έλεγχος ακολουθεί συγκεκριμένα πρότυπα τα οποία αναφέρονται επακριβώς.

Παράλληλα, εξαιρετικά σημαντική για την επίτευξη του στόχου της εργασίας είναι η ανάλυση των αποτελεσμάτων που προκύπτουν από τον ποιοτικό έλεγχο της PET/CT εγκατάστασης στο Πανεπιστημιακό Γενικό Νοσοκομείο της Λάρισας. Μέσω αυτού εξάγονται τα απαραίτητα συμπεράσματα για τη λειτουργία του συστήματος.

3 ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ

3.1 Διασφάλιση ποιότητας του PET/CT

Για να εγκριθεί ένα PET/CT σύστημα, όπως προαναφέρθηκε, απαιτείται ένα σύνολο τυποποιημένων διαδικασιών και μετρήσεων. Ο έλεγχος της απόδοσης του PET συστήματος πραγματοποιείται σύμφωνα με τα πρότυπα NEMA (National Electrical Manufacturers Association), ενώ για τον ποιοτικό έλεγχο του CT χρησιμοποιούνται οι κατευθυντήριες οδηγίες της ΕΕΑΕ (Ελληνική Επιτροπή Ατομικής Ενέργειας) και οι συστάσεις του κατασκευαστή. Με βάση τα παραπάνω, πραγματοποιείται μια σειρά πειραμάτων και αναλύσεων, με χρήση τυποποιημένων ομοιωμάτων απεικόνισης, προκειμένου να αξιολογηθεί η απόδοση του συστήματος. Το σύνολο αυτών των πειραμάτων και καθένα από τα χρησιμοποιούμενα ομοιώματα επεξηγούνται λεπτομερειακά παρακάτω.[11][14]

3.2 Ποιοτικός έλεγχος στο PET

Παρακάτω περιγράφεται η σειρά των ελέγχων αποδοχής που γίνονται στο σύστημα PET με βάση τα πρότυπα NEMA, καθώς και ο Daily QC που εκτελείται στην κλινική ρουτίνα.

3.2.1 Χωρική ανάλυση

Η χωρική ανάλυση ενός συστήματος PET αντιπροσωπεύει την ικανότητά του να διακρίνει δύο σημειακές πηγές ραδιενέργειας, μετά την ανακατασκευή της εικόνας.

Ο έλεγχος και η μέτρηση της χωρικής διακριτικής ικανότητας πραγματοποιείται με τη χρήση τριχοειδών σωλήνων - σημειακών πηγών $^{18}\text{F-FDG}$ με μήκος που δεν πρέπει να υπερβαίνει το 1mm, τοποθετημένων σε διαφορετικές θέσεις του πεδίου απεικόνισης (FOV – Field Of View). Για τη σωστή τοποθέτηση των πηγών χρησιμοποιείται ειδικό στήριγμα, το οποίο προσαρμόζεται στη «θήκη» συγκράτησης των ομοιωμάτων. Ολόκληρη η διάταξη με τις πηγές μετακινείται στο πεδίο απεικόνισης του CT και ευθυγραμμίζεται κατάλληλα με τα λείζερ. Έπειτα, με βάση το πρωτόκολλο του κατασκευαστή, λαμβάνονται τα δεδομένα. Μετά τη λήψη γίνεται η ανακατασκευή της εικόνας και υπολογίζεται η χωρική ανάλυση για το πλήρες πλάτος στο μισό μέγιστο και στο δέκατο μέγιστο (FWHM, FWTM) στην αξονική, ακτινική και εφαπτομενική διεύθυνση.[7][8]

3.2.2 Ευαισθησία

Η ευαισθησία αφορά την ικανότητα του συστήματος να ανιχνεύει τα γεγονότα σε σύμπτωση ανά δευτερόλεπτο.

Ο έλεγχός της γίνεται με χαμηλά επίπεδα ραδιενέργειας, ώστε να επιτυγχάνονται αμελητέες απώλειες μέτρησης (λόγω νεκρού χρόνου). Κατά τη διαδικασία αυτή πραγματοποιείται μέτρηση του αριθμού των ανιχνευόμενων γεγονότων σε σύμπτωση για κάθε μονάδα ραδιενέργειας και για διαφορετικές ακτινικές αποστάσεις στο πεδίο απεικόνισης (FOV). Πιο αναλυτικά, οι μετρήσεις ευαισθησίας γίνονται με τη χρήση γραμμικής πηγής ^{18}F -FDG, την οποία περιβάλλουν διαδοχικά διάφορες ποσότητες υλικού εξασθένησης (τριχοειδείς σωλήνες), ενώ στη συνέχεια υπολογίζεται ο ρυθμός μέτρησης χωρίς εξασθένηση. Με βάση το πρωτόκολλο του κατασκευαστή, η διάταξη ευθυγραμμίζεται με τα λέιζερ και ξεκινάει η λήψη των δεδομένων. Έπειτα, με κατάλληλο πρόγραμμα επεξεργασίας αφαιρούνται τα τυχαία γεγονότα για να ληφθούν τα αποτελέσματα της ευαισθησίας μόνο αληθών.[10][14][16]

3.2.3 Ποιότητα εικόνας

Για την αξιολόγηση της ποιότητας της εικόνας πραγματοποιείται μια διαδικασία, κατά την οποία μετράται η απόδοση του συστήματος PET σε μια προσομοίωση κλινικής κατάστασης σάρωσης ολόκληρου του σώματος. Γι' αυτό το σκοπό χρησιμοποιείται το Image Quality Nema Phantom (ένα ομοίωμα σώματος), που αποτελείται από μία ένθετη περιοχή προσομοίωσης πνευμονικού ιστού στο κέντρο και έξι σφαίρες διαφορετικών διαμέτρων και όγκων τοποθετημένες περιμετρικά (άλλες θερμές και άλλες όχι). Το ομοίωμα περιλαμβάνει κάποιες θερμές περιοχές, ενώ υπάρχει και ακτινοβολία υποβάθρου. Υπό αυτές τις συνθήκες και μετά από διαδοχικές λήψεις αποκτούνται τα δεδομένα και με τη βοήθεια του προγράμματος επεξεργασίας υπολογίζονται το σφάλμα στο ομοίωμα του πνεύμονα, η αντίθεση και η διακύμανση του υποστρώματος των θερμών και των ψυχρών σφαιρών. Οι μετρήσεις αυτές πρέπει να είναι εντός των αποδεκτών ορίων που δίνει ο κατασκευαστής.[11][12][16]

3.2.4 Απόδοση του ρυθμού καταμέτρησης – Κλάσμα διασποράς

Η συγκεκριμένη δοκιμή ελέγχει την απόδοση του ρυθμού μέτρησης του σαρωτή σε ένα σύνολο επιπέδων ραδιενέργειας, ενώ το κλάσμα διασποράς αφορά την ευαισθησία του σαρωτή σε γεγονότα σύμπτωσης που προκαλούνται από τη διασπορά.

Για την αξιολόγηση της απόδοσης αυτής απαιτείται μεγάλη ποσότητα δραστηριότητας σε σχετικά μικρό όγκο. Οι σχετικές μετρήσεις γίνονται με τη χρήση του ομοιώματος σκέδασης PET Phantom - NEMA 2012/IEC 2012. Το ομοίωμα περιλαμβάνει μία γραμμική πηγή και τοποθετείται στο κέντρο του FOV, ευθυγραμμισμένο αξονικά με τον τομογράφο. Μετά την απόκτηση των δεδομένων βάση πρωτοκόλλου του κατασκευαστή, υπολογίζονται οι ρυθμοί αληθών και τυχαίων μετρήσεων, μετρήσεων ισοδύναμου θορύβου και διασποράς.[2][5][12]

3.2.5 Ακρίβεια διορθώσεων στον ρυθμό καταμέτρησης

Η δοκιμή αυτή μετρά το σφάλμα στις πραγματικές μετρήσεις σε ανακατασκευασμένες εικόνες, δηλαδή ελέγχει την ακρίβεια διόρθωσης λόγω της απώλειας κρούσεων και των τυχαίων μετρήσεων. Ο έλεγχος αυτός γίνεται χρησιμοποιώντας τα δεδομένα που αποκτήθηκαν κατά την προηγούμενη δοκιμή της απόδοσης του ρυθμού καταμέτρησης. Συγκεκριμένα, η ακρίβεια των παραπάνω διορθώσεων ελέγχεται συγκρίνοντας τον πραγματικό ρυθμό που υπολογίστηκε χρησιμοποιώντας τις διορθώσεις των τυχαίων συμβάντων και των απωλειών λόγω νεκρού χρόνου, με τον πραγματικό ρυθμό που προκύπτει από μετρήσεις με αμελητέες απώλειες και τυχαία γεγονότα. [2][5][7][8][10][11][12][14][16]

3.3 Ποιοτικός έλεγχος στο CT

Όπως προαναφέρθηκε ο ποιοτικός έλεγχος του CT γίνεται σύμφωνα με τις κατευθυντήριες οδηγίες της ΕΕΑΕ για τους περιοδικούς ελέγχους των υπολογιστικών τομογράφων, αλλά και τις συστάσεις του κατασκευαστή. Παρακάτω δίνεται μια περιγραφή για τη διεξαγωγή καθενός από αυτούς τους ελέγχους.

3.3.1 Γεωμετρική ακρίβεια

Ο έλεγχος για τη γεωμετρική ακρίβεια αφορά τη γεωμετρία της δέσμης και πιο συγκεκριμένα τη σύμπτωση των laser με την απεικονιζόμενη τομή. Με άλλα λόγια τα όρια της σάρωσης πρέπει να συμπίπτουν τόσο με τα laser όσο και με τα όρια της εικόνας του SPR (Scan Projection Radiograph). Για τον έλεγχο αυτό, βάση του πρωτοκόλλου, χρησιμοποιείται ομοίωμα κυλινδρικό με οπτικές ενδείξεις του εγκάρσιου, στεφανιαίου και οβελιαίου επιπέδου και αντίστοιχες εγκοπές ή ακτινοσκοπικές ενδείξεις για την απεικόνιση των τριών επιπέδων στην εικόνα CT. Επιλέγεται το ελάχιστο δυνατό πάχος τομής και το ομοίωμα ευθυγραμμίζεται κατάλληλα με τα laser. Υπό αυτές τις συνθήκες γίνονται επαναλαμβανόμενες σαρώσεις και υπολογίζεται η απόκλιση μεταξύ της θέσης του laser και της θέσης της τομής. [3][i]

3.3.2 Θόρυβος εικόνας

Σε αυτή τη διαδικασία ελέγχεται η σταθεροποίηση του θορύβου στα αποδεκτά επίπεδα, με τη βοήθεια κυλινδρικού ομοιώματος νερού του κατασκευαστή. Ο υπολογισμός γίνεται μέσω της τυπικής απόκλισης SD (Standard Deviation) των CT numbers νερού στην περιοχή του κέντρου αλλά και σε διάφορες περιοχές της περιφέρειας της εικόνας, με τη χρήση προτεινόμενων πρωτοκόλλων σάρωσης του κατασκευαστή. [3][i]

3.3.3 Ομοιογένεια

Ο έλεγχος αυτός γίνεται για να εντοπιστούν πιθανές ανομοιογένειες στα CT numbers και για τη διεξαγωγή του χρησιμοποιείται κυλινδρικό ομοίωμα νερού. Τοποθετούνται ROIs,

στο κέντρο και περιφερικά, σε εικόνες που προέρχεται από ομοιόμορφη περιοχή νερού του ομοιώματος και υπολογίζεται η χωρική ομοιογένεια βάση ενός από τα προκαθορισμένα πρωτόκολλα του κατασκευαστή.[3][i]

3.3.4 Διακριτική ικανότητα υψηλής αντίθεσης

Η χωρική διακριτική ικανότητα υψηλής αντίθεσης αφορά τη διαγνωστική ποιότητα της εικόνας σε δομές υψηλής αντίθεσης. Για τον έλεγχο της χρησιμοποιείται ένα ομοίωμα που αποτελείται από δομές υψηλής αντίθεσης σε σχέση με τις περιβάλλουσες δομές και οι συνθήκες ακτινοβολίας που δίνονται στο πρωτόκολλο του κατασκευαστή. Μετά τη σάρωση εξάγεται η καμπύλη MTF (Modulation Transfer Function) από την οποία φαίνεται η αντίθεση που διατηρείται σε συνάρτηση με τη συχνότητα.[3][i]

Καμπύλη MTF

Η καμπύλη αυτή ξεκινάει στην τιμή 1 για συχνότητα 0 και όσο η συχνότητα αυξάνεται η αντίστοιχη τιμή MTF μειώνεται. Για MTF 1 υπάρχει πλήρης διατήρηση της αντίθεσης ενώ απώλεια αυτής παρατηρείται με πτώση της MTF.

3.3.5 Διακριτική ικανότητα χαμηλής αντίθεσης

Η χωρική διακριτική ικανότητα χαμηλής αντίθεσης σχετίζεται με τη διαγνωστική ποιότητα της εικόνας σε δομές χαμηλής αντίθεσης. Ο έλεγχος της γίνεται με τη χρήση κατάλληλου ομοιώματος που αποτελείται από δομές διαφορετικών διαστάσεων και χαμηλής αντίθεσης σε σχέση με τις περιβάλλουσες, το οποίο σαρώνεται με στοιχεία ακτινοβολίας που προβλέπονται από το πρωτόκολλο του κατασκευαστή. Στη συνέχεια η διακριτική ικανότητα εκτιμάται οπτικά στη διαγνωστική οθόνη.[3][i]

3.3.6 Πάχος τομής

Στον συγκεκριμένο έλεγχο υπολογίζεται το πάχος τομής της ανακατασκευασμένης εικόνας και συγκρίνεται με το ονομαστικό πάχος που επιλέγεται από την κονσόλα. Ο υπολογισμός αυτός πραγματοποιείται για διαφορετικές τιμές του ονομαστικού πάχους και με τη χρήση κατάλληλου ομοιώματος, το οποίο περιλαμβάνει ράμπες σε δεδομένη γωνία με το επίπεδο της τομής. Οι μετρήσεις γίνονται στην παραγόμενη εικόνα και στη συνέχεια υπολογίζεται το FWHM (Full Width at Half Maximum) για να βρεθεί το πραγματικό πάχος της τομής.[3][i]

3.3.7 Ακρίβεια και γραμμικότητα CT number

Στον έλεγχο ακρίβειας γίνονται μετρήσεις των CT number του νερού και του αέρα σε διαφορετικές περιοχές του ομοιώματος, με τη χρήση του προτεινόμενου πρωτοκόλλου του κατασκευαστή. Αυτός ο έλεγχος γίνεται προκειμένου να επιβεβαιωθεί η βαθμονόμηση των CT number για κάθε υλικό.

Για τον έλεγχο της γραμμικότητας των CT number χρησιμοποιείται ομοίωμα που διαθέτει δομές από υλικά διαφορετικής πυκνότητας και η σάρωση γίνεται με δεδομένα στοιχεία ακτινοβολήσης. Ο έλεγχος αυτός πραγματοποιείται προκειμένου να ελεγχθεί η γραμμικότητα των CT number συναρτήσει της ηλεκτρονιακής πυκνότητας.

Σε κάθε περίπτωση χρειάζεται κατάλληλη επιλογή παραθύρου, ώστε να είναι ορατές οι δομές και τοποθετούνται ROI εντός κάθε δομής, από όπου καταγράφονται τα CT numbers.[3][i]

3.3.8 Ψευδοεικόνες

Ο έλεγχος αυτός γίνεται για τον εντοπισμό πιθανών ψευδενδείξεων στην εικόνα. Για την πραγματοποίηση του χρησιμοποιείται ομοίωμα νερού, το οποίο σαρώνεται με τον μέγιστο διαθέσιμο αριθμό τομών και το ελάχιστο πάχος τομής. Επίσης, μπορεί να πραγματοποιηθεί και σάρωση στον αέρα, δηλαδή χωρίς τη χρήση του ομοιώματος. Μετά την απόκτηση των εικόνων γίνεται η εκτίμηση της παρουσίας εμφανών ψευδενδείξεων.[3][i]

3.3.9 Επαλήθευση τιμών $CTDI_{air}$ και $CTDI_w$

Για την επαλήθευση των τιμών $CTDI_{air}$ και $CTDI_w$ πραγματοποιούνται μετρήσεις χρησιμοποιώντας κατάλληλο συνδυασμό ομοιώματος και πρωτοκόλλου εξέτασης του κατασκευαστή (κεφαλής ή σώματος). [3][i]

3.4 Daily QC

Ο Daily QC (Daily Quality Control) είναι μια διαδικασία που πραγματοποιείται καθημερινά στην κλινική ρουτίνα, μετά την εκκίνηση του συστήματος και πριν από τις πρώτες εξετάσεις ασθενούς, η οποία μετρά την απόδοσή του συγκριτικά με τις συστάσεις του κατασκευαστή.

Daily QC στο PET

Ο έλεγχος εκτελείται με τη χρήση ομοιώματος δακτυλίου ^{68}Ge (γερμάνιο) τοποθετημένου σε ειδικό στήριγμα στο κέντρο του FOV και αποτελείται από μια σειρά μετρήσεων σχετικές με τη ρύθμιση του ενεργειακού παραθύρου, τον χρονισμό, την κατάσταση των ανιχνευτών κλπ. Πιο αναλυτικά ο Daily QC συμπεριλαμβάνει μετρήσεις:[3][6][7][16]

- Συμπτώσεων, δηλαδή μετρά τον αριθμό των γεγονότων σε σύμπτωση που ανιχνεύονται.
- Μονών ανιχνευόμενων συμβάντων.
- Νεκρού χρόνου. Υπολογίζεται δηλαδή ο χρόνος που κάθε μπλοκ του ανιχνευτή είναι απασχολημένο.

- Χρονισμού, όπου υπολογίζεται το σφάλμα χρονισμού των κρυστάλλων.
- Ενέργειας, όπου υπολογίζεται το φάσμα της μέγιστης ενέργειας των κρυστάλλων.

Daily QC στο CT

Ο καθημερινός έλεγχος του CT περιλαμβάνει τρεις διαδικασίες: [3][7][8][16]

- Tube Warmup, δηλαδή «προθέρμανση» του σωλήνα των ακτίνων X εφόσον το σύστημα παραμένει σε αδράνεια. Αυτή η διαδικασία προετοιμάζει τον σωλήνα των ακτίνων X είτε για βαθμονόμηση, είτε για σάρωση ασθενούς. Ο σωλήνας φτάνει στη βέλτιστη θερμοκρασία λειτουργίας του και μειώνονται τα artifacts.
- Βαθμονόμηση αέρα, η οποία καλείται Fast Calibration. Αυτή βοηθά στη βελτιστοποίηση της ποιότητας των CT εικόνων, μεταξύ των βαθμονομήσεων του συστήματος.
- Βαθμονόμηση νερού ή ρύθμιση του CT number, η οποία γίνεται για τη ρύθμιση των HU (Hounsfield Units) του νερού στην τιμή 0.

3.5 Μηχανικοί έλεγχοι

Κατά τη διαδικασία του ελέγχου αποδοχής του PET/CT πραγματοποιούνται διάφοροι μηχανικοί έλεγχοι. Αυτοί αφορούν:[i]

- Το εξεταστικό τραπέζι
- Τα συστήματα τοποθέτησης και ακινητοποίησης του ασθενή
- Τη σύμπτωση μηχανικών – ψηφιακών ενδείξεων κατά την κίνηση του τραπεζιού
- Τη σύμπτωση των laser με το ισόκεντρο του συστήματος
- Τα συστήματα ασφαλείας, δηλαδή τη διακοπή λειτουργίας με το άνοιγμα της πόρτας, τη λειτουργία του διακόπτη deadman, κλπ
- Τη λειτουργία ενδοεπικοινωνίας
- Τα φωτεινά και ηχητικά συστήματα ενδείξεων λειτουργίας ON-OFF της λυχνίας στην κονσόλα χειρισμού και πάνω από την πόρτα του θαλάμου εξέτασης

3.6 Έλεγχος θωρακίσεων

Η λειτουργία του συστήματος PET/CT προϋποθέτει τον έλεγχο των θωρακίσεων του τμήματος. Στις επιβλεπόμενες περιοχές το ετήσιο όριο δόσης είναι 6mSv, ενώ στις περιοχές κοινού είναι 1mSv. Οι μετρήσεις γίνονται με τη χρήση ανιχνευτή ακτινοβολίας χώρου και με τον μετρητή του εκάστοτε εργαστηρίου.[i]

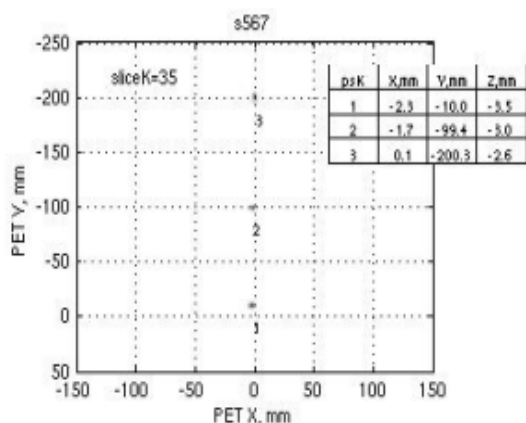
4 ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

Ο ποιοτικός έλεγχος της παρούσας διπλωματικής εργασίας αφορά το σύστημα PET/CT που εγκαταστάθηκε στο Πανεπιστημιακό Γενικό Νοσοκομείο της Λάρισας. Συγκεκριμένα εγκαταστάθηκε η μονάδα PET/CT Discovery MI 4R της GE Healthcare, η οποία συνδυάζει ένα σύστημα υπολογιστικής τομογραφίας (CT) 128 τομών με ένα σύστημα PET τεσσάρων δακτυλίων που παρέχει αξονικό FOV 20cm. Για την πραγματοποίηση του ποιοτικού ελέγχου χρησιμοποιήθηκαν τα ειδικά ομοιώματα του κατασκευαστή που συνοδεύουν την μονάδα, το ομοίωμα Catphan και το πολύμετρο Piranha.

4.1 Μετρήσεις στο PET

4.1.1 Χωρική ανάλυση

Για τον υπολογισμό της χωρικής διακριτικής ικανότητας χρησιμοποιήθηκαν τρεις τριχοειδείς σωλήνες ^{18}F -FDG με ενεργότητα 120 μCi και μήκους μικρότερου του 1mm. Η τοποθέτησή τους έγινε σε ειδικό ομοίωμα σε θέση οριζόντια ως προς τους ανιχνευτές και σε ορθή γωνία. Μετά τη λήψη και επεξεργασία των δεδομένων από ειδικό πρόγραμμα προκύπτουν τα παρακάτω αποτελέσματα:



Patient_Id: **NEMA Spatial Res**
 FamilyName: **NEMA Spatial Res**
 SeriesDescription-1: **Spatial Res Positioning**
 Acquisition date: **06-Mar-2023, time: 17:36:56**

	FWHM	FWTM
<i>at 1cm radius</i>		
Radial	3.62	7.73
Tangential	3.60	7.82
Axial	5.27	9.26
<i>at 10cm radius</i>		
Radial	4.65	8.87
Tangential	3.83	7.63
Axial	3.97	9.44
<i>at 20cm radius</i>		
Radial	7.08	12.78
Tangential	4.18	8.39
Axial	4.19	9.62

Πίνακας 4.1: Χωρική διακριτική ικανότητα

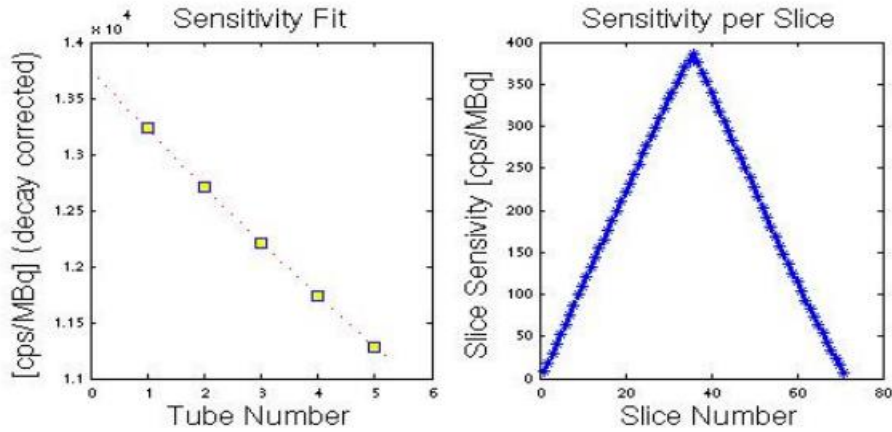
	Μετρούμενη τιμή FWHM (mm)	Όριο εταιρείας FWHM (mm)
Transverse @ 1cm	3.60	≤ 4.29
Axial @ 1cm	5.27	≤ 5.28
Transverse @ 10cm	3.83	≤ 4.84
Axial @ 10cm	3.97	≤ 5.64

Οι μετρήσεις είναι εντός των αποδεκτών ορίων του κατασκευαστή, με αναγωγή στο 1cm και στα 10cm.

Αποτελέσματα ελέγχου: **PASS**

4.1.2 Ευαισθησία

Ο έλεγχος για την ευαισθησία έγινε με τη χρήση γραμμικής πηγής ^{18}F -FDG, ενεργότητας 500 μCi σε 5ml. Η γραμμική πηγή ενσωματώθηκε διαδοχικά μέσα σε πέντε σωλήνες αλουμινίου, αυξανόμενης διαμέτρου. Η λήψη των δεδομένων έγινε με βάση το πρωτόκολλο του κατασκευαστή και από την επεξεργασία τους εξάχθηκαν τα παρακάτω αποτελέσματα.



Sensitivity: 13.763 [cps/kBq]
 Attenuation: 1.991e-02 [1/mm]
 Half Life: 6586.2002 [s]
 Fit Type: 5 Point

Study: NEMA Sensitivity
 Series: Frame 1
 Acquired: 06-Mar-2023 18:24:39
 Printed: 06-Mar-2023 18:26:43

Πίνακας 4.2: Ευαισθησία

	Μετρούμενη τιμή (cps/kBq)	Κατώτατο όριο εταιρίας (cps/kBq)
Ευαισθησία	14.313	≥ 12.60

Σύμφωνα με το DISCOVERY MI NEMA Test Procedures and Detector Performance Test, Section 7 Performance Specifications, page 67: *The lower specification limits (LSL) quoted in the table is based on 2008 NIST standard. If the measurement is performed using a dose calibrator calibrated based on 2014 NIST standard or later, a scaling factor of 1.04 should be multiplied to the result to compare with the LSL quoted above.*

Οπότε η μετρούμενη τιμή προκύπτει από τη διόρθωση με τον πολλαπλασιαστικό παράγοντα 1.04.

Αποτελέσματα ελέγχου: **PASS**

4.1.3 Ποιότητα εικόνας

Ο συγκεκριμένος έλεγχος έγινε με τη βοήθεια του ομοιώματος Image Quality Nema phantom. Το ομοίωμα έχει όγκο 10lt και περιλαμβάνει έξι σφαίρες διαφορετικών όγκων και διαμέτρων, καθώς επίσης και μία περιοχή προσομοίωσης πνεύμονα. Το δοχείο έχει ενεργότητα 1.4 mCi. Οι δύο πιο μεγάλες σφαίρες γεμίζονται με νερό και οι τέσσερις μικρότερες με διάλυμα ορισμένης ενεργότητας, ώστε μεταξύ της συγκέντρωσης ενεργότητας στις σφαίρες και στο δοχείο να δημιουργηθεί αναλογία 1:4. Στον Πίνακα 4.3 δίνονται τα αποτελέσματα που προέκυψαν από την επεξεργασία των δεδομένων, μαζί με τα αποδεκτά από τον κατασκευαστή όρια.

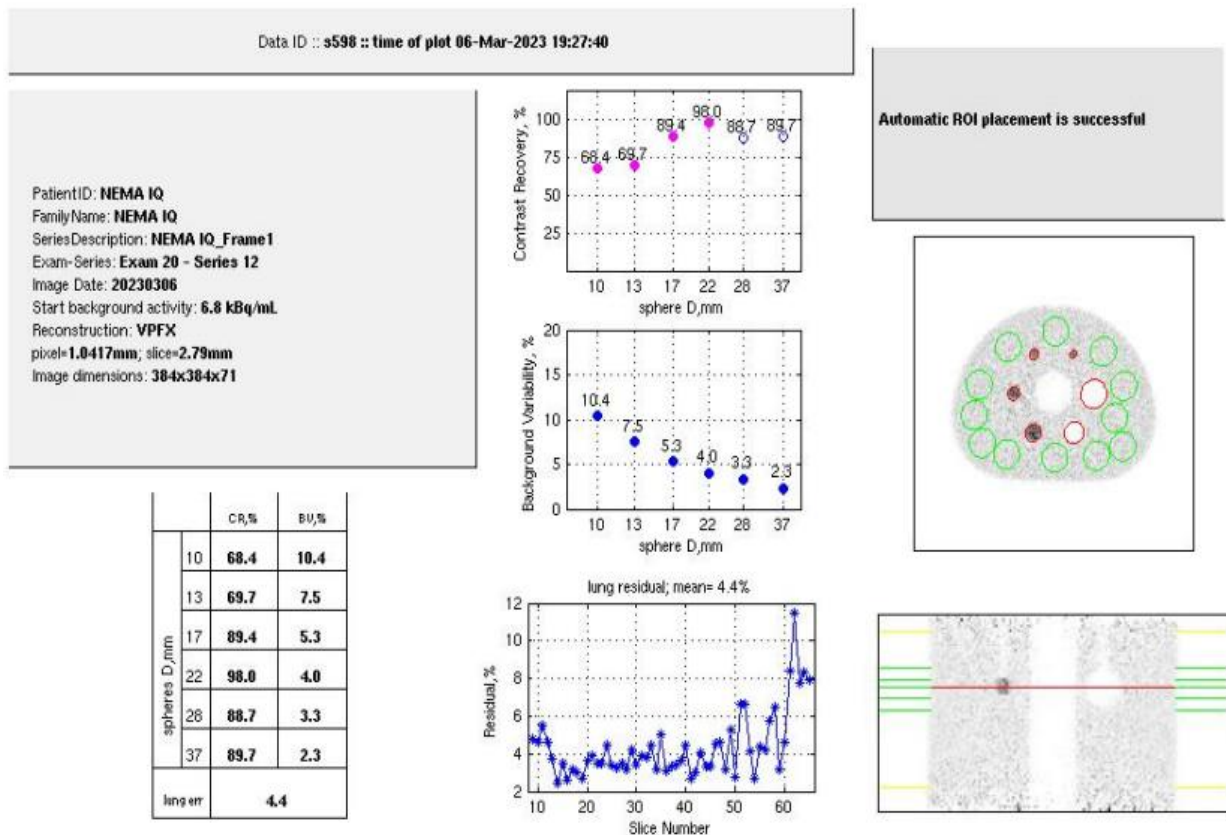


Εικόνα 4.1: Image Quality Nema Phantom

Πίνακας 4.3: Ποιότητα εικόνας

	Θερμές σφαίρες				Ψυχρές σφαίρες		Σφάλμα ομοιώματος πνεύμονα
	10mm	13mm	17mm	22mm	28mm	37mm	50mm
Διάμετρος (ονομαστική)	10mm	13mm	17mm	22mm	28mm	37mm	50mm
Όριο αντίθεσης (%)	≥ 25	≥ 35	≥ 45	≥ 55	≥ 60	≥ 60	≤ 19
Μετρούμενη αντίθεση (%)	68.4	69.7	89.4	98	88.7	89.7	4.4

Όριο αντίθεσης υποστρώματος (%)	≤ 14	≤ 12	≤ 11	≤ 9	≤ 7	≤ 6
Μετρούμενη αντίθεση υποστρώματος (%)	10.4	7.5	5.3	4	3.3	2.3

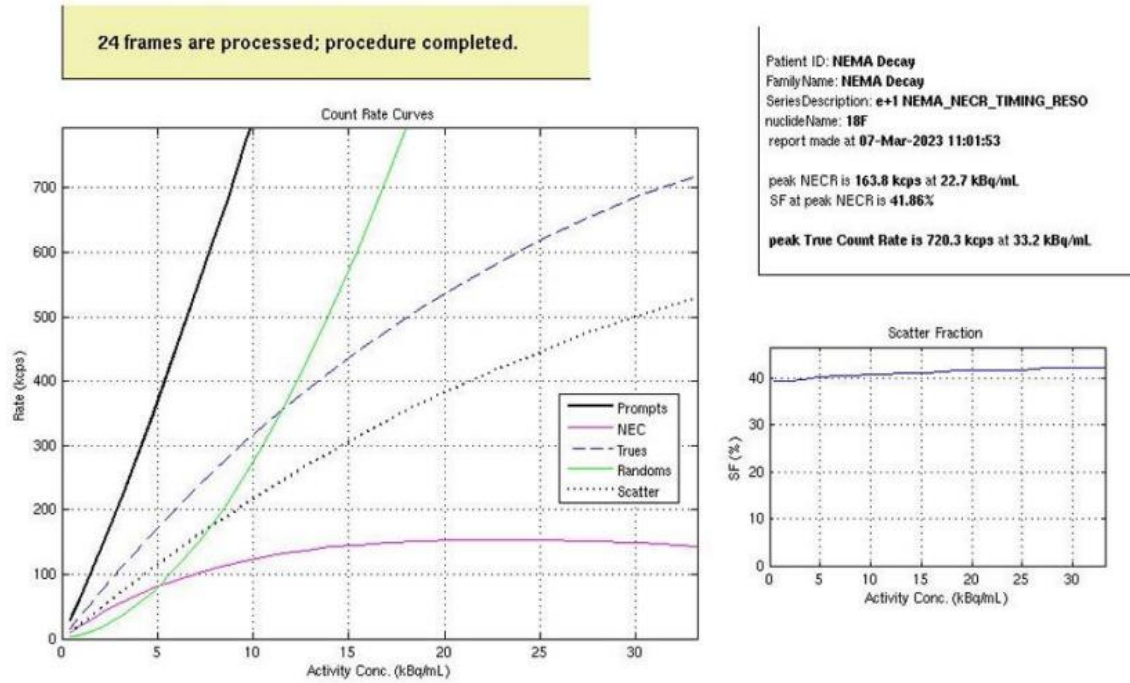


Αποτελέσματα ελέγχου: **PASS**

4.1.4 Ρυθμός καταμέτρησης – Κλάσμα διασποράς

Στον έλεγχο της απόδοσης του ρυθμού καταμέτρησης χρησιμοποιήθηκε το ομοίωμα σκέδασης PET Phantom – NEMA 2012/IEC 2012. Μια γραμμική πηγή ενεργότητας 24.03 mCi τοποθετήθηκε στο ομοίωμα και έγινε λήψη των δεδομένων με βάση το

πρωτόκολλο του κατασκευαστή. Παρακάτω παρουσιάζονται τα αποτελέσματα που προέκυψαν από το πρόγραμμα επεξεργασίας.



Πίνακας 4.4: Ρυθμός καταμέτρησης – Κλάσμα διασποράς

	Μετρούμενη τιμή	Όριο εταιρείας
NECR peak (kcps)	163.3	≥ 162
Συγκέντρωση ενεργότητας (kBq/ml)	16.75 (17.45 x 0.96*)	≤ 18
SF (Scatter Fraction) (%)	41.86	≤ 45

Αποτελέσματα ελέγχου: **PASS**

4.1.5 Ακρίβεια – Διόρθωση στον ρυθμό καταμέτρησης

Με βάση τα δεδομένα του προηγούμενου ελέγχου και με τη βοήθεια κατάλληλου λογισμικού, υπολογίζεται η ακρίβεια διόρθωσης εξαιτίας των τυχαίων γεγονότων ή της απώλειας μετρήσεων για peak NECR 26 kBq/cc. Παρακάτω φαίνονται τα αποτελέσματα.

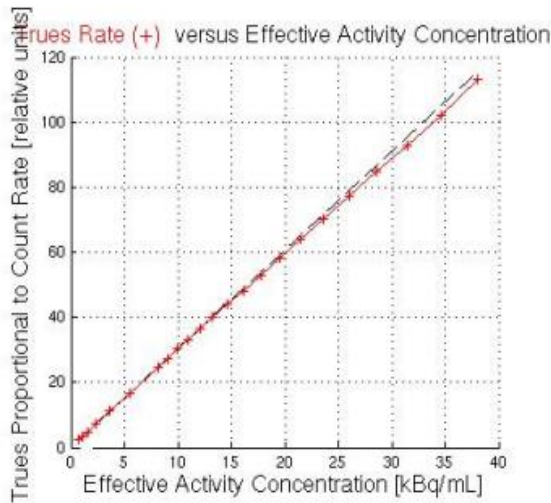
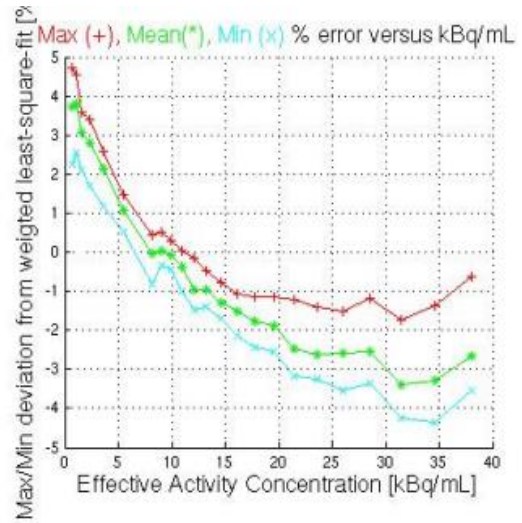


Image Dimensions: 128x128
 Number of Frames: 23
 Number of Slices: 55
 Number of axial end slices skipped: 8
 Tracer Half Life: 6.586200e+03 [s]



Activity, NECpeak: 26.00 [kBq/mL]
 Max Absolute Error Below NECpeak: 4.74 [%]
 Max Absolute Mean Error Below NECpeak: 3.79 [%]
 Activity, First Frame Start: 838.68 [MBq]
 Dose Calibrator Pre-Inject Activity: 1013.20 [MBq]
 Dose Calibrator Post-Inject Activity: 123.20 [MBq]

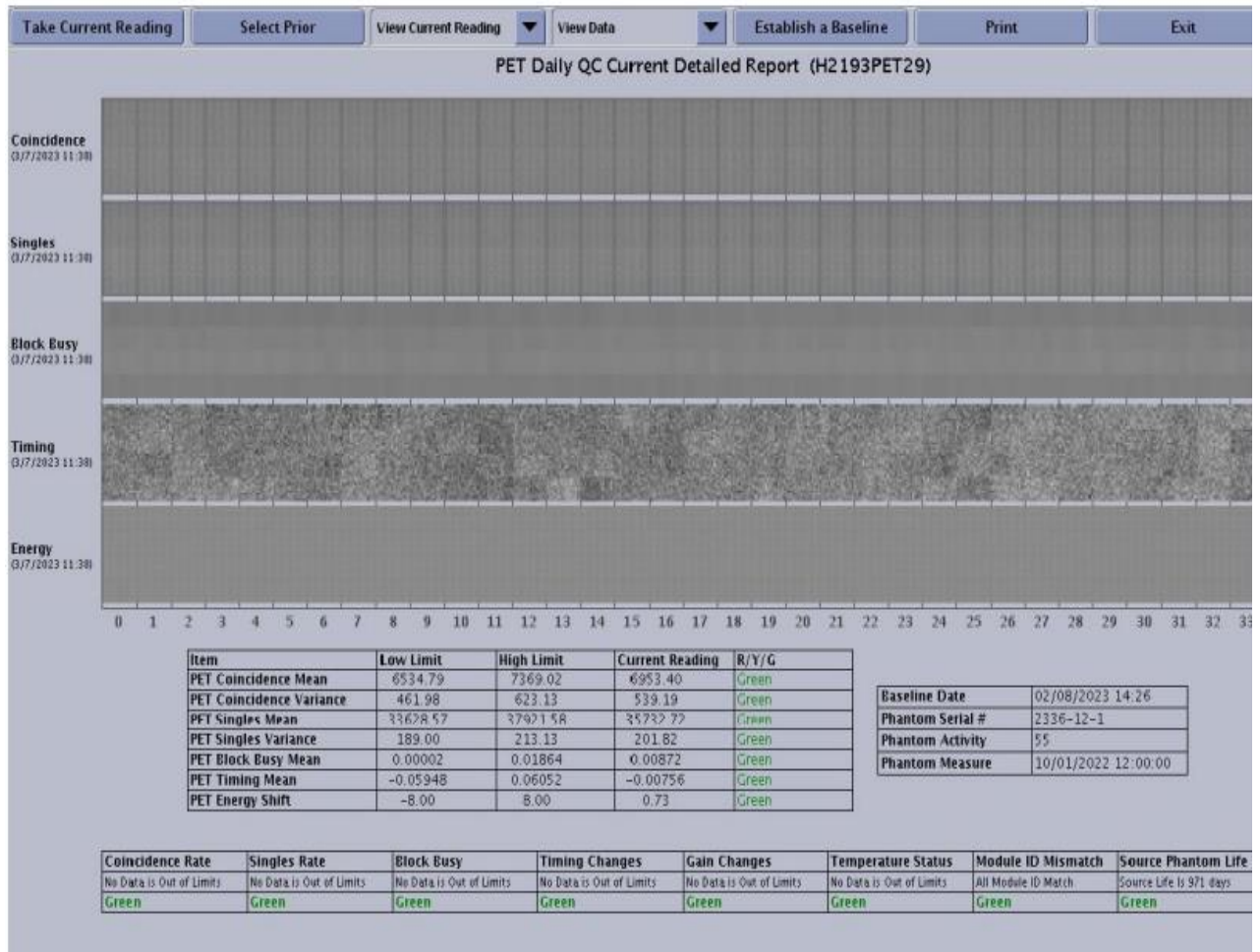
Πίνακας 4.5: Ακρίβεια – Διόρθωση στον ρυθμό καταμέτρησης

	Μετρούμενη τιμή	Όριο εταιρείας
Max Absolute Error Below NECR (%)	4.74	≤ 5.5

Αποτελέσματα ελέγχου: **PASS**

4.1.6 Daily QC

Η αναφορά δεδομένων που παρέχει ο Daily QC είναι η εξής:



Αποτελέσματα ελέγχου: **PASS**

4.2 Μετρήσεις στο CT

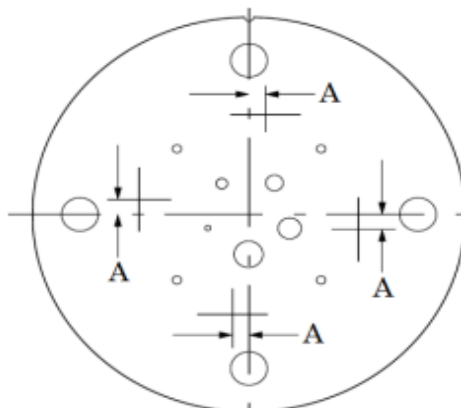
4.2.1 Γεωμετρική ακρίβεια

Για τον έλεγχο αυτό χρησιμοποιήθηκε το ομοίωμα Catphan 412 και επιλέχθηκε το μικρότερο δυνατό πάχος τομής του συστήματος. Το laser ευθυγραμμίστηκε με τη θέση 0 του ομοιώματος (αρχή των μετρήσεων) και με αυτά τα δεδομένα πραγματοποιήθηκαν τρεις σαρώσεις. Έτσι υπολογίστηκε ο μέσος όρος της απόκλισης του laser με την τομή.

Πίνακας 4.6: Πρωτόκολλα ελέγχου σύμπτωσης laser με τομή

Πρωτόκολλο	Scan mode	kV	mA	Scan speed (s)	SFOV	Aperture/slice thickness (mm)	Recon kernel	DFOV (CM)

Internal	Axial	120	260	1	Small body	20/0.625	Bone	10
External	Axial	120	260	1	Small body	20/0.625	Bone	10



Η απόκλιση της θέσης της τομής από τη θέση του laser εξάγεται από τη μέτρηση της απόστασης A.

Πίνακας 4.7: Σύμπτωση laser με τομή

Πρωτόκολλο	Απόσταση A (mm)	Πραγματική απόσταση (mm)	Θέση Laser (mm)	Απόκλιση (mm)	Όριο ΕΕΑΕ	Όριο κατασκευαστή
Internal	1.80	0.76	0.500	-0.26	< 1mm	± 2mm
External	2.10	0.89	0.500	-0.39	< 1mm	± 2mm

Η απόκλιση είναι εντός των επιτρεπτών ορίων. Αποτελέσματα ελέγχου: **PASS**

4.2.2 Θόρυβος εικόνας

Ο θόρυβος υπολογίστηκε από την τυπική απόκλιση SD των CT numbers του νερού σε περιοχές της περιφέρειας και του κέντρου της εικόνας. Στους Πίνακες 4.9 και 4.10 φαίνονται οι μετρήσεις από τα ομοιώματα νερού του κατασκευαστή για τα δύο προτεινόμενα πρωτόκολλα (Unif 1 και Unif 2), καθώς και οι επιτρεπτές τιμές.

Πίνακας 4.8: Πρωτόκολλα ελέγχου Θορύβου εικόνας – Ομοιογένειας – CT number

Πρωτόκολλα ελέγχου Θορύβου εικόνας – Ομοιογένειας – CT number								
Πρωτόκολλο	Scanning conditions	Scan mode	kV	mA	Scan speed (s)	SFOV	Aperture/ slice thickness (mm)	DFOV
Unif 1	Head	Axial	120	260	1	Head	8 x 5	25
Unif 2	Body	Axial	120	260	1	Large	8 x 5	35

Πίνακας 4.9: Θόρυβος εικόνας

Πρωτόκολλο	SD Κέντρο	SD Περιφέρεια	Μέσος Όρος
Unif 1	4.24	3.79	4.02
Unif 2	4.28	3.46	3.87

Ο θόρυβος υπολογίζεται από τη σχέση:

$$N = \frac{\sigma_{\text{water}}}{CT_{\text{scale}}} \times 100 \quad \text{όπου } CT_{\text{scale}} = CT_{\text{water}} - CT_{\text{air}}$$

Πίνακας 4.10: Μετρήσεις και επιτρεπτές τιμές

Πρωτόκολλο	CT number νερού (HU)	CT number αέρα (HU)	SD water	Θόρυβος (%)	Όριο ΕΕΑΕ (%)	Όριο κατασκευαστή (%)
Unif 1	1.49	-1000.55	4.02	0.40	< 0.5	0.49
Unif 2	-0.42	-1000.63	3.87	0.39	< 0.5	1.40

Ο θόρυβος της εικόνας είναι εντός των επιτρεπτών ορίων. Αποτελέσματα ελέγχου: **PASS**

4.2.3 Ομοιογένεια

Η χωρική ομοιογένεια υπολογίστηκε με τη βοήθεια του ομοιώματος νερού και χρησιμοποιώντας ένα από τα πρωτόκολλα του κατασκευαστή (Unif 1 και Unif 2). Για το πρωτόκολλο Unif 1 η μέγιστη διαφορά του CTn του κεντρικού ROI από τα περιφερικά πρέπει να είναι μικρότερη των $\pm 3\text{HU}$, ενώ για το Unif 2 μικρότερη των $\pm 8\text{HU}$. Τα πρωτόκολλα με τις συνθήκες ακτινοβολήσης φαίνονται στον **Πίνακας 4.8** της προηγούμενης ενότητας.

Πίνακας 4.11: Χωρική ομοιογένεια

Πρωτόκολλο		Unif 1	Unif 2
Mean CTn	Κεντρικό ROI (μεγάλο)	1.083	-0.22
SD		4.13	4.06
Mean CTn	Κεντρικό ROI (μικρό)	1.06	-0.08
SD		4.25	4.28
Mean CTn	12 h ROI	1.45	-0.67
SD		3.80	3.41
Mean CTn	3 h ROI	1.78	-0.53
SD		3.55	3.36
Mean CTn	6 h ROI	1.54	-0.07
SD		3.91	3.12
Mean CTn	9 h ROI	1.60	-0.75
SD		3.98	3.47

Μέση τιμή CTn	1.486	-0.423
Μέση τιμή SD	3.898	3.528
Μέγιστη απόκλιση CTn από κεντρικό ROI (90%)	0.697	0.146
Όριο κατασκευαστή	± 3	± 8

Οι μετρήσεις βρίσκονται εντός των αποδεκτών ορίων. Αποτελέσματα ελέγχου: **PASS**

4.2.4 Διακριτική ικανότητα υψηλής αντίθεσης

Ο έλεγχος αυτός έγινε με το ομοίωμα Catphan 412 και με τις συνθήκες ακτινοβολησης που παρουσιάζονται παρακάτω για το κάθε πρωτόκολλο. Το ομοίωμα έχει καλώδιο βολφραμίου με διάμετρο 280μm, το οποίο τοποθετήθηκε παράλληλα με τον άξονα σάρωσης του συστήματος. Έτσι δημιουργήθηκε η καμπύλη MTF.

Πίνακας 4.12: Πρωτόκολλα ελέγχου MTF – Διακριτική ικανότητα υψηλής αντίθεσης

Πρωτόκολλο	Scanning conditions	Scan mode	kV	mA	Scan speed (s)	SFOV	Aperture/slice thickness (mm)	DFOV (cm)
MTF 1	Head	Axial	120	200	1	Head	8x5	25
MTF 2	Head	Axial	120	200	1	Head	8x5	5
MTF 3	Body	Axial	120	200	1	Large Body	8x5	25
MTF 4	Body	Axial	120	200	1	Large Body	8x5	5

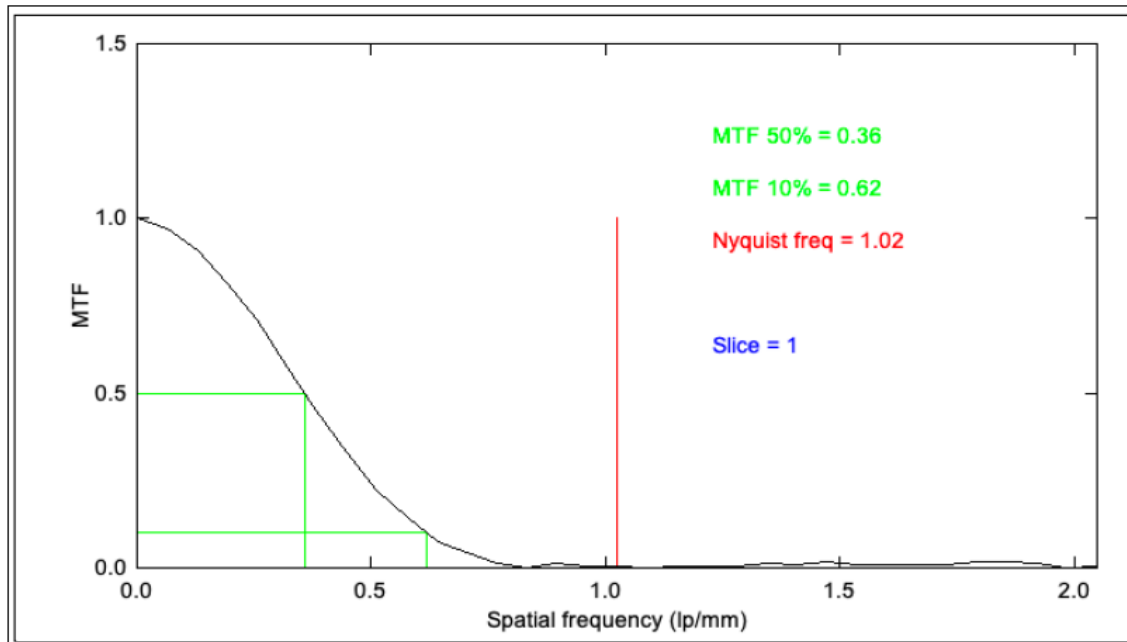
Από την καμπύλη MTF εξάγεται ο μέγιστος αριθμός γραμμών ανά cm που διακρίνεται σε αντίθεση 10%. Παρακάτω παρατίθενται οι μετρήσεις για κάθε πρωτόκολλο ακτινοβολήσης.

Πίνακας 4.13: Μετρήσεις MTF

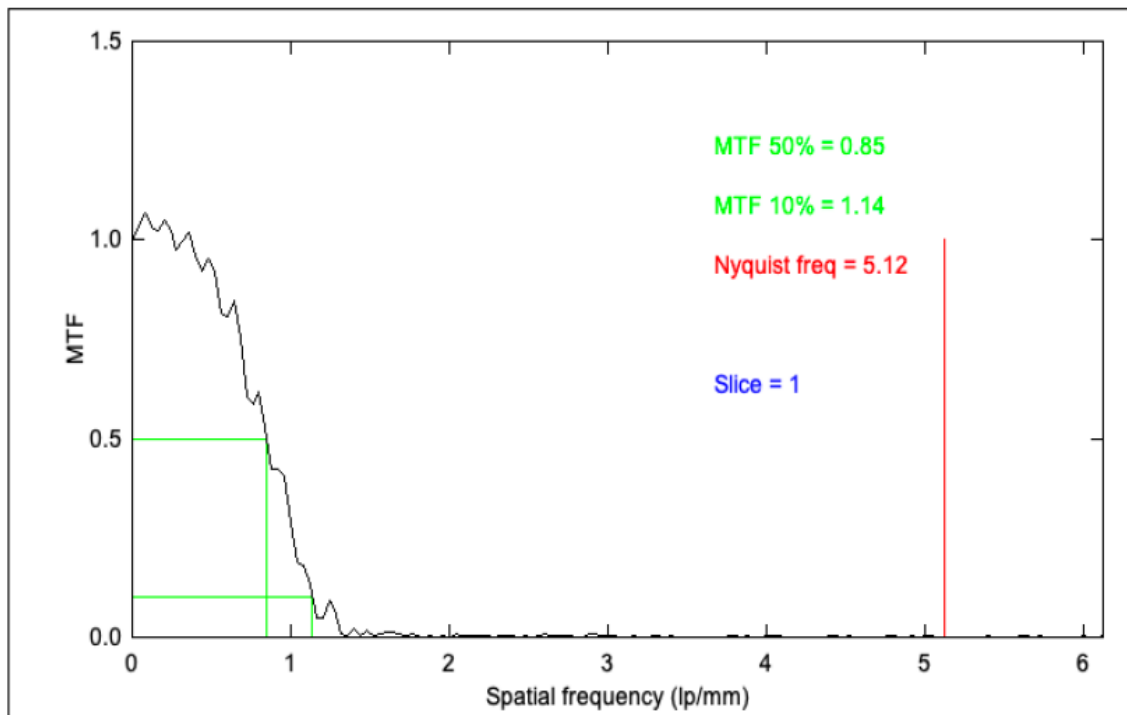
	Αντίθεση (%)	50	10
MTF 1	Συχνότητα (lp/cm)	3.60	6.20
	Όριο κατασκευαστή (lp/cm)	-	-
	Ελάχιστη απόσταση (mm)	1.389	0.806
MTF 2	Συχνότητα (lp/cm)	8.50	11.40
	Όριο κατασκευαστή (lp/cm)	-	-
	Ελάχιστη απόσταση (mm)	0.588	0.439
MTF 3	Συχνότητα (lp/cm)	3.20	5.40
	Όριο κατασκευαστή (lp/cm)	-	-
	Ελάχιστη απόσταση (mm)	1.563	0.926
MTF 4	Συχνότητα (lp/cm)	8.40	11.60
	Όριο κατασκευαστή (lp/cm)	-	-

	Ελάχιστη απόσταση (mm)	0.595	0.431
--	-----------------------------------	-------	-------

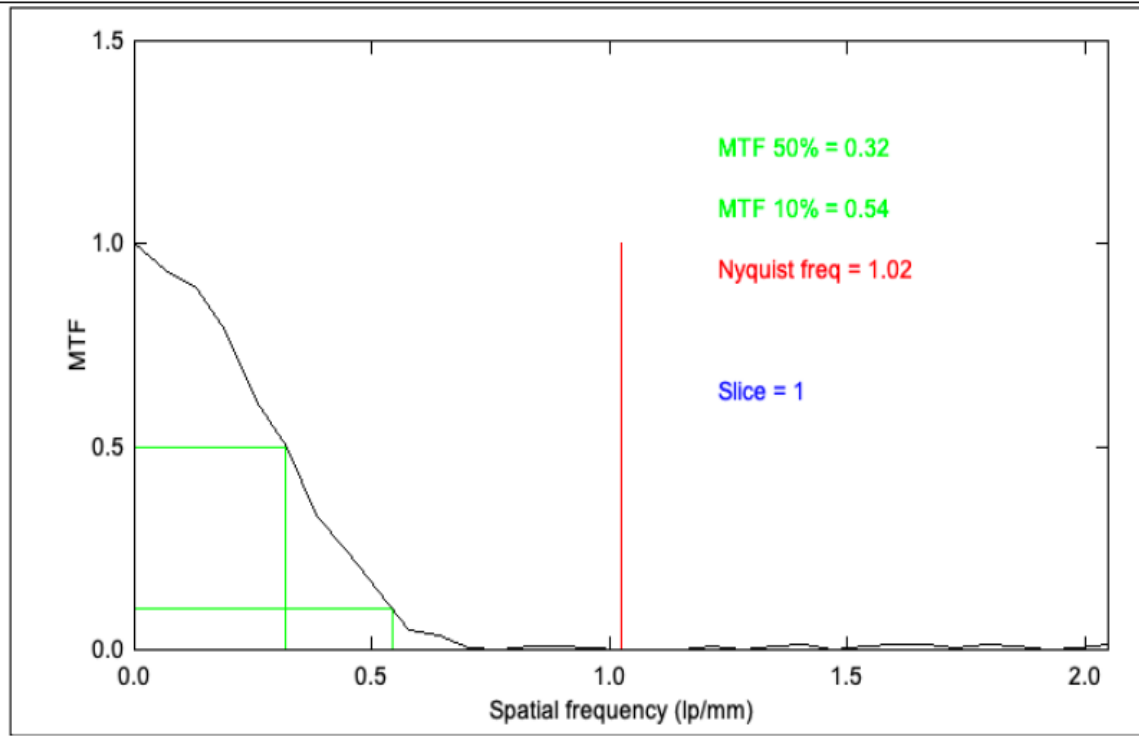
MTF 1



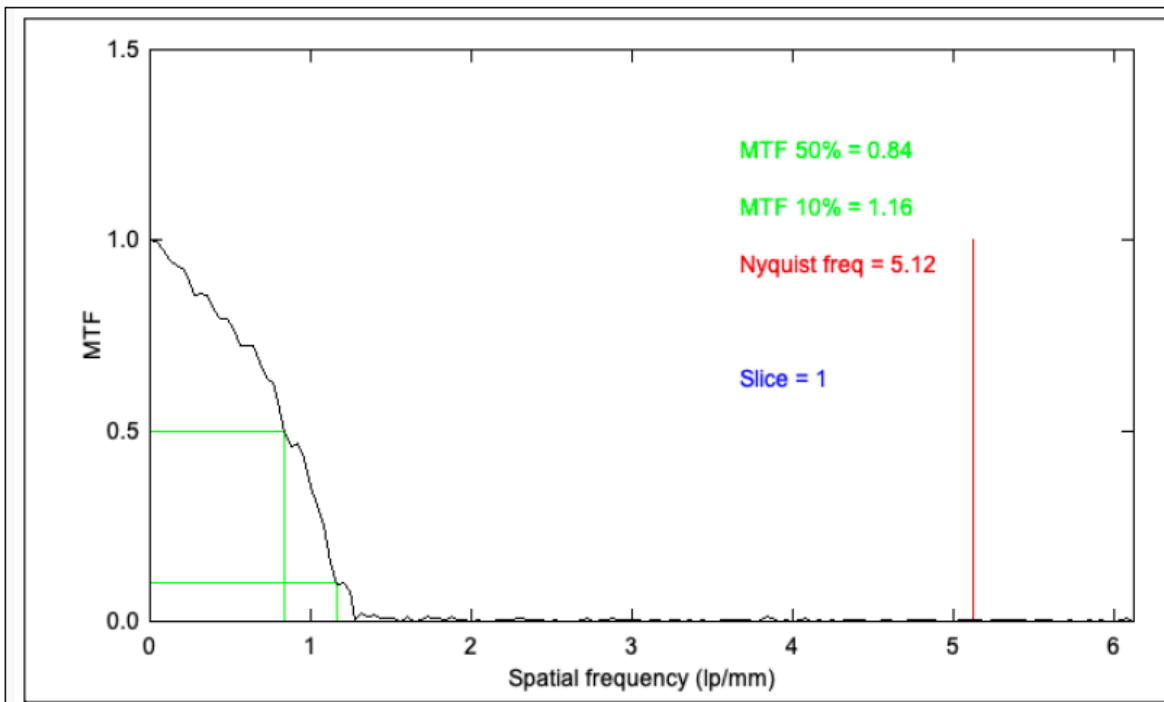
MTF 2



MTF 3



MTF 4



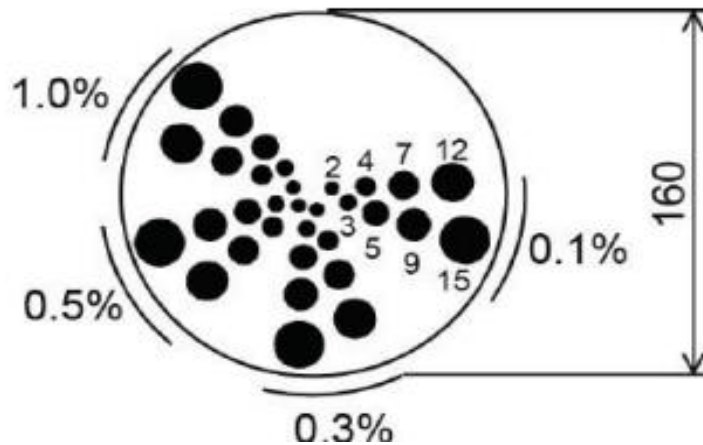
Τα αποτελέσματα του ελέγχου βρίσκονται εντός των ορίων της ΕΕΑΕ: **PASS**

4.2.5 Διακριτική ικανότητα χαμηλής αντίθεσης

Ο συγκεκριμένος έλεγχος έγινε με το ομοίωμα Catphan, το οποίο έχει τη δυνατότητα απεικόνισης δομών με αντίθεση 0.1–1 % και διαθέτει οπές διαμέτρου 2,3,4,5,7,9,12,15 mm. Στον Πίνακα 4.14 υπάρχουν τα στοιχεία ακτινοβολήσης για κάθε πρωτόκολλο.

Πίνακας 4.14: Πρωτόκολλα ελέγχου – Διακριτική ικανότητα χαμηλής αντίθεσης

Πρωτόκολλο	Scan mode	kV	mA	Scan speed (s)	SFOV	Pitch	Aperture/slice thickness (mm)	DFOV (cm)
LCD 1	Axial	120	280	2	Small body	N/A	40/8x5	22.7
LCD 2	Helical	120	300	1	Small body	0.516:1	40/8x5 (interval 1.0)	22.7



Στην εικόνα που λαμβάνουμε διακρίνονται όλες οι δομές με αντίθεση 1.0% με την μικρότερη να έχει διάμετρο 2.0 mm. Τα αποτελέσματα είναι ικανοποιητικά, αφού το όριο είναι < 0.3 mm σε αντίθεση 2%.

Αποτελέσματα ελέγχου: **PASS**

4.2.6 Πάχος τομής

Οι μετρήσεις για το πάχος τομής έγιναν με τη χρήση του ομοιώματος Catphan και κατάλληλου λογισμικού ανάλυσης, για διάφορες τιμές του ονομαστικού πάχους. Η

φωτεινότητα των pixel ακολουθεί γκαουσιανή κατανομή και από την καμπύλη υπολογίζεται το FWHM. Με δεδομένο ότι οι ράμπες του ομοιώματος σχηματίζουν γωνία 23° με το επίπεδο της τομής, υπολογίστηκε το πραγματικό πάχος τομής. Παρακάτω παρουσιάζονται τα πρωτόκολλα με τις συνθήκες ακτινοβολήσης και οι μετρήσεις των αντίστοιχων παχών.

Πίνακας 4.15: Πρωτόκολλα ελέγχου πάχους τομής

Πρωτόκολλο	Scan mode	kV	mA	Scan speed (s)	SFOV	Aperture/ slice thickness (mm)	DFOV
Slice 1	Axial	120	200	1	Small	40/2.5	15
Slice 2	Axial	120	200	1	Small	40/5	15
Slice 3	Axial	120	200	1	Small	40/10	15
Slice 4	Axial	120	200	1	Small	20/0.625	15
Slice 5	Axial	120	200	1	Small	20/1.25	15
Slice 6	Axial	120	200	1	Small	20/2.5	15
Slice 7	Axial	120	200	1	Small	20/5	15
Slice 8	Axial	120	200	1	Small	20/10	15
Slice 9	Axial	120	200	1	Small	10/0.625	15
Slice 10	Axial	120	200	1	Small	10/1.25	15
Slice 11	Axial	120	200	1	Small	10/2.5	15
Slice 12	Axial	120	200	1	Small	10/5	15
Slice 13	Axial	120	200	1	Small	10/10	15

Slice 14	Axial	120	200	1	Small	5/1.25	15
Slice 15	Axial	120	200	1	Small	5/2.5	15
Slice 16	Axial	120	200	1	Small	5/5	15
Slice 17	Axial	120	200	1	Small	2.5/1.25	15
Slice 18	Axial	120	200	1	Small	2.5/2.5	15
Slice 19	Axial	120	200	1	Small	1.25/1.25	15

Πίνακας 4.16: Προσδιορισμός πάχους τομής

Πρωτόκολλο	Ονομαστικό πάχος τομής (mm)	FWHM	Μετρούμενο πάχος τομής (mm)	Απόκλιση (mm)	Όριο κατασκευαστή ± (mm)
Slice 1	2.5	5.62	2.39	0.11	1
Slice 2	5	12.38	5.25	0.25	1
Slice 3	10	22.83	9.69	0.31	1
Slice 4	0.625	1.77	0.75	0.13	0.5
Slice 5	1.25	3.03	1.29	0.04	0.625
Slice 6	2.5	5.61	2.38	0.12	1
Slice 7	5	12.31	5.23	0.23	1
Slice 8	10	22.98	9.75	0.25	1

Slice 9	0.625	1.73	0.73	0.11	0.5
Slice 10	1.25	3.08	1.31	0.06	0.625
Slice 11	2.5	6.03	2.56	0.06	1
Slice 12	5	12.01	5.10	0.10	1
Slice 13	10	23.76	10.09	0.09	1
Slice 14	1.25	3.18	1.35	0.10	0.625
Slice 15	2.5	6.12	2.60	0.10	1
Slice 16	5	12.12	5.14	0.14	1
Slice 17	1.25	3.06	1.30	0.05	0.625
Slice 18	2.5	6.02	2.56	0.06	1
Slice 19	1.25	3.09	1.31	0.06	0.625

Οι μετρήσεις είναι εντός των ορίων του κατασκευαστή. Αποτελέσματα ελέγχου: **PASS**

4.2.7 Ακρίβεια και γραμμικότητα CT number

Στον επόμενο Πίνακα παρουσιάζονται τα αποτελέσματα του ελέγχου ακρίβειας και επαναληψιμότητας των CT numbers, τα οποία υπολογίστηκαν όπως αναφέρεται στην ενότητα 3.3.7 της Μεθοδολογίας και με βάση τα πρωτόκολλα του **Πίνακας 4.8**.

Πίνακας 4.17: Ακρίβεια και επαναληψιμότητα CT number

Πρωτόκολλο	Κέντρο	3h	6h	9h	12h	M.O.	Όριο ΕΕΑΕ (HU)	Όριο κατασκευ αστή
------------	--------	----	----	----	-----	------	----------------------	--------------------------

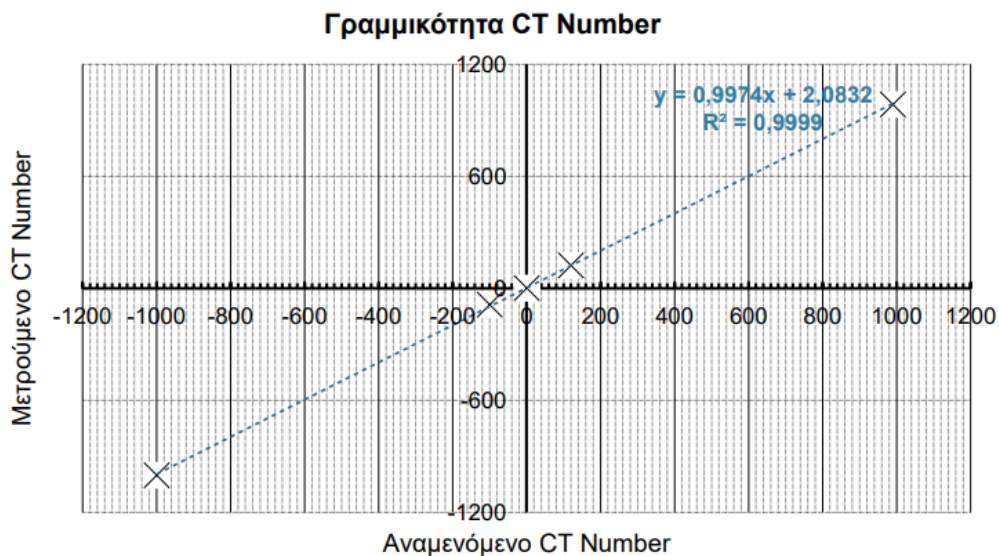
CTn νερού	Unif 1	1.06	1.78	1.54	1.60	1.45	1.49	0 ± 10	0 ± 3 HU
CTn νερού	Unif 2	-0.08	-0.53	-0.07	-0.75	-0.67	-0.42	0 ± 10	0 ± 3 HU
CTn αέρα	Unif 1	-1000.81	-1000.22	-1000.46	-1000.82	-1000.71	-1000.55	-1000±30	
CTn αέρα	Unif 2	-1000.72	-1000.47	-1000.56	-1000.78	-1000.72	-1000.63	-1000±30	

Οι μετρήσεις είναι εντός των επιτρεπτών ορίων της ΕΕΑΕ και του κατασκευαστή.

Ο έλεγχος της γραμμικότητας του CT number έγινε με τη βοήθεια του ομοιώματος Catphan 412, με στοιχεία ακτινοβολήσης 120kV, 260mA και πάχος τομής 5mm.

Πίνακας 4.18: Γραμμικότητα CT number

Υλικό	CT number	Πυκνότητα (g/cm³)	Ονομαστική τιμή
Αέρας	-1000.55	0	-1000
Νερό	1.49	1	0
LDPE	-87.95	0.92	-100
Ακρυλικό	122.24	1.18	120
Teflon	985.16	2.16	990



Τα αποτελέσματα που παρουσιάζονται παραπάνω κρίνονται ικανοποιητικά και εντός ορίων.

Αποτελέσματα ελέγχων: **PASS**

4.2.8 Ψευδοεικόνες

Ο έλεγχος έγινε με τη χρήση ομοιώματος νερού διαμέτρου τουλάχιστον 320mm, όπως περιγράφεται στην ενότητα 3.3.8 της Μεθοδολογίας.

Πίνακας 4.19: Προτεινόμενα στοιχεία ακτινοβολήσης

Mode	kV	mA	Scan time (s)	Slice thickness	FOV (mm)	Phantom
Manual	120	250	1	5	250	Water
Manual	120	350	1	5	350	Air

Από τον έλεγχο των εικόνων δεν εντοπίστηκαν ψευδενδείξεις. Αποτελέσματα ελέγχου: **PASS**

4.2.9 Επαλήθευση τιμών $CTDI_{air}$ και $CTDI_w$

Πραγματοποιήθηκαν μετρήσεις για την επαλήθευση των τιμών $CTDI_{air}$ και $CTDI_w$. Τα προτεινόμενα από τον κατασκευαστή πρωτόκολλα και τα αντίστοιχα στοιχεία ακτινοβολήσης φαίνονται παρακάτω.

Πίνακας 4.20: Πρωτόκολλα ελέγχου CTDI_{air}

Πρωτόκολλο	Scanning conditions	kV	mA	Scan speed (s)	SFOV	Aperture (mm)	DFOV (cm)
CTDI 1	Head	120	260	1	Head	40 / 8x5	25
CTDI 2	Body	80	260	1	Large	40 / 8x5	50
CTDI 3	Body	100	260	1	Large	40 / 8x5	50
CTDI 4	Body	120	260	1	Large	40 / 8x5	50
CTDI 5	Body	140	260	1	Large	40 / 8x5	50
CTDI 6	Body	120	260	1	Large	20 / 4x5	50
CTDI 7	Body	120	260	1	Large	10 / 2x5	50
CTDI 8	Body	120	260	1	Large	5 / 1x5	50
CTDI 9	Body	120	260	1	Large	2.5 / 1x2.5	50
CTDI 10	Body	120	260	1	Large	1.25/1x1.25	50

Πίνακας 4.21: Επαλήθευση τιμών CTDI_{air} – Απορροφούμενη δόση

Πρωτόκολλο	Scanning conditions	Μετρούμενη τιμή (mGy)	Τιμή κατασκευαστή (mGy)	Απόκλιση (%)	Επιτρεπτή απόκλιση (%)
CTDI 1	Head	73.36	75	2.24	±40
CTDI 2	Body	21.64	22	1.66	±40

CTDI 3	Body	39.18	40	2.09	±40
CTDI 4	Body	59.07	62	4.96	±40
CTDI 5	Body	81.65	88	7.78	±40
CTDI 6	Body	63.05	66	4.68	±40

Πίνακας 4.22: Πρωτόκολλα ελέγχου CTDI_w

Πρωτόκολλο	CTDI Phantom	kV	mA	Scan speed (s)	SFOV	Aperture (mm)	DFOV
CTDI _w 1	Head	120	260	1	Head	40/8x5	25
CTDI _w 2	Head	100	260	1	Head	40/8x5	25
CTDI _w 3	Head	140	350	1	Head	40/8x5	25
CTDI _w 4	Head	120	260	1	Head	40/8x5	25

Πίνακας 4.23: Επαλήθευση τιμών CTDI_w – Απορροφούμενη δόση

Πρωτόκολλο	CTDI Phantom	Μετρούμενη τιμή (mGy)	Τιμή κατασκευαστή (mGy)	Απόκλιση (%)	Επιτρεπτή απόκλιση (%)
CTDI _w 1	Head	42.19	42.50	0.73	±40
CTDI _w 2	Head	37.95	38.47	1.37	±40
CTDI _w 3	Head	60.29	60.06	0.38	±40

CTDI _w 4	Head	46.81	48.35	3.29	±40
---------------------	------	-------	-------	------	-----

Από τις αποκλίσεις της μετρούμενης τιμής συγκριτικά με την τιμή του κατασκευαστή προκύπτει ότι τα αποτελέσματα είναι εντός των ορίων και στους δύο παραπάνω ελέγχους. Αποτελέσματα ελέγχων: **PASS**

4.3 Μηχανικοί έλεγχοι

Πραγματοποιήθηκε μια σειρά μηχανικών ελέγχων στο PET/CT σύστημα, οι οποίοι αναλύονται στην Ενότητα 3.5 της Μεθοδολογίας. Η λειτουργία της μονάδας κρίθηκε ικανοποιητική. Αποτελέσματα ελέγχων: **PASS**

4.4 Έλεγχος θωρακίσεων

Από τον έλεγχο των θωρακίσεων του τμήματος προέκυψαν τα παρακάτω αποτελέσματα:

Έγιναν μετρήσεις με τον μετρητή του εργαστηρίου και με τον Atomtex AT1125 (SN6546), παρουσία ανοιχτών αθωράκιστων πηγών και με βάση τον συντελεστή κατάληψης των χώρων. Οι ρυθμοί που μετρήθηκαν βρέθηκαν κάτω από το όριο σε όλους τους χώρους.

Επιπλέον, πραγματοποιήθηκε έλεγχος με τη χρήση σκεδαστή νερού διαστάσεων 30x30x20 cm, με στοιχεία ακτινοβολήσης 140kVp και 300mA και το ομοίωμα τοποθετημένο στο κέντρο του gantry. Οι μετρήσεις έγιναν με ανιχνευτή ακτινοβολίας χώρου περιμετρικά του θαλάμου, στο χειριστήριο και στις πόρτες εισόδου. Οι ρυθμοί δόσης υπολογίστηκαν λαμβάνοντας υπόψη τους συντελεστές κατάληψης χώρων.

Με βάση τις παραπάνω διαδικασίες κρίθηκε ότι ο θάλαμος είναι επαρκώς θωρακισμένος. Αποτελέσματα ελέγχου: **PASS**

5 ΣΥΖΗΤΗΣΗ – ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Στην παρούσα διπλωματική εργασία μετρήθηκε η απόδοση ενός συστήματος Discovery MI PET/CT τεσσάρων δακτυλίων με αξονικό FOV 20cm. Βάση των αποτελεσμάτων διαπιστώνεται ότι το σύστημα λειτουργεί εντός ορίων σε κάθε παράμετρο που έχει ελεγχθεί. Πιο αναλυτικά, αναφορικά με το σύστημα PET προκύπτει από τους ελέγχους ότι πληροί όλες τις απαιτούμενες προϋποθέσεις και είναι ασφαλές για όλους τους εμπλεκόμενους. Επιπλέον, κατά τον έλεγχο ακτινοπροστασίας και ασφαλούς λειτουργίας που διεξήχθη, εκτιμάται ότι ο αξονικός τομογράφος της μονάδας PET/CT λειτουργεί ικανοποιητικά και εντός των ορίων. Κατά τη διαδικασία του ποιοτικού ελέγχου, όλες οι τεχνικές και τα πρωτόκολλα που εφαρμόστηκαν συνέβαλαν στην ελάχιστη καταπόνηση των μηχανημάτων. Τέλος, η ακτινοπροστασία των θαλάμων κρίνεται ικανοποιητική, λαμβάνοντας υπόψη και τον προβλεπόμενο φόρτο εργασίας.

Σε έρευνες της βιβλιογραφίας, που χρησιμοποίησαν τα πρότυπα NEMA NU2-2012 για την αξιολόγηση αντίστοιχων συστημάτων PET/CT, προκύπτουν μικρές αποκλίσεις συγκριτικά με τα αποτελέσματα της δεδομένης εργασίας. Αυτές μπορεί να οφείλονται σε διαφορές στην κατασκευή των συστημάτων ή στη διαδικασία γεμίσματος κάποιων ομοιωμάτων. Ωστόσο, όλες οι μελέτες συμβαδίζουν με τα αναφερόμενα πρότυπα και οι μετρούμενες τιμές βρίσκονται εντός των αποδεκτών ορίων.[2][5][11]

Σε γενικές γραμμές φανερώνεται η αναγκαιότητα πραγματοποίησης περιοδικών ποιοτικών ελέγχων, προκειμένου να εξασφαλίζεται η σωστή λειτουργία κάθε συστήματος PET/CT, σε ένα πλαίσιο ασφάλειας προς όλους τους εμπλεκόμενους.

6 ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- [1] Boellaard, R., Delgado-Bolton, R., Oyen, W. J., Giammarile, F., Tatsch, K., Eschner, W., Verzijlbergen, F. J., Barrington, S. F., Pike, L. C., Weber, W. A., Stroobants, S., Delbeke, D., Donohoe, K. J., Holbrook, S., Graham, M. M., Testanera, G., Hoekstra, O. S., Zijlstra, J., Visser, E., Hoekstra, C. J., ... European Association of Nuclear Medicine (EANM) (2015). FDG PET/CT: EANM procedure guidelines for tumour imaging: version 2.0. *European journal of nuclear medicine and molecular imaging*, 42(2), 328–354. <https://doi.org/10.1007/s00259-014-2961-x>
- [2] Chicheportiche, A., Marciano, R., & Orevi, M. (2020). Comparison of NEMA characterizations for Discovery MI and Discovery MI-DR TOF PET/CT systems at different sites and with other commercial PET/CT systems. *EJNMMI physics*, 7(1), 4. <https://doi.org/10.1186/s40658-020-0271-x>
- [3] Controls, Q. (2022). GUIDELINE. 1–62.
- [4] Decazes, P., Thureau, S., Dubray, B., & Vera, P. (2018). How to use PET/CT in the evaluation of response to radiotherapy. *The quarterly journal of nuclear medicine and molecular imaging : official publication of the Italian Association of Nuclear Medicine (AIMN) [and] the International Association of Radiopharmacology (IAR), [and] Section of the Society of...*, 62(2), 152–164. <https://doi.org/10.23736/S1824-4785.17.03033-3>
- [5] Hsu, D. F. C., Ilan, E., Peterson, W. T., Uribe, J., Lubberink, M., & Levin, C. S. (2017). Studies of a Next-Generation Silicon-Photomultiplier-Based Time-of-Flight PET/CT System. *Journal of nuclear medicine : official publication, Society of Nuclear Medicine*, 58(9), 1511–1518. <https://doi.org/10.2967/jnumed.117.189514>
- [6] Koole, M., Armstrong, I., Krizsan, A. K., Stromvall, A., Visvikis, D., Sattler, B., Nekolla, S. G., Dickson, J., & EANM Physics committee (2023). EANM guidelines for PET-CT and PET-MR routine quality control. *Zeitschrift fur medizinische Physik*, 33(1), 103–113. <https://doi.org/10.1016/j.zemedi.2022.08.003>
- [7] Lopez, B. P., Jordan, D. W., Kemp, B. J., Kinahan, P. E., Schmidtlein, C. R., & Mawlawi, O. R. (2021). PET/CT acceptance testing and quality assurance: Executive summary of AAPM Task Group 126 Report. *Medical physics*, 48(2), e31–e35. <https://doi.org/10.1002/mp.14656>
- [8] Matheoud, R., Boellaard, R., Pike, L., Ptacek, J., Reynés-Llompart, G., Soret, M., Vandenberghe, S., Zorz, A., Julyan, P., Rausch, I., Sattler, B., Manuel, S. G., Tosi, G., Dalianis, K., Almeida, P. M. D., Fabbri, C., Gawel, J., Hadjitheodorou, P., Kotzasarlidou, M., Viana Miranda Lima, T., ... Vanzi, E. (2023). EFOMP's protocol quality controls in PET/CT and PET/MR. *Physica medica : PM : an international journal devoted to the applications of physics to medicine and biology : official journal of the Italian Association of Biomedical Physics (AIFB)*, 105, 102506. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2022.11.010>

- [9] Morgan, T. L. (2012). Quality Assurance for PET and PET/CT Systems. *Health Physics*, 103(6), 810–811. <https://doi.org/10.1097/hp.0b013e3182690427>
- [10] Prenosil, G. A., Sari, H., Fürstner, M., Afshar-Oromieh, A., Shi, K., Rominger, A., & Hentschel, M. (2022). Performance Characteristics of the Biograph Vision Quadra PET/CT System with a Long Axial Field of View Using the NEMA NU 2-2018 Standard. *Journal of nuclear medicine*, 63(3), 476-484.
- [11] Rausch, I., Ruiz, A., Valverde-Pascual, I., Cal-González, J., Beyer, T., & Carrio, I. (2019). Performance evaluation of the Vereos PET/CT system according to the NEMA NU2-2012 standard. *Journal of Nuclear Medicine*, 60(4), 561-567.
- [12] Reynés-Llompart, G., Gámez-Cenzano, C., Romero-Zayas, I., Rodríguez-Bel, L., Vercher-Conejero, J. L., & Martí-Climent, J. M. (2017). Performance characteristics of the whole-body discovery IQ PET/CT system. *Journal of Nuclear Medicine*, 58(7), 1155-1161.
- [13] Seemann M. D. (2004). PET/CT: fundamental principles. *European journal of medical research*, 9(5), 241–246.
- [14] Spencer, B. A., Berg, E., Schmall, J. P., Omidvari, N., Leung, E. K., Abdelhafez, Y. G., ... & Cherry, S. R. (2021). Performance evaluation of the uEXPLORER total-body PET/CT scanner based on NEMA NU 2-2018 with additional tests to characterize PET scanners with a long axial field of view. *Journal of Nuclear Medicine*, 62(6), 861-870.
- [15] Tai, Y. F., & Piccini, P. (2004). Applications of positron emission tomography (PET) in neurology. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 75(5), 669-676.
- [16] Task Group 126, A. (2019). PET/CT Acceptance Testing and Quality Assurance (Issue 126).
- [17] Ζάκου, Α. (2021). Σύγκριση 18F-FDG και 68Ga-DOTATATE PET/CT σε νευροενδοκρινείς όγκους του ήπατος.
- [18] Θεοδωράκης, Α. Μ. (2019). Βελτιστοποίηση της λειτουργίας συστημάτων τομογραφίας εκπομπής ποζιτρονίων (PET).
- [19] Μόσα, Ε. (2017). *Τομογραφία εκπομπής ποζιτρονίων (pet/ct scan) στο λέμφωμα hodgkin: συσχέτιση με τη θεραπευτική στρατηγική και την ακτινοθεραπεία* (Doctoral dissertation, Εθνικό και Καποδιστριακό Πανεπιστήμιο Αθηνών (ΕΚΠΑ). Σχολή Επιστημών Υγείας. Τμήμα Ιατρικής. Τομέας Παθολογίας. Κλινική Αιματολογική).
- [20] Μπριλής, Γ. Ι. (2011). *Διαγνωστικές απεικονιστικές μέθοδοι καρκίνου του πνεύμονα (PET/CT) και εφαρμογή σ'αυτές CAD* (Bachelor's thesis).
- [21] Νταλιάνης, Κ. (2014). *In vivo δοσιμετρία προσωπικού σε τμήμα PET/CT* (Doctoral dissertation, Εθνικό και Καποδιστριακό Πανεπιστήμιο Αθηνών (ΕΚΠΑ). Σχολή Επιστημών Υγείας. Τμήμα Ιατρικής. Τομέας Μορφολειτουργικός. Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής).

[22] Σάββα, Α. Δ. (2018). Τεχνοοικονομική Μελέτη Χρήσης και Εγκατάστασης Ιατρικών Απεικονιστικών Συστημάτων στην Ελλάδα.

Χρήσιμος ιστότοπος:

[i] <https://eeae.gr/files/KO/KA-EEAE-KO-112019-02.pdf>