

Εργαστήριο Ακτινοφυσικής, Τεχνολογίας Υλικών και Βιοϊατρικής Απεικόνισης (ΑΚΤΥΒΑ)

ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗΣ

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: 01/12/2021

# Αναλυτικό υπόμνημα Διδακτορικής διατριβής (report)

### 3. Αποτελέσματα και συζήτηση

H εικόνα A δείχνει τα γραφήματα MTF στα 200 DR, 400 DR, 600 DR για 2 MU, 10 MU, 50 MU, 70 MU, 100 MU αντίστοιχα, όπου το DR αντιστοιχεί σε MU/min. Γενικά, δεν παρατηρήθηκαν σημαντικές διαφορές μεταξύ των καμπυλών. Ωστόσο, με μια δεύτερη ματιά μπορούμε να παρατηρήσουμε μια μικρή διαφοροποίηση μεταξύ όλων των καμπυλών στο εύρος συχνοτήτων από 0,20 lp/mm έως 0,75 lp/mm. Οι χαμηλότερες τιμές MTF βρέθηκαν σε 2 MU με 200 DR, π.χ. στα 0,45 lp/mm MTF βρέθηκε 0,3448, ενώ ελαφρώς υψηλότερες τιμές λήφθηκαν σε 10 MU με 600 DR, π.χ. σε 0,45 lp/mm, MTF41 = 0.

# 1. Εμφάνιση και αξιολόγηση των αποτελεσμάτων από την επεξεργασία των πειραματικών μετρήσεων.



Εικόνα Α. Γραφήματα του MTF για 200DR,400DR και 600DR.



Εικόνα Β. Γραφήματα του NPS στον αέρα για 200 DR,400 DR και 600 DR.

Τα αποτελέσματά μας παρουσιάστικαν υψηλότερα [5], ή αρκετά συγκρίσιμα, με αντίστοιχες τιμές που αναφέρονται στη βιβλιογραφία για την αξιολόγηση συστημάτων πυλαλιας απεικόνισης [3], για χωρικές συχνότητες έως 0,4 mm<sup>-1</sup>. Από την άλλη πλευρά, τα αποτελέσματα που παρουσιάστηκαν βρέθηκαν κατώτερα από αυτά που βρέθηκαν για ένα σύστημα Varian TrueBeamTM χωρίς φίλτρο εξομάλυνσης (flattening filter) [1].

Ωστόσο, στις προαναφερθείσες εργασίες, η αξιολόγηση MTF πραγματοποιήθηκε με μεθόδους που βασίζονται σε διαφορετικά όργανα, π.χ. το ομοίωμα PTW EPID QC-3V [3] ή σε διαφορετικές τεχνικές, π.χ., χρησιμοποιώντας είτε την τεχνική ακμών [1] είτε τη μέθοδο LSF [5].

Η εικόνα Β δείχνει τα γραφήματα NPS, που υπολογίζονται στην περιοχή αέρα. Για κάθε συνδυασμό DR και MU, οι τιμές θορύβου έδειξαν μικρές διακυμάνσεις σε σχέση με τη χωρική συχνότητα. Τα γραφήματα είναι σχεδόν σταθερά σε σχέση με τη χωρική συχνότητα. Τα επίπεδα θορύβου έδειξαν σημαντικές διαφορές σε σχέση με τα monitor units. Οι χαμηλότερες τιμές NPS λήφθηκαν σε 2 MU με 400 DR, από την άλλη πλευρά, οι υψηλότερες βρέθηκαν στα 100 MU με 200 DR. Γενικά, οι τιμές NPS είναι συγκρίσιμες από 50 MU έως 100 MU.

Η διακύμανση του επιπέδου του θορύβου συμβαίνει λόγω της στατιστικής φύσης των διαδικασιών απορρόφησης των ακτίνων X και δημιουργίας φωτός στον σπινθηριστή καθώς και του θορύβου που προκαλείται από τα ηλεκτρονικά του EPID κατά το σχηματισμό εικόνας. Το dose rate δεν επηρεάζει αισθητά τα επίπεδα θορύβου για διάφορα monitor unit (MU). Τα αποτελέσματά του NPS ήταν υψηλότερα από τα αντίστοιχα αποτελέσματα NPS που αναφέρονται στη βιβλιογραφία για μια παλαιότερη άμορφη διάταξη επίπεδων πάνελ (flat panel) πυριτίου ακτινοβολημένα με 6MV [5]. Εξετάζοντας νεότερα συστήματα [1], τα αποτελέσματά μας NPS βρέθηκαν υψηλότερα ή συγκρίσιμα με αυτά που ελήφθησαν για ένα σύστημα EPID BEAMVIEWPLUS (Siemens), ένα σύστημα iX και TrueBeam (Varian) και ένα άλλο σύστημα EPID iViewGT (Elekta) [1]. Ωστόσο, πρέπει να τονιστεί ότι ο θόρυβος μεταξύ των συστημάτων επηρεάζεται από την περιοχή όπου υπολογίζεται ο θόρυβος, την αλυσιδοτή απεικόνιση [1], καθώς και από την αντίστοιχη μέτρηση της εγκατάστασης. Λόγω της ενσωμάτωσης του ομοιώματος QC-3V, η ρύθμιση των μετρήσεών μας ήταν διαφορετική από αυτές που χρησιμοποιήθηκαν στις προαναφερθείσες μελέτες.



Εικόνα Γ. Γραφήματα του SNFR στον αέρα για 200 DR,400 DR και 600 DR

Η εικόνα Γ δείχνει τα γραφήματα SNFR. Οι υψηλότερες τιμές SNFR ανά συνδυασμό MU και DR παρατηρούνται στην περιοχή χαμηλής συχνότητας στα 0,1 lp/mm. Οι αντίστοιχες τιμές SNRF μειώνονται με τη χωρική συχνότητα και τείνει στο μηδέν όταν φτάσει στο όριο της ανάλυσης της εικόνας του EPID. Αυτή η συμπεριφορά μπορεί να εξηγηθεί αν σκεφτεί κανείς την επίδραση της διακύμανσης του MTF με τη χωρική συχνότητα. Εφόσον, το MTF είναι στον αριθητή της εξίσωσης SNRF, εξίσωση 7, η πτώση του MTF σε σχέση με τη χωρική συχνότητα αντανακλάται στις τιμές του SNRF. Επιπλέον, το NPS παρουσιάζει σταθερή τάση ως προς τη χωρική συχνότητα. Η υψηλότερη τιμή SNRF ισούται με περίπου 3,03x10<sup>11</sup> και ήταν στα 100 MU και 200 DR για 0,1 lp/mm. Για την ίδια χωρική συχνότητα, το χαμηλότερο SNRF βρέθηκε περίπου 1,68x10<sup>11</sup> για τον συνδυασμό 2MU και 400 DR.



Εικόνα Δ. Γραφήματα του SNR για 200 DR,400 DR και 600 DR

Η εικόνα Δ δείχνει τα γραφήματα SNR για 200 DR, 400 DR, 600 DR. Παρατηρείται ότι οι τιμές SNR της εικόνας δεν είναι γραμμικές σε σχέση με το DR. Ωστόσο, υπάρχουν ορισμένες εξαιρέσεις, όπως 10 MU έως 20 MU, όπου η τιμή του SNR για 400 DR, είναι χαμηλότερη από τα 200 DR. Αντίθετα, στα 50 MU έως 70 MU, όπου τα 400 DR και τα 600 DR έχουν σχεδόν ίσες τιμές SNR. Λαμβάνοντας υπόψη μια τυπική δόση ανά MU, η μη γραμμική απόκριση εικόνας θα μπορούσε να αποδοθεί στις ιδιότητες της λήψης του σήματος των ηλεκτρονικών του EPID κατά το σχηματισμό εικόνας, καθώς και στο λογισμικό χειρισμού εικόνας.



Εικόνα Ε. Γραφήματα του CNR για 200 DR,400 DR και 600 DR

Η εικόνα Ε δείχνει το CNR τριών διαφορετικών περιοχών ROI, για 200 DR, 400 DR και 600 DR. Οι υψηλότερες τιμές CNR παρατηρούνται στην περιοχή 7-11. Επιπλέον, δεν υπάρχει σημαντική διαφοροποίηση μεταξύ των τριών dose rate. Η διαφοροποίηση των monitor unit δεν φαίνεται να επηρεάζει τα δεδομένα (data). Τα γραφήματα είναι σχεδόν ευθεία και σταθερά σε σχέση με τις τιμές MU. Οι χαμηλότερες τιμές παρατηρήθηκαν στην περιοχή φόντου-περιοχής 11.



Εικόνα ΣΤ. Γραφήματα του Response curve του EPID για 200 DR, 400 DR και 600 DR

Η εικόνα ΣΤ δείχνει την καμπύλη απόκρισης EPID στα 6 MV για dose rate (DRs): 200 MU/min, 400 MU/min, 600 MU/min και για τέσσερις διαφορετικές ομοιόμορφα ακτινοβολημένες περιοχές του ομοιώματος QC-3V. Ο ανιχνευτής παρουσιάζει μια σταθερή έξοδο για όλες τα υπό διερεύνηση MU, για κάθε περιοχή. Οι υψηλότερες τιμές εμφανίζονται στην περιοχή 11, η οποία είναι ένα στρώμα μολύβδου με συνολικό πάχος 15 mm. Από την άλλη, οι χαμηλότερες τιμές βρέθηκαν για την περιοχή 7, που είναι μια στρώση αλουμινίου με πάχος 15 mm και το φόντο, που είναι ο αέρας.

## 4. Συμπέρασμα

Στην παρούσα μελέτη, διερευνήθηκε η επίδραση της επιλογής των MU και DR παραμέτρων ακτινοβόλησης του LINAC στην ποιότητα εικόνας των συστημάτων πυλαίας μέσω ποσοτικών ποιοτικών μετρήσεων. Η ποιότητα της εικόνας αξιολογήθηκε χρησιμοποιώντας το ομοίωμα QC-3V. Αποδείχθηκε ότι το QC-3V phantom μπορεί να χρησιμοποιηθεί με επιτυχία σε διαδικασίες ποιοτικού ελέγχου όπου, εκτός από τις μετρήσεις που μελετήθηκαν στο χωρικό πεδίο, π.χ. SNR και CNR, μετρήσεις ποιότητας εικόνας που εξαρτώνται από την χωρική συχνότητα και που σχετίζονται με ιδιότητες μεταφοράς σήματος και θορύβου των ανιχνευτών μπορούν να εκτιμηθούν. Σε αυτό το πλαίσιο, προσδιορίστηκαν παράμετροι, συμπεριλαμβανομένων των MTF, NPS και SNFR (δηλαδή, εξόδος (output) SNR που εξαρτάται από τη συχνότητα). Η παράμετρος SNFR μπορεί να είναι χρήσιμη για τη μελέτη της συνολικής απόδοσης εξόδου του συστήματος. Οι προαναφερθείσες μετρήσεις μπορούν να χρησιμοποιηθούν περιοδικά για την αξιολόγηση της απόδοσης των συστημάτων LINAC και EPID σε συνδυασμό με τις τρέχουσες διαδικασίες αξιολόγησης ποιότητας εικόνας. Επιπλέον, μπορούν να βοηθήσουν στη βελτιστοποίηση των ρυθμίσεων MU και DR κατά τη διάρκεια απεικονιστικών διαδικασιών της πυλαίας απεικόνισης.

Συγγραφή και σύνταζη επιστημονικού άρθρου. Αζιολόγηση, επεξεργασία και βελτίωση άρθρου με την βοήθεια των επιβλεπόντων καθηγητών και των επιστημονικών συνεργατών-συναδέλφων. Υποβολή άρθρου προς δημοσίευση στις 30/11/2021 στο επιστημονικό περιοδικό Journal of Instrumentation.

## 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 <sub>2</sub> O <sub>2</sub> 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, Ann Arbor, MI 48109-0010, USA https://deepblue.lib.umich.edu/bitstream/handle/2027.42/48974/m206r1.pdf

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