

Εργαστήριο Ακτινοφυσικής, Τεχνολογίας Υλικών και Βιοϊατρικής Απεικόνισης (ΑΚΤΥΒΑ)

Τίτλος Διδακτορικής διατριβής: Συστηματική αξιολόγηση της απεικονιστικής απόδοσης Ηλεκτρονικών διατάξεων Πυλαίας Απεικόνισης βασισμένη σε ομοίωμα (Systematic Phantom Based Evaluation of the Imaging Performance of Electronic Portal Imaging Devices)

Όνοματεπώνυμο: Μάριος Τζομάκας

Ηλεκτρον. διεύθυνση : mtzomakas@uniwa.gr

Αριθμ. Μητρώου: 1804

Ημερμηνία: 15/3/2020

Αναλυτικό υπόμνημα Διδακτορικής διατριβής (report)

Περίληψη

Στην παρούσα μελέτη παρουσιάζεται μια συστηματική αξιολόγηση της απεικονιστικής απόδοσης συστημάτων πυλαίας απεικόνισης (EPID). Πραγματοποιήθηκαν μια σειρά πειραμάτων και υπολογισμών για την αξιολόγηση της ποιότητας εικόνας και της απόδοσης του συστήματος χρησιμοποιώντας εξειδικευμένο ομοίωμα και ποιοτικούς δείκτες.

Εισαγωγή

Η παρούσα Διδακτορική έρευνα, η οποία είναι η συνέχεια αντίστοιχης Μεταπτυχιακής Διπλωματικής εργασίας, αφορά την πειραματική αξιολόγηση της

ποιότητας της εικόνας των συστημάτων Πυλαίας Απεικόνισης (Electronic Portal Imaging Devices), που γρησιμοποιούνται στην Ακτινοθεραπεία. Η αξιολόνηση πραγματοποιείται με τη χρήση ποιοτικών δεικτών όπως είναι, Συνάρτηση Μεταφοράς Διαμόρφωσης (MTF), Φάσμα Ισχύος Θορύβου (NPS), Κανονικοποιημένο φάσμα ισχύος του θορύβου (NNPS), Λόγος Αντίθεσης προς Θόρυβο (CNR), Λόγος Σήματος προς Θόρυβο (SNR). Η MTF υπολογίζεται με χρήση της Συνάρτησης Τετραγωνικής Απόκρισης (SWRF), το NPS υπολογίζεται μέσω του μετασχηματισμού Fourrier στην περιοχή ενδιαφέροντος της ακτινοβολούμενης εικόνας, το SNR από το κλάσμα, με αριθμητή τη τιμή του κάθε εικονοστοιχείου του σημείου ενδιαφέροντος της εικόνας και παρανομαστή την τυπική απόκλιση της αντίστοιχης περιοχής ενδιαφέροντος, το CNR από την διαίρεση της αντίθεσης της περιοχής ενδιαφέροντος με τον στατιστικό θόρυβο. Οι προαναφερθέντες ποιοτικοί δείκτες χρησιμοποιούνται σε ψηφιακές εικόνες DICOM χρησιμοποιώντας το εξειδικευμένο QC-3V test phantom. Θα πραγματοποιηθούν 48 απεικονίσεις, σε συνθήκες Ακτινοθεραπείας (για κάθε ένα από τα πεδία [ίσως 5x5cm²], 10x10cm² 15x15cm² 20x20cm² 30x30cm², 40x40cm² σε συνδυασμό με τις αποστάσεις κεφαλής-φάντομ 25cm 50cm 75cm SSD=100cm, 125cm 150cm), του εν λόγω φάντομ για έναν αριθμό από Monitor Units (2MU, 4MU, 8MU, 15MU, 20MU, 25MU, 30MU, 100MU), για διάφορους Ρυθμούς δόσης (200DR, 400DR, 600DR) και χρησιμοποιώντας ενέργεια 6MV.

Υλικά και Μέθοδοι

Στην παρούσα πειραματική μελέτη, το QC-3V EPID phantom [34] χρησιμοποιήθηκε για τη λήψη εικόνων από ένα σύστημα EPID iViewGTTM R3.4.1 MV Portal Imaging [33]. Το EPID αποτελείται από ένα ευαίσθητο στην ακτινοβολία στρώμα σπινθηριστή πάνω από μια διάταξη φωτοδιόδου άμορφου πυριτίου. Το σύστημα είναι ενσωματωμένο στο InfinityTM Linac (Elekta AB, Stockholm, Sweden) εξοπλισμένο με το AgilityTM Multileaf Collimator (MLC) 160 φύλλων που παράγει μια δέσμη φωτονίων 6 MV με μέγιστο dose rate 600 MU/min.

Οι συνθήκες ακτινοβόλισης περιελαμβάνουν dose rate 200 MU/min, 400 MU/min και 600 MU/min για ένα εύρος 2 MU-100 MU. Η απόσταση κεφαλής-ομοιώματος είναι 80 cm και το μέγεθος πεδίου στην επιφάνεια του ομοιώματος είναι 15x15 cm². Η πειραματική διάταξη φαίνεται στην εικόνα 1.

1. Πειραματικής διάταξη

Στην παρούσα πειραματική μελέτη, το QC-3V EPID phantom [34] χρησιμοποιήθηκε για τη λήψη εικόνων από ένα σύστημα EPID iViewGTTM R3.4.1 MV Portal Imaging [33]. Το EPID αποτελείται από ένα ευαίσθητο στην ακτινοβολία στρώμα σπινθηριστή πάνω από μια διάταξη φωτοδιόδου άμορφου πυριτίου. Το σύστημα είναι ενσωματωμένο στο InfinityTM Linac (Elekta AB, Στοκχόλμη, Σουηδία) εξοπλισμένο με το AgilityTM Multileaf Collimator (MLC) 160 φύλλων που παράγει μια δέσμη φωτονίων 6 MV με μέγιστη ταχύτητα δόσης 600 MU/min.

Οι συνθήκες ακτινοβόλησης περιελάμβαναν ρυθμούς δόσης 200 MU/min, 400 MU/min και 600 MU/min για ένα εύρος 2 MU-100 MU. Η απόσταση κεφαλής-

ομοιώματος ήταν 80 cm και το μέγεθος πεδίου στην επιφάνεια του ομοιώματος ήταν 15x15 cm². Η πειραματική ρύθμιση φαίνεται στο Σχήμα 1.

Ορισμός μεταβλητών (Monitor Units, διαστάσεις πεδίου κεφαλής του γραμμικού επιταχυντή (LINAC), απόσταση κεφαλής γραμμικού επιταχυντή-ομοιώματος QC-3V, απόσταση κεφαλής γραμμικού επιταχυντή (LINAC)-ανιχνευτή (EPID), Dose Rate διάταξης. Πραγματοποίηση set-up της διάταξης: α) γραμμικός επιταχυντής, β) ομοίωμα QC-3V και δ) ανιχνευτής (EPID)(Εικ.1).

Το QC-3V Phantom, που φαίνεται στην Εικ. 2, αποτελείται από πέντε σετ ορθογώνιων ράβδων υψηλής αντίθεσης με χωρικές συχνότητες 0,1, 0,2, 0,25, 0,45 και 0,76 lp/mm και πάχος ράβδου 15 mm. Το πλαίσιο του ομοιώματος είναι κατασκευασμένο από αλουμίνιο και τα πέντε δοκιμαστικά τμήματα είναι κατασκευασμένα από μόλυβδο και πλαστικό Delrin (Acetal) (πυκνότητα 1,42 g/cm³). Το φάντασμα είναι 15 mm λεπτό και έχει ακρυλικές πλάκες 3 mm και κάλυμμα αλουμινίου 2 mm στο επάνω μέρος και κάτω, αντίστοιχα.



Reg	ion	Bars	Materials
1		0,76 lp/mm	
2	2	0,45 lp/mm	
3	5	0,25 lp/mm	
4	Ļ	0,20 lp/mm	
5	;	0,10 lp/mm	
6	5		15 mm PVC
7	'		15 mm Al
8	3		5 mm Pb
9)		7,5mmPb
10	0		7,5 mmPb
1	1		15 mm Pb

Εικόνα 1 Πειραματική διάταξη και χαρακτηριστικά ομοιώματος QC-3V

2. Οργάνωση και πραγματοποίηση πειραματικών μετρήσεων.

<u>Ορισμός σετ πειραματικών μετρήσεων:</u> χρήση monitor units (MUs), ενέργεια γραμμικού επιταχυντή, Dose rate, διαστάσεις πεδίου, απόσταση κεφαλής γραμμικού επιταχυντή (Linac)-ανιχνευτή EPID και απόσταση κεφαλής-ομοιώματος QC-3V (Εικόνα 2).

Πραγματοποίηση πειραματικών μετρήσεων συλλογή αποτελεσμάτων (ιατρικές εικόνες)

Energy: 6MV							
Field size: 15x15 cm ²							
Distance Linac Head-EPID: 100 cm							
Distance Linac Head-QC-3V phantom: 80 cm							
	Dose Rate	200 DR	400 DR	600 DR			
Monitor Units							
2MU		Image	Image6	Image11			
		1					
10MU		Image2	Image7	Image12			
50MU		Image3	Image8	Image13			
70MU		Image4	Image9	Image14			
100MU		Image5	Image10	Image15			

Εικόνα 2 τιμές πειραματικών μετρήσεων διάταξης

<u>Συλλογή πληροφοριών γραμμικού επιταχυντή (Linac)</u>: Linac Elekta AB, Stockholm, Sweden equipped with the Agility[™] Multileaf Collimator (MLC) of 160 leaves producing a 6 MV photon beam with a maximum dose rate of 600 MU/min.

Συλλογή πληροφοριών ανιχνευτή (EPID): system iViewGT[™] R3.4.1 MV Portal Imaging.

<u>Ορισμός μεταβλητών αξιολόγησης ποιότητας εικόνας</u>: Modulation Transfer Function (MTF), Noise Power Spectrum (NPS), Signal-to-Noise-Frequency Response (SNFR), SNR για διαφορετικές χωρικές συχνότητες και Contrast-to-Noise Ratio (CNR) για διαφορετικές περιοχές του ομοιώματος.

Επεξεργασία ιατρικών-πειραματικών εικόνων με την χρήση, των προαναφερθέντων, μεταβλητών αξιολόγησης ποιότητας της εικόνας και του πηγαίου κώδικα MATLAB.

1.3.1 Συνάρτηση Μεταφοράς Διαμόρφωσης (MTF)

Η MTF, σε γενικές γραμμές, είναι μία γραφική παράσταση του μέτρου της έντασης του ποσοστού του επιπέδου του γκρι σε συνάρτηση με τη χωρική συχνότητα (σε ζεύγη γραμμών ανά χιλιοστό, lp/mm). Ένας άμεσος τύπος για τη μέτρηση του MTF είναι να χρησιμοποιηθεί ένα αντικείμενο με γνωστή χωρική συχνότητα και μετρώντας την ένταση της εικόνας. Για να υπολογιστεί η αντίθεση της εικόνας χρησιμοποιείται η ακόλουθη εξίσωση:

$$M' = CTF(f) = \frac{\mu_{\max}(f) - \mu_{\min}(f)}{\mu_{\max}(f) + \mu_{\min}(f)} \quad (1)$$

Όπου μ_{max} είναι το μέγιστο επίπεδο του γκρι και μ_{min} είναι το ελάχιστο επίπεδο του γκρι που προβάλλεται επί του επιπέδου της εικόνας από το αντικείμενο αναφοράς. Το MTF υπολογίζετε χρησιμοποιώντας την εξίσωση:

$$MTF(f) = \frac{M'(f)}{M(f)} \qquad (2)$$

Όπου Μ είναι η διαμόρφωση αντικειμένου για κάθε χωρική συχνότητα και Μ' είναι η διαμόρφωση της εικόνας. Το Μ' μπορεί να υπολογιστεί για κάθε χωρική συχνότητα χρησιμοποιώντας την εξίσωση (1). Ορισμένες από τις μεθόδους που χρησιμοποιούνται για την μέτρηση του MTF εφαρμόζονται με τη χρήση ενός στόχου δοκιμής με βαθμονομημένο το Μ σε διάφορες χωρικές συχνότητες: πρότυπη μπάρα ή ημιτονοειδές σχήμα (επίπεδα του γκρι αντικειμένου). Η ευκρίνεια ενός απεικονιστικού ανιχνευτή ή συστήματος χαρακτηρίζεται καλύτερα από το MTF του. Το MTF είναι το μέτρο της ικανότητας ενός ανιχνευτή απεικόνισης να αναπαράγει την αντίθεση της εικόνας από την αντίθεση του λόγου των διαμορφώσεων εξόδου προς την είσοδο ως συνάρτηση της χωρικής συχνότητας τους. Όσο υψηλότερο είναι η MTF, τόσο καλύτερη είναι η σαφήνεια και η ευκρίνεια της εικόνας. Υπάρχουν δύο αξιοσημείωτα πλεονεκτήματα από τη χρήση της MTF για να περιγράψει τις ιδιότητες της ευκρίνειας ενός απεικονιστικού συστήματος. Πρώτον, η

ευκρίνεια μπορεί να χαρακτηριστεί σε πολλαπλά επίπεδα μια λεπτομέρεια (δηλαδή, χωρικές συγνότητες). Δεύτερον, εάν ένα σύστημα έχει πολλαπλά μέρη, το καθένα από αυτά επηρεάζει την ευκρίνεια του, η MTF του συνολικού συστήματος, υπό κατάλληλες συνθήκες, είναι απλά ένας πολλαπλασιασμός των MTF των μεμονωμένων μερών. Από μαθηματική άποψη, η MTF είναι το πλάτος (Amplitude) Fourier της Συνάρτησης Σημειακής Διασποράς (PSF), αναλυτικότερα είναι η απόκριση του ανιχνευτή σε έναν απότομο παλμό προς την απόκριση του ανιχνευτή (συνάρτηση δέλτα). Στους ψηφιακούς ακτινογραφικούς ανιχνευτές, η απόκριση του ανιχνευτή εξαρτάται από τη θέση του παλμού σε σχέση με το pixel δειγματοληψίας του πίνακα. Στη θεωρία, σε κάθε χωρική περίοδο, της κάθε μίας από τις πέντε περιοχές με ράβδους, του πρότυπου φάντομ, η μεταδοτικότητα μεταπηδά μεταξύ του 0 και του 1, έτσι η αντίθεση της αντίστοιχης περιοχής του προτύπου (που ονομάζεται Μ) είναι κοντά στο 1. Με την αύξηση των χωρικών συχνοτήτων, η αντίθεση της εικόνας που συλλέγεται από το σύστημα απεικόνισης (που ονομάζεται Μ'), η οποία ορίζεται στην Εξίσωση (1) θα μειωθεί. Όταν η χωρική συχνότητα του αντικειμένου είναι f, η MTF του συστήματος απεικόνισης σε αυτή τη χωρική συχνότητα ορίζεται ως το ποσοστό της αντίθεσης της εικόνας του συστήματος απεικόνισης προς την αντίθεση του ημιτονοειδούς της ραβδωτής περιοχής. Από τη στιγμή που δεν γρησιμοποιούμε ημιτονοειδή ραβδωτή περιογή, αλλά ορθογώνιες ραβδωτές περιογές, το ποσοστό της αντίθεσης της εικόνας του συστήματος απεικόνισης προς την αντίθεση της ορθογώνιου ραβδωτής περιοχής δεν είναι η MTF, αλλά η CTF (Contrast Transfer Function) του συστήματος.

$$CTF(f) = \frac{M'(f)}{M(f)} \qquad (3)$$

Ένα τμήμα ενός διαγράμματος από ράβδους μπορεί να προσεγγιστεί από μια περιοδική συνάρτηση που ονομάζεται τετραγωνικό κύμα. Με τον μετασχηματισμό Fourier, είναι γνωστό, ότι κάθε περιοδική συνάρτηση μπορεί να εκφραστεί ως ένα άπειρο άθροισμα των ημιτονοειδών συναρτήσεων, αρχίζοντας με τη θεμελιώδη, $\sin(\frac{\pi x}{L}) = \sin(2\pi f)$ συμπεριλαμβάνοντας αρμονικές όπως $\sin(\frac{n\pi x}{L}) = \sin(2\pi f)$. Για n=2,3,4...Η εξίσωση για το τετραγωνικό κύμα φαίνεται πιο κάτω. Έχει μόνο περιττές αρμονικές (n=3,5,7...). Το πλάτος της θεμελιώδους συχνότητας της ραβδωτού περιοχής είναι $\frac{\pi}{4}$ =0.785 φορές το πλάτος της ίδιας της ραβδωτού περιοχής. Για να αποκτήσουμε το MTF από το CTF πρέπει να πολλαπλασιαστεί με το συντελεστή $\frac{\pi}{4}$.

$$MTF(f) \sim = 0.785 * CTF(f)$$
 (4)

Η εξίσωση (4) είναι ακριβής μόνο σε σχετικά υψηλές συχνότητες όπου η απόκριση πέφτει, όπου οι αρμονικές είναι έντονα εξασθενημένες. Αυτές είναι οι συχνότητες ενδιαφέροντος. Η ακριβής εξίσωση που σχετίζει την MTF(f) με την CTF(f) δίνεται πιο κάτω:

$$MTF(f) = \frac{\pi}{4} \left[CTF(f) + \frac{CTF(3f)}{3} - \frac{CTF(5f)}{5} + \dots \right]$$
(5)

Τα σημεία σε αυτήν την εξίσωση πέρα από το n = 7 είναι αρκετά ακανόνιστα.

1.3.2 Λόγος αντίθεσης προς θόρυβο (CNR)

Το CNR ορίζεται ως η διαφορά μεταξύ του μέσου όρου του οπτικού συντελεστή στη περιοχή ενδιαφέροντος (ROI) και τις διαφορές της περιοχής του φόντου, διαιρούμενο με τον κατά μέσο όρο της οπτικής διακύμανσης του συντελεστή στη περιοχή είτε του φόντου, που είναι το σύνηθες είτε με κάποια ομοιόμορφη περιοχή.

$$CNR = \frac{contrast}{noise} = \frac{\Delta\mu}{noise} = CNR = \frac{contrast}{noise} = \frac{\Delta\mu}{noise} = \frac{\mu_{ROI} - \mu_{mean}}{\sqrt{\frac{\sigma_{ROI}^2 + \sigma_{mean}^2}{2}}}$$
(6)

Όπου το μ_{ROI} είναι ο μέσος όρος των τόνων του γκρι της περιοχής ενδιαφέροντος, το μ_{mean} είναι η μέση τιμή του υπόβαθρου(background) και αντίστοιχα σ_{ROI}, σ_{mean} η τυπική απόκλιση της περιοχής ενδιαφέροντος και του background αντίστοιχα.

2.4 Φάσμα ισχύος θορύβου (NPS)

To NPS, εκφράζει τον θόρυβο στο πεδίο της χωρικής συχνότητας, ορίζεται ως ο μετασχηματισμός Fourier (FT) των διακυμάνσεων του σήματος [4,30,31]:

(7)
$$NPS(f_x, f_y) = \frac{\left\langle \left| FFT(\sum_{n_x=0}^{N_x-I} \sum_{n_y=0}^{N_y-I} p(x, y)) \right|^2 \right\rangle}{N_x N_y} \Delta x \Delta y$$

όπου p(x,y) είναι η διαφορά μεταξύ του μέσου σήματος εικόνας, δηλαδή της τιμής του pixel και του σήματος στο σημείο x,y. To p(x,y) αξιολογείται σε ένα σύνολο διακεκριμένων θέσεων, x=nx Δx , nx=0,1,2,...,N, y=ny Δy , ny=0,1,2,..., To N nx,ny αντιπροσωπεύει τον αριθμό των δειγμάτων, Nx και Ny είναι οι διαστάσεις x και y κάθε ROI ή οι αριθμοί των pixel, κατά μήκος των δύο διαστάσεων στο ROI. Στη συνέχεια, το NPS υπολογίζεται με υπολογισμό του μέσου όρου συνόλου του διακριτού μετασχηματισμού Fourier της μέσης διακύμανσης του σήματος στις κατευθύνσεις x και y, όπου το () αντιπροσωπεύει τον μέσο όρο του συνόλου. Για αυτόν τον υπολογισμό έχουν ληφθεί 8 διαφορετικές ROI στην ίδια περιοχή για κάθε μονάδα παρακολούθησης και κάθε dose rate. Εκτός από το NPS, το κανονικοποιημένο φάσμα ισχύος θορύβου (NNPS) χρησιμοποιείται συνήθως για τη σύγκριση των χαρακτηριστικών θορύβου διαφορετικών συστημάτων απεικόνισης. Το NNPS ορίζεται από το πηλίκο [25, 30-31]:

(8)
$$NNPS(f_x, f_y) = \frac{NPS(f_x, f_y)}{\overline{\mu^2}}$$

όπου $\bar{\mu}^2$ είναι η μέση τιμή του εικονοστοιχείου στο τετράγωνο.

2.5 Απόκριση συχνότητας σήματος προς θόρυβο (SNRF)

Γνωρίζοντας την MTF και το NPS καθίσταται δυνατή η εισαγωγή του SNFR, το οποίο είναι μια μεταβλητή που μπορεί να συσχετιστεί με την έξοδο του σήματος του ανιχνευτή προς τον θόρυβο, που εκφράζεται στο πεδίο της χωρικής συχνότητας. Το SNFR υπολογίζεται χρησιμοποιώντας τον ακόλουθο τύπο:

(9)
$$SNFR = \frac{(\mu \cdot MTF)^2}{NPS} \Leftrightarrow SNFR = \frac{SPS}{NPS}$$

όπου μ είναι η μέση τιμή pixel μιας περιοχής εικόνας. Το SPS είναι το φάσμα ισχύος σήματος που ορίζεται ως:

(10)
$$SPS = (\mu \cdot MTF)^2$$

2.6 Απόκριση ανιχνευτή πυλαίας απεικόνισης (EPID)

Η απόκριση του ανιχνευτή EPID (μ), δηλαδή η διακύμανση της μέσης τιμής pixel ως συνάρτηση του monitor unit (MU): Υπολογίσαμε την απόκριση του ανιχνευτή συλλέγοντας τιμές pixel από ομοιόμορφες περιοχές. Οι περιοχές που μετρήθηκαν ήταν: το φόντο, η περιοχή 7 (πάχος αλουμινίου 15 mm), η περιοχή 10 (πάχος μολύβδου 7,5 mm) και η περιοχή 11 (πάχος μολύβδου 15 mm) του ομοιώματος QC-3V. Οι μετρήσεις ελήφθησαν για κάθε monitor unit (MU) και για τρία διαφορετικά dose rate (200 MU/min, 400 MU/min, 600 MU/min).

ПАРАРТНМА

Συντομογραφίες

ADC	Analogue to digital converter (Αναλογοψηφιακός μετατροπέας)
a-Se	Amorphus Selenium (Άμορφο Σελήνιο)
a-Si:H	Hydrogenated amorphus Silicon (Άμορφο υδρογονωμένο πυριτιο)
CNR	Contrast to Noise Ratio (Λόγος αντίθεσης προς θόρυβο)
CTF	Contrast Transfer Function (Συνάρτηση μεταφοράς αντίθεσης)
CV	Coefficient of variation (Συντελεστής μεταβλητότητας)
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine (Ψηφιακή απεικόνιση και Επικοινωνίες στην Ιατρική)
DR	dose rate (Ρυθμός δόσης)
EPID	Electronic Portal Imaging Device (Ηλεκτρονική Συσκευή Πυλαίας Απεικόνισης)
FFT	Fast Fourier Transform (Γρήγορος μετασχηματισμός Fourier)
IEC	International Electrotechnical Commission (Διεθνής ηλεκτροτεχνική επιτροπή)
Gd ₂ O ₂ S:Tb	Gadolinium Oxysulphide with Terbium activator (Οξυσουλφίδιο του Γαδολινίου με ενεργοποιητή Τέρβιο)
Linac	Linear accelerator (Γραμμικός επιταχυντής)
LSF	Line spread function (Συνάρτηση γραμμικής διασποράς)
MPV	Mean pixel value (Μέση τιμή των pixels)
MLC	Multileaf Collimators(Πολύφυλλοι κατευθυντήρες)
MTF	Modulation transfer function (Συνάρτηση μεταφοράς διαμόρφωσης)

MU	Monitor Unit (Μονάδα μέτρησης της ακτινοθεραπευτικής χορηγούμενης δόσης)
NPS	Noise power spectrum (Φάσμα ισχύος θορύβου)
NNPS	Normalized noise power spectra (Εξομαλυμένο φάσμα ισχύος του θορύβου)
PSF	Point Spread Function (Συνάρτηση σημειακής διασποράς)
SNR	Signal to noise ratio (Λόγος σήματος προς θόρυβο)
SSD	Source to surface distance (Απόσταση πηγής από την επιφάνεια ακτινοβόλησης)
SWRF	Square wave response function (Συνάρτηση τετραγωνικής απόκρισης)

Αναφορές

[1] S. Y. Son et al, *Evaluation of Image Quality for Various Electronic Portal Imaging Devices in Radiation Therapy*, Journal of Radiological Science and Technology, 38(4)
 (2015) 451

[2] S.Lee, G. Yan, P. Bassett, A. Gopal, S.Samant, *Use of local noise power spectrum and wavelet analysis in quantitative image quality assurance for EPIDs*, Medical Physics, 43 (2016) 4996

[3] I. J. Das et al, *A quality assurance phantom for electronic portal imaging devices*, Journal of Applied Clinical Medical Physics, 12 (2011) 391.

[4] G. Borasi, A. Nitrosi, P. Ferrari, and D. Tassoni, *On site evaluation of three flat panel detectors for digital radiography*, Medical Physics, 30 (2003) 1719

[5] F. Cremers et al, *Performance of electronic portal imaging devices EPID used in radiotherapy: Image quality and dose measurements*, Medical Physics, 31 (2004) 985

[6] J. T. Dobbins III, Intercomparison of methods for image quality characterization.II. Noise power spectrum, Medical Physics, 33 (2006) 1466

[7] J. Baek, H. Kim, B. Kim, Y. Oh and H. Jang, Assessment of portal image resolution improvement using an external aluminum target and polystyrene electron filter, Radiation Oncology, 14:70 (2019) https://doi.org/10.1186/s13014-019-1274-4

[8] J. Seco, B. Clasie and M. Partridge, *Review on the characteristics of radiation detectors for dosimetry and imaging*, Phys. Med. Biol. 59 (2014) R303

[9] P. Yadav, R. Tolakanahalli, Y. Rong, B. R Paliwal *The effect and stability of MVCT images on adaptive TomoTherapy*, Journal of Applied Clinical Medical Physics, 11 (2010) 3229.

[10] C K McGarry, M W D Grattan and V P Cosgrove, *Optimization of image quality and dose for Varian aS500 electronic portal imaging devices (EPIDs)* Physics in Medicine and Biology, 52 (2007) 6865

[11] U. Ramm, J. Köhn, R. Rodriguez Dominguez, J. Licher, N. Koch, E. Kara, C. Scherf, C. Rödel, C.Weiß, *Feasibility study of patient positioning verification in electron beam radiotherapy with an electronic portal imaging device (EPID)*, Physica Medica, 30 (2014) 215

[12] Filipe Martins Garcia de Moura , *Amorphous silicon detector panel damage: correlating physical parameters to clinical usability*, PhD Thesis, Universidade de Lisboa, 2008, p.16-17.

[13] Youcef El-Mohri, Larry E Antonuk, Richard B Choroszucha, Qihua Zhao, Hao Jiang and Langechuan Liu, *Optimization of the performance of segmented scintillators for radiotherapy imaging through novel binning techniques*, Physics in Medicine and Biology 59 (2013) 797

[14] H. Kanamori and M. Matsumoto, *The information spectrum as a measure of radiographic image quality and system performance*, Physics in Medicine and Biology, 29 (1984) 303

[15] C. Michail, V. Spyropoulou, N. Kalyvas, I. Valais, N. Dimitropoulos, G. Fountos, I. Kandarakis and G. Panayiotakis, *The influence of software filtering in digital*

mammography image quality, JINST (2009) P05018, https://doi.org/10.1088/1748-0221/4/05/P05018

[16] G Jarry and F Verhaegen, *Electron beam treatment verification using measured* and Monte Carlo predicted portal images, Physics in Medicine and Biology 50 (2005)4977

[17] A. Daniels, Field Guide to Infrared Systems, Detectors, and FPAs, SPIE, 2018. ISBN: 9781510618640

[18] G. T. Barnes, *The Physics of Medical Imaging: Recording System, Measurements and Techniques*, American Association of Physicists in Medicine, New York, NY, USA, 1979. ISBN: 9780883182604

[19] ICRU (International Commission on Radiological Units), *Modulation transfer functions of screen-film systems*, ICRU Report 41 (1986).

[20] M. Mahesh, AAPM/RSNA physics tutorial for residents. Digital mammography: an overview, Radiographics, 24 (2004) 1747

[21] R. Shaw, *The Physics of Medical Imaging: Recording System, Measurements and Techniques*, American Association of Physicists in Medicine, New York, NY, USA, 1979.

[22] A. L. Evans, The Evaluation of Medical Images, Adam Hilger, Bristol, UK, 1981.

[23] J. Liu, Y. Xu, A. Teymurazyan, Z. Papandreou, G. Pang, *Development of a novel high quantum efficiency MV x-ray detector for image-guided radiotherapy: A feasibility study*, Medical Physics, 47 (2020) 152

[24] F. Rogge, H. Bosmans, G. Marchal, A practical method for detected quantum efficiency (DQE) assessment of digital mammography systems in the radiological environment. Proc SPIE, 4682 (2002) 645.

[25] C. M. Michail, N. E. Kalyvas, I. G. Valais, I. P. Fudos, G. P. Fountos, N. Dimitropoulos, G. Koulouras, D. Kandris, M. Samarakou, and I. S. Kandarakis, *Figure of Image Quality and Information Capacity in Digital Mammography*, (2014), Article ID 634856, p.5-8. https://doi.org/10.1155/2014/634856

[26] G. D. Boreman, Modulation Transfer Function in Optical and Electro-Optical Systems, SPIE, 2001.

[27] J. M. Boone, T. Yu, J. A. Seibert, *Sinusoidal modulation analysis for optical system MTF measurements*, Medical Physics, 23 (1996) 1955

[28] E. B. Podgorsak, 2003 Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students, p.111-116, 118-119, 121-128. © IAEA, 2005, Printed by the IAEA in Austria, July 2005, STI/PUB/1196

[29] B. Norman Nill, Conversion between sine wave and square wave spatial frequency response of an imaging system, MITRE Technical Report MTR 01B0000021, 2001.

[30] M. B. Williams, P. A. Mangiafico, and P. U. Simoni, *Noise power spectra of images from digital mammography detectors*, Medical Physics, 26 (1999) 1279

[31] I.E. Seferis, C.M. Michail, I.G. Valais, G. P. Fountos, N.I. Kalyvas, F. Stromatia,
G. Oikonomou, I.S. Kandarakis and G.S. Panayiotakis, *On the response of europium doped phosphor-coated CMOS digital imaging detector*, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A 729 (2013) 307

[32] D. Linardatos, V. Koukou, N. Martini, A. Konstantinidis, A. Bakas, G. Fountos, I. Valais, and C. Michail, *On the Response of a Micro Non-Destructive Testing X-ray Detector*, Materials, 14 (2021) 888.

[33] Larry E Antonuk, Electronic portal imaging devices: a review and historical perspective of contemporary technologies and research, Department of Radiation Oncology, University of Michigan, UH-B2C432, 1500 East Medical Center Drive,

AnnArbor,MI48109-0010,USAhttps://deepblue.lib.umich.edu/bitstream/handle/2027.42/48974/m206r1.pdf

[34]http://www.seedos.co.uk/SeeDOS%20Ltd%20%20QUANTITATIVE%20QA%2 0%20PIPSPRO%20software%20and%20QC-3%20phantom.pdf