



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ
ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ ΥΓΕΙΑΣ ΚΑΙ ΠΡΟΝΟΙΑΣ
ΤΜΗΜΑ ΒΙΟΙΑΤΡΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ
ΤΟΜΕΑΣ ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΑΣ ΑΚΤΙΝΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ
ΣΥΓΧΡΟΝΕΣ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΣΤΗΝ ΙΑΤΡΙΚΗ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ

CR-DR ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΩΝ, EXPOSURE INDEX (EI)

ΑΡΒΑΛΗ ΕΥΣΤΡΑΤΙΑ
ΑΜ:20009

ΜΕΛΗ ΤΗΣ ΣΥΜΒΟΥΛΕΥΤΙΚΗΣ ΕΠΙΤΡΟΠΗΣ

Επιβλέπων: ΑΘΑΝΑΣΙΟΣ ΜΠΑΚΑΣ

Συνεπιβλέπων: ΠΕΤΡΟΣ ΣΟΥΛΗΣ

ΑΘΗΝΑ, ΙΑΝΟΥΑΡΙΟΣ 2023



UNIVERSITY OF WEST ATTICA

SCHOOL ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ ΥΓΕΙΑΣ ΚΑΙ ΠΡΟΝΟΙΑΣ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL SCIENCES

RADIOLOGY AND RADIOTHERAPY SECTION

MSC IN CURRENT APPLICATIONS IN MEDICAL IMAGING

COMPARISON OF CR-DR PROTOCOLS AND EXPOSURE INDEX (EI)

ARVALI EFSTRATIA

RN: 20009

Supervisor: ATHANASIOS MPAKAS

Co-Supervisor: PETROS SOULIS

ATHENS, JANUARY 2023



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ ΣΧΟΛΗ
ΤΜΗΜΑ ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ ΥΓΕΙΑΣ ΚΑΙ ΠΡΟΝΟΙΑΣ
ΤΜΗΜΑ ΒΙΟΙΑΤΡΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ
ΤΟΜΕΑΣ ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΑΣ ΑΚΤΙΝΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ

(MSC) ΣΥΓΧΡΟΝΕΣ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΣΤΗΝ ΙΑΤΡΙΚΗ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ

CR-DR ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΩΝ, EXPOSURE INDEX (EI)

Μέλη Εξεταστικής Επιτροπής συμπεριλαμβανομένου και του Εισηγητή

Η μεταπτυχιακή διπλωματική εργασία εξετάστηκε επιτυχώς από την κάτωθι Εξεταστική Επιτροπή:

A/α	ΟΝΟΜΑ ΕΠΩΝΥΜΟ	ΒΑΘΜΙΔΑ/ΙΔΙΟΤΗΤΑ	ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ
1	ΛΑΒΔΑΣ ΕΛΕΥΘΕΡΙΟΣ	ΑΝΑΠΛΗΡΩΤΗΣ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ	
2	ΜΠΑΚΑΣ ΑΘΑΝΑΣΙΟΣ	ΑΝΑΠΛΗΡΩΤΗΣ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ	
3	ΠΑΠΑΒΑΣΙΛΕΙΟΥ ΠΕΡΙΚΛΗΣ	ΕΠΙΚΟΥΡΟΣ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ	

ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗΣ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Η κάτωθι υπογεγραμμένη Αρβάλη Ευστρατία του Παναγιώτη με αριθμό μητρώου (ΑΜ) 20009 φοιτητή/τριας του Προγράμματος Μεταπτυχιακών Σπουδών «Σύγχρονες Εφαρμογές στην Ιατρική Απεικόνιση» του Τομέα Ακτινολογίας-Ακτινοθεραπείας του Τμήματος Βιοϊατρικών Επιστημών, της Σχολής Επιστημών Υγείας και Πρόνοιας, του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής, δηλώνω ότι :

«Είμαι συγγραφέας της μεταπτυχιακής διπλωματικής εργασίας με τίτλο «CR-DR ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΩΝ, EXPOSURE INDEX (EI)» και ότι κάθε βοήθεια την οποία είχα για την προετοιμασία της, είναι πλήρως αναγνωρισμένη και αναφέρεται στην εργασία. Επίσης, οι όποιες πηγές από τις οποίες έκανα χρήση δεδομένων, ιδεών ή λέξεων, είτε ακριβώς είτε παραφρασμένες, αναφέρονται στο σύνολό τους, με πλήρη αναφορά στους συγγραφείς, τον εκδοτικό οίκο ή το περιοδικό, συμπεριλαμβανομένων και των πηγών που ενδεχομένως χρησιμοποιήθηκαν από το διαδίκτυο. Επίσης, βεβαιώνω ότι αυτή η εργασία έχει συγγραφεί από μένα αποκλειστικά και αποτελεί προϊόν πνευματικής ιδιοκτησίας τόσο δικής μου, όσο και του Ιδρύματος.

Παράβαση της ανωτέρω ακαδημαϊκής μου ευθύνης αποτελεί ουσιώδη λόγο για την ανάκληση του πτυχίου μου».

Επιτρέπω την πρόσβαση στο πλήρες κείμενο της εργασίας μου έπειτα από αίτηση μου στη Βιβλιοθήκη και έγκριση του επιβλέποντα καθηγητή.

Η Δηλούσα



Αρβάλη Ευστρατία

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Υπήρξαν πολλοί άνθρωποι που στάθηκαν δίπλα μου στην εκπόνηση της διπλωματικής μου εργασίας, παρέχοντας μου ηθική συμπαράσταση καθώς και πρακτικά. Καταρχήν θα ήθελα να ευχαριστήσω το Πανεπιστήμιο Δυτικής Αττικής και συγκεκριμένα το τμήμα Βιοϊατρικών Επιστημών του τομέα Ακτινολογίας- Ακτινοθεραπείας και όλους τους καθηγητές του μεταπτυχιακού προγράμματος «Σύγχρονες Εφαρμογές στην Ιατρική Απεικόνιση» που μου έδωσαν την ευκαιρία να φοιτήσω στο πρόγραμμα αυτό και να περπατήσω στα μονοπάτια της έρευνας.

Θα ήθελα να ευχαριστήσω ιδιαίτερα τον επιβλέπων καθηγητή μου, κ. Μπάκα Αθανάσιο για την καθοδήγηση και τη βοήθεια του στην διεκπεραίωση της διπλωματικής μου εργασίας καθώς επίσης και τον κ. Σούλη Πέτρο που ήταν εκεί σε όποια συμβουλή χρειάστηκα σε όλο αυτό το διάστημα. Ακόμη θα ήθελα πολύ να ευχαριστήσω τον συνάδελφο μου στο ΓΝΑ Ευαγγελισμός, κ. Ακύλα Νικόλαο για την πολύτιμη βοήθεια του στη συλλογή των δεδομένων για το ερευνητικό κομμάτι της εργασίας καθώς επίσης και όλους τους υπολοίπους συναδέλφους μου στο ΓΝΑ Ευαγγελισμός που με βοήθησαν σε αυτό. Επίσης θα ήθελα να ευχαριστήσω τον κ. Γάτσιο Κωνσταντίνο τεχνικό ακτινολογικών μηχανημάτων της εταιρίας Agfa για τις πληροφορίες που μου παρείχε σχετικά με τα μηχανήματα της Agfa που έχουμε εγκατεστημένα στο νοσοκομείο καθώς επίσης και για την πρόσβαση σε δεδομένα που ήταν απαραίτητα για τη διεκπεραίωση της εργασίας αυτής. Τέλος θα ήθελα να ευχαριστήσω την οικογένεια μου και όλους τους φίλους μου που στάθηκαν δίπλα μου σε όλο το διάστημα της φοίτησης μου σε αυτό το μεταπτυχιακό πρόγραμμα σπουδών.

Αρβάλη Ευστρατία

CR-DR ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΩΝ, EXPOSURE INDEX (EI)

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Τις τελευταίες δεκαετίες με την ανάπτυξη της τεχνολογίας εισήχθησαν τα συστήματα ψηφιακής ακτινογραφίας φέρνοντας επανάσταση στον τομέα της ακτινολογίας. Αναπτύχθηκαν διαφορετικοί τύποι ανιχνευτών με πλεονέκτημα το ευρύ δυναμικό εύρος των ανιχνευτικών διατάξεων σε σχέση με τις παλαιότερες τεχνολογίες των συμβατικών φθορίζουσών πινακίδων. Αυτό οδήγησε στην εισαγωγή του δείκτη έκθεσης από τους κατασκευαστές, ενός δείκτη που είναι σημαντικός για την αξιολόγηση της σωστής έκθεσης στην ακτινογραφία και επομένως σημαντικός για την ποιότητα της εικόνας.

Ο σκοπός αυτής της μελέτης ήταν α) να αναλύσει και να συγκρίνει ψηφιακά συστήματα CR και DR, τον δείκτη έκθεσης, και την ανάπτυξη του τυποποιημένου δείκτη έκθεσης, β) να προσδιορίσει εάν οι τεχνολόγοι ακτινολόγοι με τις επιλογές τους πληρούν τα συνιστώμενα από τον κατασκευαστή όρια των δεικτών έκθεσης στόχου και απόκλισης για ακτινογραφίες θώρακα και κοιλίας, και, γ) να εξετάσει εάν τα KV, τα mAs, ο σωματότυπος (kg) η εστιακή απόσταση και η χρήση αντισκεδαστικού διαφράγματος επηρεάζουν σημαντικά τις τιμές του καταγραφόμενου από το σύστημα δείκτη έκθεσης.

Συλλέχθηκαν δεδομένα από 877 εξετάσεις κλασικών ακτινογραφικών εξετάσεων ενηλίκων συμπεριλαμβανομένων των ακόλουθων μεταβλητών: KV, mAs, βάρος εξεταζόμενου, εστιακή απόσταση, χρήση αντισκεδαστικού διαφράγματος και τιμές δείκτη έκθεσης. Πραγματοποιήθηκε στατιστική ανάλυση για την αξιολόγηση της συσχέτισης μεταξύ των μεταβλητών (ως επίπεδο στατιστικής σημαντικότητας χρησιμοποιήθηκε το $p < 0.05$).

Οι περισσότερες εξετάσεις κατέδειξαν τιμές δείκτη έκθεσης και δείκτη απόκλισης κάτω των ορίων υποδεικνύοντας χαμηλότερη έκθεση για όλες τις μονάδες. Βρέθηκε ισχυρή συσχέτιση μεταξύ, του βάρους των εξεταζόμενων, των mAs, της εστιακής απόστασης και της χρήσης αντισκεδαστικού διαφράγματος και του δείκτη έκθεσης ($p < 0.001$) στις εξετάσεις θώρακα και κοιλίας.

Η αξιολόγηση του δείκτη έκθεσης μεμονωμένων ασθενών στο ακτινολογικό τμήμα του Γ.Ν.Α Ευαγγελισμός δείχνει στοιχεία υποέκθεσης στην ψηφιακή και ψηφιοποιημένη ακτινογραφία σε συστήματα DR και CR αντίστοιχα, και τιμές δείκτη έκθεσης που συμμορφώνονται με τις συνιστώμενες τιμές του κατασκευαστή. Επίσης υπήρξε εξάρτηση των παραμέτρων με τον δείκτη έκθεσης και συγκεκριμένα αύξηση του βάρους των εξεταζόμενων (kg) οδήγησε σε μείωση του δείκτη έκθεσης, αύξηση των mAs και της εστιακής απόστασης (SID) και η μη χρήση αντισκεδαστικού διαφράγματος (grid) οδήγησε σε αύξηση του δείκτη έκθεσης.

Συνοψίζοντας, ο δείκτης έκθεσης (EI) μπορεί να χρησιμοποιηθεί ως εργαλείο για την παρακολούθηση της ορθής χρήσης του εξοπλισμού και την παρατήρηση διακυμάνσεων στη δόση του ανιχνευτή. Τα αποτελέσματα αυτά μπορούν να χρησιμοποιηθούν για τη βελτιστοποίηση των εκθέσεων και την παροχή συνεχούς εκπαίδευσης και κατάρτισης των τεχνολόγων ακτινολόγων στη χρήση των DR και CR συστημάτων.

Λέξεις κλειδιά: Υπολογιστική ακτινογραφία (CR), Ψηφιακή ακτινογραφία (DR), Δείκτης έκθεσης (EI), Δείκτης απόκλισης (DI), Δόση ακτινοβολίας, Ακτινογραφία, Ανιχνευτές ακτίνων X, Ψηφιακές τεχνολογίες

COMPARISON OF CR-DR PROTOCOLS AND EXPOSURE INDEX (EI)

ABSTRACT

In recent decades with the development of technology, digital x-ray systems were introduced, evolving the field of radiology. Different types of detectors were developed with the advantage of wide dynamic range of the detector arrays compared to the older technologies of conventional fluorescent plates. This led to the introduction of the exposure index by the manufacturers, an index that is important for assessing the correct exposure during radiography and therefore important for the quality of the image.

The purpose of this study was: a) to analyze and compare digital Computed Radiography and Digital Radiography systems, the exposure index and the development of the standardized exposure index, b) to determine whether radiologist technologists with their choices meet the manufacturer's recommended limits of target exposure and deviation indices for routine chest and abdomen examinations and c) to examine whether KV, mAs, body type (kg), focal distance and use of an anti-scatter grid significantly affect the exposure index values recorded in the system.

Data were collected from 877 X-ray examinations of adults including the following variables: KV, mAs, body weight of the person under examination (kg), focal distance, antiscatter grid use, and exposure index values. Statistical analysis was performed to assess the correlation between variables ($p < 0.05$ was used as the level of statistical significance).

Most tests showed exposure index and deviation index values below the limits, a fact that indicates lower exposure in all units. A strong correlation was found between body weight (kg), mAs, focal length and antiscatter diaphragm use and exposure index ($p < 0.001$) in chest and abdomen examinations.

The evaluation of the exposure index of individual patients in the radiology department of G.N.A Evangelismos shows evidence of underexposure in digital radiography in DR and CR systems respectively and exposure index values that comply with the manufacturer's recommended values. Dependence was also identified between the parameters and the exposure index. More specifically an increase in body weight led to a decrease in the exposure index, an increase in mAs and focal length (SID) and the non-use of an anti-scatter aperture (grid) led to an increase in the exposure index.

To summarize, the exposure index (EI) can be used as a tool to monitor the proper use of equipment and observe variations in detector's dose. Those results can be used to optimize reports and provide ongoing training of technologists in the use of DR and CR systems.

Key words: Computed radiography (CR), Digital radiography (DR), Exposure index (EI), Deviation index (DI), Radiation dose, Radiography, X-ray detectors, Digital technologies

ΠΙΝΑΚΑΣ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΩΝ

ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗΣ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ	1
ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ.....	2
ΠΕΡΙΛΗΨΗ	3
ABSTRACT	4
ΠΙΝΑΚΑΣ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΩΝ.....	5
ΠΙΝΑΚΑΣ ΕΙΚΟΝΩΝ	6
ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΟ ΠΙΝΑΚΩΝ	7
ΕΙΣΑΓΩΓΗ	8
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1: ΨΗΦΙΑΚΗ ΑΚΤΙΝΟΓΡΑΦΙΑ: ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ CR-DR (DIGITAL RADIOGRAPHY: CR – DR SYSTEMS).....	11
1.1 ΑΝΙΧΝΕΥΤΕΣ ΓΙΑ ΨΗΦΙΑΚΗ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΑΚΤΙΝΩΝ Χ	11
1.1.1 Ανιχνευτές με σύστημα φωσφόρου αποθήκευσης σήματος (CR)	15
1.1.2 Ψηφιακοί ανιχνευτές (DR) έμμεσης και άμεσης μετατροπής	19
1.1.2.1 Ψηφιακοί ανιχνευτές (DR) έμμεσης μετατροπής.....	21
1.1.2.1.1 Ανιχνευτές σπινθηριστών με CCD.....	21
1.1.2.1.2 Ανιχνευτές σπινθηριστών με TFT	24
1.1.2.2 Ψηφιακοί ανιχνευτές (DR) άμεσης μετατροπής	29
1.1.2.2.1 Ανιχνευτές άμορφου σεληνίου (a-Se).....	29
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2: ΠΛΕΟΝΕΚΤΗΜΑΤΑ - ΜΕΙΟΝΕΚΤΗΜΑΤΑ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ CR (COMPUTED RADIOGRAPHY) – DR (DIGITAL-DIRECT RADIOGRAPHY)	33
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3: ΔΕΙΚΤΗΣ ΕΚΘΕΣΗΣ-EXPOSURE INDEX (EI)	45
3.1 ΓΕΝΙΚΕΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΕΣ ΓΙΑ ΤΟΝ ΔΕΙΚΤΗ ΕΚΘΕΣΗΣ – EXPOSURE INDEX (EI)	45
3.2 ΠΡΟΤΥΠΟ IEC 62494-1.....	54
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4: ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ ΤΗΣ ΕΡΕΥΝΑΣ.....	60
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5: ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ.....	63
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6: ΣΥΖΗΤΗΣΗ	95
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 7: ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ	104
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	105

ΠΙΝΑΚΑΣ ΕΙΚΟΝΩΝ

Σχήμα 1	9
Σχήμα 2	13
Σχήμα 3	14
Σχήμα 4	16
Σχήμα 5	19
Σχήμα 6	20
Σχήμα 7	22
Σχήμα 8	24
Σχήμα 9	24
Σχήμα 10	25
Σχήμα 11	27
Σχήμα 12	31
Σχήμα 13	32
Σχήμα 14	36
Σχήμα 15	44
Σχήμα 16	46
Σχήμα 17	47
Σχήμα 18	51

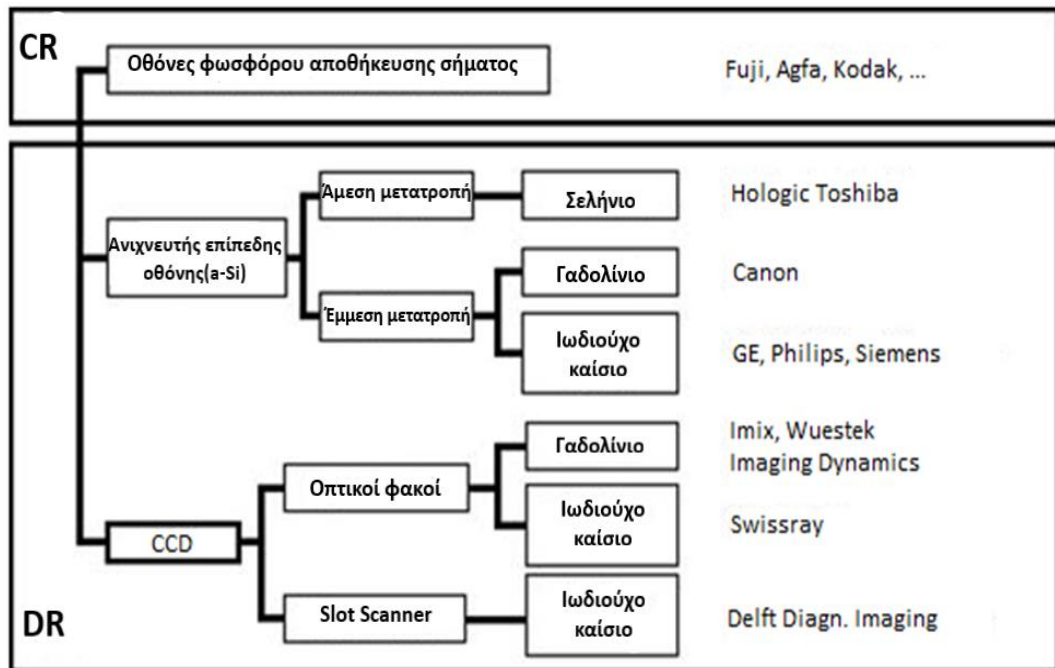
ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΟ ΠΙΝΑΚΩΝ

Πίνακας 1: Περιγραφικά στατιστικά στοιχεία για τα δεδομένα της εξέτασης Θώρακος επί κλίνης στα τρία συστήματα DR Νέο, DR Παλαιό και CR.	63
Πίνακας 2: Περιγραφικά στατιστικά στοιχεία για τα δεδομένα της εξέτασης Θώρακος Face όρθια στα τρία συστήματα DR Νέο, DR Παλαιό και CR.	64
Πίνακας 3: Περιγραφικά στατιστικά στοιχεία για τα δεδομένα της εξέτασης Θώρακος Profile όρθια στα τρία συστήματα DR Νέο, DR Παλαιό και CR.	65
Πίνακας 4: Περιγραφικά στατιστικά στοιχεία για τα δεδομένα της εξέτασης Θώρακος Face Ύπτια στα τρία συστήματα DR Νέο, DR Παλαιό και CR.	66
Πίνακας 5: Περιγραφικά στατιστικά στοιχεία για τα δεδομένα της εξέτασης Κοιλίας Face Όρθια στα τρία συστήματα DR Νέο, DR Παλαιό και CR.	67
Πίνακας 6: Περιγραφικά στατιστικά στοιχεία για τα δεδομένα της εξέτασης Κοιλίας Face Ύπτια στα τρία συστήματα DR Νέο, DR Παλαιό και CR.	68
Πίνακας 9: Συντελεστής συσχέτισης για την αξιολόγηση της σχέσης μεταξύ του exposure index (EI) και των ανεξάρτητων μεταβλητών σε κάθε μηχανήμα.	72
Πίνακας 10: Αποτελέσματα της πολλαπλής γραμμικής παλινδρόμησης με εξαρτημένη μεταβλητή το exposure index (EI) για κάθε μηχανήμα.	74
Πίνακας 11: Συντελεστής συσχέτισης για την αξιολόγηση της σχέσης μεταξύ του exposure index (EI) και των ανεξάρτητων μεταβλητών σε κάθε μηχανήμα.	76
Πίνακας 12: Αποτελέσματα της πολλαπλής γραμμικής παλινδρόμησης με εξαρτημένη μεταβλητή το exposure index (EI) για κάθε μηχανήμα.	78
Πίνακας 13: Συντελεστής συσχέτισης για την αξιολόγηση της σχέσης μεταξύ του exposure index (EI) και των ανεξάρτητων μεταβλητών σε κάθε μηχανήμα.	79
Πίνακας 14: Αποτελέσματα της πολλαπλής γραμμικής παλινδρόμησης με εξαρτημένη μεταβλητή το exposure index (EI) για κάθε μηχανήμα.	81
Πίνακας 15: Συντελεστής συσχέτισης για την αξιολόγηση της σχέσης μεταξύ του exposure index (EI) και των ανεξάρτητων μεταβλητών σε κάθε μηχανήμα.	82
Πίνακας 16: Αποτελέσματα της πολλαπλής γραμμικής παλινδρόμησης με εξαρτημένη μεταβλητή το exposure index (EI) για κάθε μηχανήμα.	84
Πίνακας 17: Συντελεστής συσχέτισης για την αξιολόγηση της σχέσης μεταξύ του exposure index (EI) και των ανεξάρτητων μεταβλητών σε κάθε μηχανήμα.	85
Πίνακας 18: Αποτελέσματα της πολλαπλής γραμμικής παλινδρόμησης με εξαρτημένη μεταβλητή το exposure index (EI) για κάθε μηχανήμα.	87
Πίνακας 19: Συντελεστής συσχέτισης για την αξιολόγηση της σχέσης μεταξύ του exposure index (EI) και των ανεξάρτητων μεταβλητών (mAs, KG) σε κάθε μηχανήμα.	88
Πίνακας 20: Αποτελέσματα της πολλαπλής γραμμικής παλινδρόμησης με εξαρτημένη μεταβλητή το exposure index (EI) για κάθε μηχανήμα.	90
Πίνακας 21: Αποτελέσματα της πολλαπλής γραμμικής παλινδρόμησης με εξαρτημένη μεταβλητή το exposure index (EI) για κάθε μηχανήμα.	91
Πίνακας 22: Αποτελέσματα της πολλαπλής γραμμικής παλινδρόμησης με εξαρτημένη μεταβλητή το exposure index (EI) για κάθε μηχανήμα.	93
Πίνακας 23: Αποτελέσματα ελέγχου t-test για τη διαφορά των μέσων όρων του Exposure Index EI με και χωρίς τη χρήση grid (αντισκεδαστικό διάφραγμα).	94

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Τις τελευταίες δεκαετίες, τα συστήματα ψηφιακής ακτινογραφίας (Digital Radiography) έχουν κερδίσει ευρεία αποδοχή για την κλινική τους χρήση. Πολλοί παρατηρητές αναμένουν την πλήρη αντικατάσταση όλων των συμβατικών συστημάτων ενισχυτικής πινακίδας - φιλμ από ψηφιακούς ηλεκτρονικούς ανιχνευτές, αν και το χρονικό πλαίσιο για αυτή τη μετάβαση μπορεί να διαφέρει πολύ για διαφορετικά νοσοκομεία και χώρες. Ενώ, για παράδειγμα, στη Σκανδιναβία η πλειονότητα των νοσοκομείων λειτουργούν ήδη χωρίς τα συμβατικά συστήματα ενισχυτικής πινακίδας - φιλμ, σε άλλα μέρη του κόσμου -ειδικά στις αναπτυσσόμενες χώρες- η ψηφιακή ακτινογραφία είναι ακόμα στα σπάργανα. (Neitzel U. ³⁰)

Στην κλασική ακτινολογία, ψηφιακή καταγραφή ακτινογραφιών με δέσμες ακτινών Χ (ανιχνευτές - πινακίδες βασισμένες στον φώσφορο – storage phosphor plates) εισήχθη το 1980. Το πρώτο ψηφιακό σύστημα (DR), το οποίο εμφανίστηκε το 1990, ήταν το σύστημα σάρωσης υποδοχής (Coupled Charge Device CCD). Το 1994, δημοσιεύθηκαν έρευνες για το DR σύστημα τύμπανου άμορφου σεληνίου (selenium drum). Τα πρώτα DR συστήματα με ανιχνευτές επίπεδης οθόνης (Flat Panel Detectors) που βασίζονται σε άμορφο πυρίτιο (a-Si) και σε άμορφο σεληνίο (a-Se) εισήχθησαν το 1995. Οι σπινθηριστές θειούχου οξειδίου του γαδολινίου (Gd_2O_2S) εισήχθησαν το 1997 και χρησιμοποιούνται για φορητούς ανιχνευτές επίπεδης οθόνης (Flat Panel Detectors) από το 2001. (Körner M. *et al* ²⁰)



Σχήμα 1: Κύριοι τύποι ψηφιακών ανιχνευτών ακτίνων Χ που διατίθενται στο εμπόριο μέχρι σήμερα. (Neitzel U. ³⁰)

Η άμεση ακτινογραφία (Direct Radiography - DR) προσφέρει μια σειρά από κλινικά πλεονεκτήματα σε σύγκριση με τη συμβατική απεικόνιση σε συστήματα ενισχυτικής πινακίδας - φιλμ. Ορισμένα πλεονεκτήματα σχετίζονται με τη διαθεσιμότητα των εικόνων σε ηλεκτρονική μορφή, η οποία επιτρέπει την εύκολη αποθήκευση, ανάκτηση και μεταφορά ακόμη και σε μεγάλες αποστάσεις. Η ψηφιακή μορφή επιτρέπει επίσης την ανάγνωση σε οθόνη των κλινικών εικόνων, η οποία δυνητικά μειώνει το λειτουργικό κόστος ενός τμήματος ακτίνων Χ σε σύγκριση με την ανάγνωση σε μορφή φιλμ. Επίσης, η ψηφιακή μορφή επιτρέπει την εφαρμογή αλγορίθμων ψηφιακής επεξεργασίας για την βελτίωση της διαγνωστικής αξίας των απεικονιστικών δεδομένων. Άλλα πλεονεκτήματα σχετίζονται με τον διαχωρισμό των σταδίων λήψης εικόνας και εμφάνισης εικόνας σε ένα σύστημα άμεσης ακτινογραφίας (Direct Radiography). Αυτό το χαρακτηριστικό επιτρέπει να ξεπεραστούν οι περισσότεροι από

τους περιορισμούς του φιλμ ως ανιχνευτή ακτινών Χ. Οι ψηφιακοί ανιχνευτές προσφέρουν τώρα υψηλότερη ευαισθησία, χαμηλότερο κβαντικό θόρυβο και μεγαλύτερο δυναμικό εύρος από τα συμβατικά συστήματα ενισχυτικής πινακίδας - φιλμ, γεγονός που προσφέρει νέες δυνατότητες για μείωση της δόσης στην κλινική εφαρμογή. (Neitzel U. ³⁰) Παρακάτω , δίνεται μια ανασκόπηση σχετικά με την κατάσταση των κύριων τεχνολογιών ψηφιακών ανιχνευτών για (στατική) ιατρική απεικόνιση ακτινών Χ μαζί με ορισμένες παρατηρήσεις για πιθανές μελλοντικές εξελίξεις.

Κεφάλαιο 1: Ψηφιακή ακτινογραφία: συστήματα CR-DR (digital radiography: CR – DR systems)

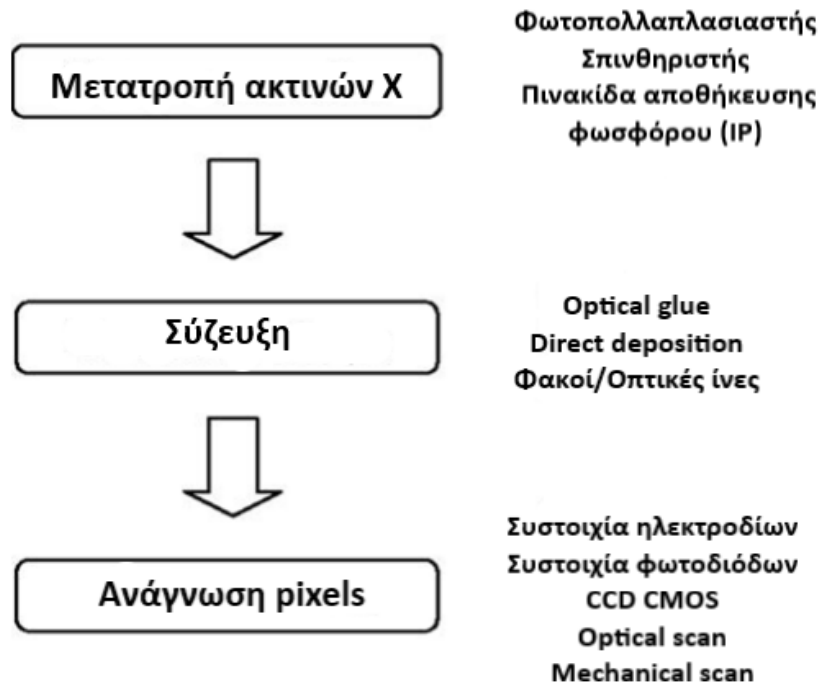
1.1 Ανιχνευτές για ψηφιακή απεικόνιση ακτίνων Χ

Ο ανιχνευτής ακτίνων Χ είναι το βασικό συστατικό ενός συστήματος ψηφιακής ακτινογραφίας. Πρέπει να πληροί συγκεκριμένες απαιτήσεις, οι οποίες καθορίζονται από την ανατομική περιοχή που εξετάζεται, για παράδειγμα, ακτινογραφία θώρακος ή μαστογραφία. Στη μελέτη αυτή, θα αναλυθούν οι ανιχνευτές που χρησιμοποιούνται για γενικές εφαρμογές, π.χ. ακτινογραφίες θώρακα και μυοσκελετικού συστήματος, που αποτελούν το μεγαλύτερο μέρος του φόρτου εργασίας των ακτινολογικών τμημάτων σε ένα νοσοκομείο. Οι τυπικές απαιτήσεις για αυτές τις ανατομικές περιοχές περιλαμβάνουν: μέγεθος πεδίου ακτινοβολήσης έως 43 × 43 cm, μέγεθος εικονοστοιχείου (pixel) <200 μm, δυναμικό εύρος άνω του 1:1000, χρόνο ανάγνωσης μερικών δευτερολέπτων και ευαισθησία που επιτρέπει λειτουργία με τον λιγότερο δυνατό κβαντικό θόρυβο, σε δόσεις ανιχνευτή της τάξης του 1 μGy.

- Το μέγεθος του πεδίου πρέπει να είναι αρκετά μεγάλο για όλες τις ακτινογραφικές εφαρμογές.
- Το μέγεθος των εικονοστοιχείων (pixel) πρέπει να είναι αρκετά μικρό ώστε να επιτρέπει επαρκή χωρική ανάλυση (όσο αυξάνεται η χωρική ανάλυση τόσο μειώνεται ο αριθμός των φωτονίων ανά pixel για συγκεκριμένη έκθεση).
- Η ευαισθησία πρέπει να είναι αρκετά υψηλή ώστε να επιτρέπει τη λειτουργία σε χαμηλή δόση.

- Το δυναμικό εύρος πρέπει να είναι αρκετά μεγάλο ώστε να καλύπτει ένα ευρύ φάσμα έκθεσης.
- Οι εσωτερικές πηγές θορύβου πρέπει να είναι αρκετά μικρές (διότι δρουν πολλαπλασιαστικά) ώστε να διατηρούν την ποιότητα στην τελικά λαμβανόμενη εικόνα.
- Ο χρόνος ανάγνωσης πρέπει να είναι αρκετά μικρός ώστε να επιτρέπει αποτελεσματική-παραγωγική ροή εργασίας.

Οι ανιχνευτές για ψηφιακή ακτινογραφία τυπικά αποτελούνται από τρία λειτουργικά στάδια: ένα στάδιο μετατροπής ή ανίχνευσης, του οποίου η λειτουργία είναι να απορροφά τα εισερχόμενα φωτόνια ακτινών Χ και να τα μετατρέπει σε σήμα που είναι κατάλληλο για επακόλουθο ηλεκτρονικό χειρισμό, ένα στάδιο σύζευξης και ένα στάδιο ανάγνωσης των εικονοστοιχείων (pixel) που χρησιμεύει για τη δειγματοληψία του σήματος τόσο στον χώρο όσο και στην ένταση. **(Σχήμα 2)**. (Neitzel U. ³⁰)

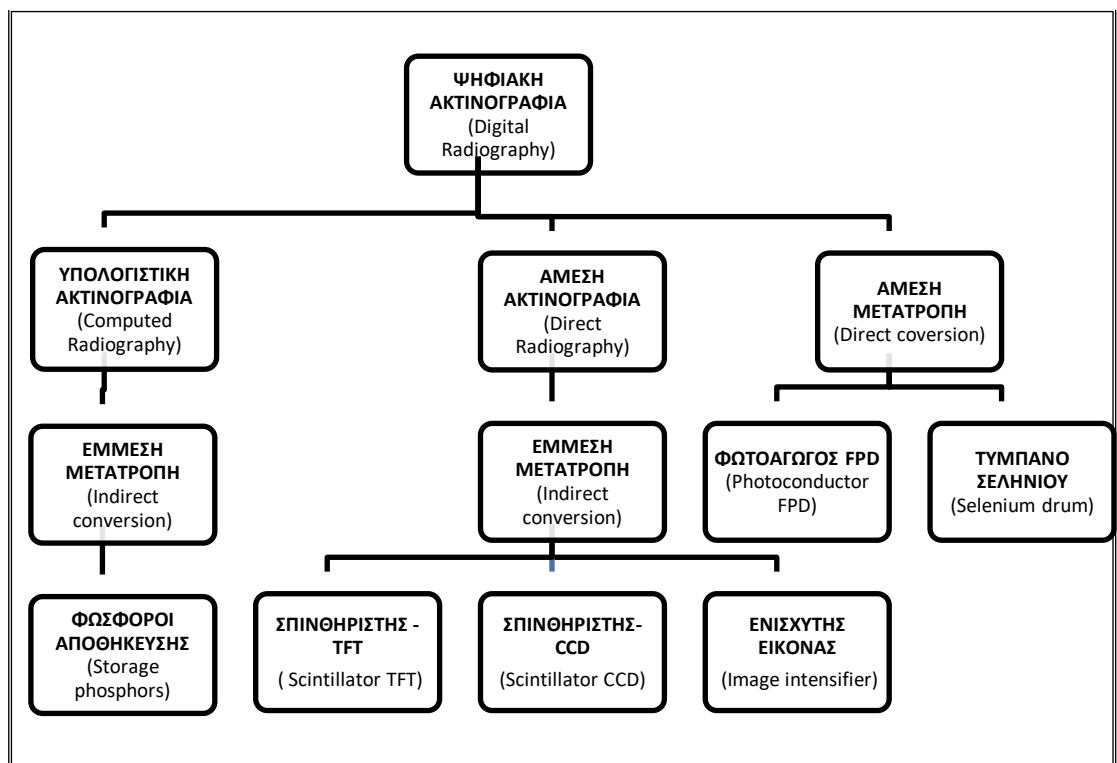


Σχήμα 2.

Σχήμα 2: Ένα στρώμα μετατροπής ακτίνων Χ απορροφά τα εισερχόμενα φωτόνια ακτίνων Χ και παράγει ηλεκτρόνια ή φωτόνια ορατού φωτός, τα οποία συνδέονται με ένα στάδιο ανάγνωσης που παράγει το σήμα της εικόνας (pixel). (Neitzel U. ³⁰)

Τα τελευταία 20 χρόνια έχει αναπτυχθεί ένας αριθμός ανιχνευτών διαφορετικών τεχνολογιών. Ωστόσο, η συντριπτική πλειονότητα των κλινικών εγκαταστάσεων των συστημάτων ψηφιακής ακτινογραφίας μέχρι σήμερα βασίζεται σε μόνο δύο γενικούς τύπους ανιχνευτών: τον ανιχνευτή με σύστημα φωσφόρου αποθήκευσης σήματος (Storage Phosphor System-SPS) (υπολογιστική ακτινογραφία-CR) και τον ανιχνευτή FPD, ο οποίος υπάρχει σε δύο ελαφρώς διαφορετικούς τύπους, τον τύπο άμεσης μετατροπής, που χρησιμοποιεί σελήνιο ως υλικό μετατροπέα των ακτίνων Χ, και τον έμμεσο τύπο, ο οποίος χρησιμοποιεί οθόνη σπινθηριστή. Μια τρίτη αρχή, η οποία έχει βρει περιορισμένη κλινική αποδοχή, βασίζεται στη χρήση της τεχνολογίας συσκευής συζευγμένου φορτίου (CCD) ως στάδιο ανάγνωσης.

Λόγω του μικρού μεγέθους των διαθέσιμων συσκευών απεικόνισης CCD, τα συστήματα που χρησιμοποιούν αυτήν την αρχή πρέπει να χρησιμοποιούν είτε οπτική σύζευξη είτε μια υποδοχή σάρωσης. Κατά συνέπεια, αυτά τα συστήματα είναι περιορισμένα είτε ως προς την απόδοση της δόσης είτε ως προς την ευελιξία εφαρμογής τους. Τόσο οι ανιχνευτές επίπεδης οθόνης όσο και τα συστήματα που βασίζονται σε CCD αναφέρονται συνήθως ως συστήματα άμεσης ακτινογραφίας (Direct Radiography). (Bath M. *et al*⁵) (Orava R.³⁴) (Yaffe, M. J. and Rowlands, J. A.⁵³)



Σχήμα 3: Κατηγορίες ψηφιακής ακτινογραφίας και τύποι ανιχνευτών. (Körner M. *et al*²⁰)

Η επιλογή ενός συγκεκριμένου τύπου ανιχνευτή για κλινική χρήση επηρεάζεται από διάφορους παράγοντες όπως η απόδοση, το κόστος και οι λειτουργικές ιδιότητες. Για παράδειγμα, εάν κυριαρχούν τα ζητήματα ευελιξίας εφαρμογής και κόστους, τα συστήματα CR (φωσφόρου αποθήκευσης σήματος-SPS) που περιέχονται σε κασέτα

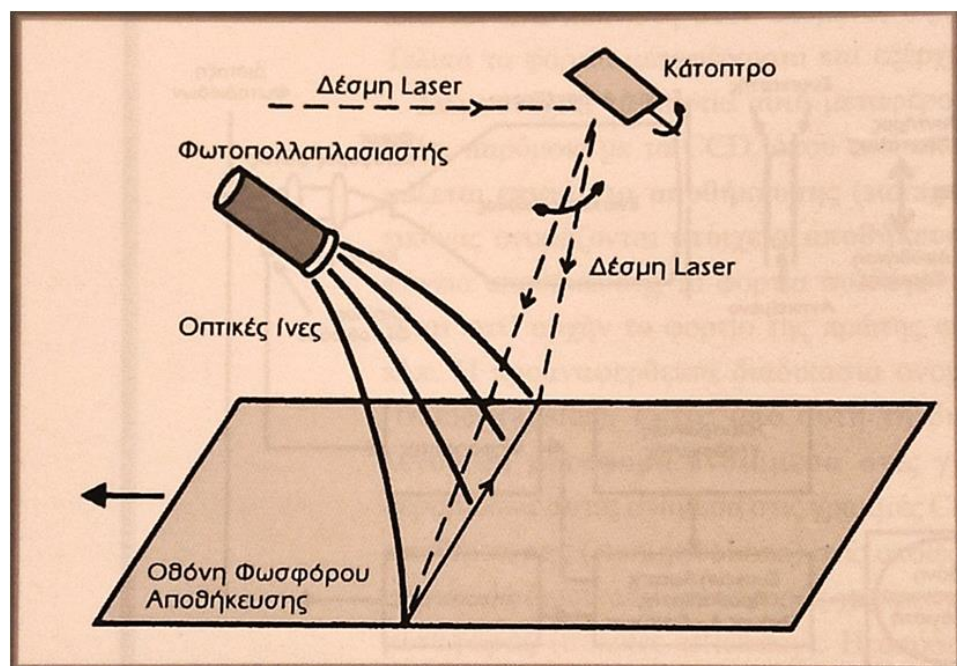
είναι ίσως η καλύτερη επιλογή, ενώ η υψηλή ποιότητα εικόνας με δυνατότητα μείωσης της δόσης και αποτελεσματική ροή εργασίας μπορεί να επιτευχθεί καλύτερα με έναν ενσωματωμένο ψηφιακό ανιχνευτή επίπεδης οθόνης (FPD). Από φυσική άποψη, η απόδοση των ανιχνευτών ακτίνων Χ συνήθως ποσοτικοποιείται από τη συνάρτηση μεταφοράς διαμόρφωσης (MTF) και την κβαντική απόδοση ανίχνευσης (DQE). (Neitzel U. ³⁰)

1.1.1 Ανιχνευτές με σύστημα φωσφόρου αποθήκευσης σήματος (CR)

Οι ανιχνευτές απεικόνισης με σύστημα φωσφόρου αποθήκευσης σήματος (SPS) που χρησιμοποιούνται για συστήματα CR (Computed Radiography-υπολογιστικής ακτινογραφίας) είναι ευρέως γνωστοί από τότε που εισήχθη το πρώτο εμπορικό σύστημα CR πριν από περισσότερα από 20 χρόνια. (Sonoda, M. et al ⁴⁶) Η πρώτη κλινική εφαρμογή τους έγινε στις αρχές της δεκαετίας του 1980 από τη Fuji. (Lança L. and Silva A. ²³) Μία ολοκληρωμένη ανασκόπηση της φυσικής αυτής της τεχνολογίας απεικόνισης δόθηκε πρόσφατα από τον Rowlands (Rowlands J. A. ³⁷)

Τα συστήματα CR χρησιμοποιούν φωτοδιεγειρόμενες οθόνες φωσφόρου (πινακίδες ψηφιακής απεικόνισης - image plates (IP), παρόμοιες με τις ενισχυτικές πινακίδες (Intensifying Screens). Οι φώσφοροι αποθήκευσης απορροφούν τις ακτίνες Χ και αποθηκεύουν την ενέργεια τους. Για να αρχίσει η εκπομπή θα πρέπει να γίνει διέγερση του φωσφόρου με μια δέσμη λέιζερ (φαινόμενο φωτοδιέγερσης). Ο φώσφορος χρησιμοποιείται υπό μορφή επίπεδης οθόνης παρόμοιας με τις ενισχυτικές πινακίδες. Μετά την ακτινοβολήση του για τη λήψη της ακτινογραφίας, ο φώσφορος τοποθετείται σε ειδική συσκευή ανάγνωσης εικόνας. Στο εσωτερικό αυτής της

συσκευής υπάρχει μια λεπτή δέσμη λέιζερ που σαρώνει την επιφάνεια του φωσφόρου κατά λεπτές οριζόντιες γραμμές από σημείο προς σημείο. Κάθε σημείο της επιφάνειας που δέχεται την επίδραση του λέιζερ, εκπέμπει φως. Το φως συλλέγεται από κατάλληλο σύστημα οπτικών ινών και οδηγείται σε ένα φωτοπολλαπλασιαστή. Ο φωτοπολλαπλασιαστής παράγει ένα ηλεκτρικό σήμα ανάλογο της έντασης του φωτός που λαμβάνει. Στη συνέχεια ακολουθεί ψηφιοποίηση μέσω ενός αναλογικού ψηφιακού μετατροπέα. (Σχήμα 4) (Κανδαράκης Ι. ⁵⁴)



Σχήμα 4: Διαδικασία σάρωσης πινακίδας φωσφόρου σε σύστημα CR. (Κανδαράκης Ι. ⁵⁴)

Τα συστατικά φωσφόρου που χρησιμοποιούνται στις πινακίδες ψηφιακής απεικόνισης (IP) των διαφόρων κατασκευαστών είναι συνήθως του τύπου $BaFX:Eu^{+2}$, όπου X αφορά ένα από τα αλογόνα Cl, Br ή I ή ένα μείγμα αυτών. Η δομή και η σύνθεση των ανιχνευτών απεικόνισης είναι αρκετά παρόμοια με τις τυπικές συμβατικές ενισχυτικές πινακίδες (Intensifying Screens), και επομένως δεν προκαλεί έκπληξη το γεγονός ότι

είναι επίσης παρόμοιοι στη βασική τους απόδοση απεικόνισης (MTF, DQE). Διαφορετικές ισορροπίες MTF (Συνάρτηση Μεταφοράς Διαμόρφωσης – Modulation Transfer Function - ευκρίνεια) και DQE (αποδοτικότητα δόσης) μπορούν να ληφθούν προσαρμόζοντας το πάχος της οθόνης φωσφόρου (τυπικής ανάλυσης και υψηλής ανάλυσης οθόνες). Οι πινακίδες ψηφιακής απεικόνισης (image plate - IP) τυπικής ανάλυσης διαφορετικών κατασκευαστών μπορεί να παρουσιάζουν μικρές διαφορές στην τιμή DQE, αλλά γενικά η απόδοσή τους είναι περισσότερο παρόμοια παρά ανόμοια. (Samei E. and Flynn M. J. ⁴⁰) (Shepard S. J. *et al* ⁴⁵)

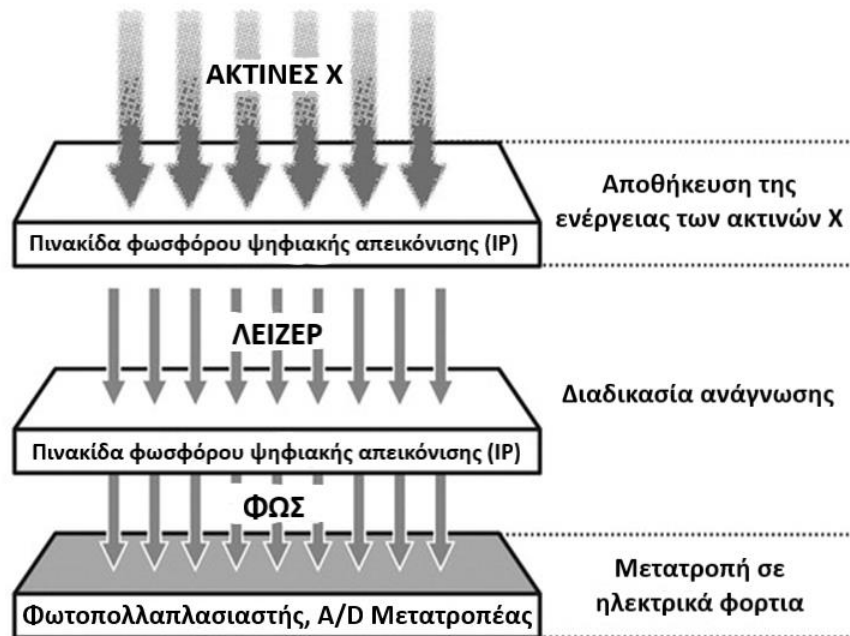
Ο βασικός κύκλος απεικόνισης CR έχει τρία βήματα: 1) έκθεση, 2) ανάγνωση, 3) διαγραφή.

Μέσα στην ακτινογραφική κασέτα περιέχεται μια πινακίδα ψηφιακής απεικόνισης (IP) ή αλλιώς ανιχνευτής με σύστημα φωσφόρου αποθήκευσης σήματος (SPS) με ένα στρώμα ανίχνευσης φωτοδιεγερόμενων κρυστάλλων. Το στρώμα ανίχνευσης αποτελείται από μια οικογένεια φωσφόρων BaFX:Eu²⁺ όπου το X ένα από τα αλογόνα Cl, Br ή I (ή ένα αυθαίρετο μείγμα τους). Ένα τυπικό σύστημα SPS μπορεί να αποθηκεύσει μια λανθάνουσα εικόνα για μεγάλο χρονικό διάστημα. Ωστόσο, θα χάσει περίπου το 25% του αποθηκευμένου σήματος μεταξύ 10 λεπτών έως 8 ωρών μετά από μια έκθεση με αποτέλεσμα την απώλεια ενέργειας μέσω του αυθόρμητου φωσφορισμού. (Shepard S. J. *et al* ⁴⁵)

Όταν το σύστημα SPS εκτίθεται στις ακτίνες X, η προσπίπτουσα ακτινοβολία διεγείρει τα ηλεκτρόνια. Αυτά τα διεγερμένα ηλεκτρόνια απορροφούν την ενέργεια των ακτινών X και παγιδεύονται σε ένα σταθερό ενεργειακό επίπεδο του ατόμου. Ο φώσφορος αποθηκεύει την απορροφημένη ενέργεια ακτινών X στην κρυσταλλική δομή και στη

συνέχεια δημιουργείται μια λανθάνουσα εικόνα σε αυτές τις καταστάσεις υψηλής ενέργειας δίνοντας μια χωρική κατανομή αυτών των ηλεκτρονίων στον ανιχνευτή. Αυτή η παγιδευμένη ενέργεια, μέσα στις ενεργειακές παγίδες, μπορεί να απελευθερωθεί εάν διεγερθεί από εξωτερική φωτεινή ενέργεια κατάλληλου μήκους κύματος (Photo Stimulated Luminescence PSL). Μετά την έκθεση σε ακτίνες X και τη δημιουργία της λανθάνουσας εικόνας, το σύστημα SPS σαρώνεται σε ξεχωριστή συσκευή ανάγνωσης CR. Η ανάγνωση είναι μια διαδικασία που ακολουθεί την έκθεση της πινακίδας ψηφιακής απεικόνισης (IP) και αποτελεί το δεύτερο βήμα του κύκλου απεικόνισης CR. Μια κόκκινη δέσμη λέιζερ σαρώνει τη φωτοδιεγερμένη οθόνη – πινακίδα, προκαλώντας την εκπομπή φωτονίων μπλε φωτός. Όταν το επίπεδο ανίχνευσης της πινακίδας ψηφιακής απεικόνισης (IP) σαρώνεται εικονοστοιχείο προς εικονοστοιχείο (pixel προς pixel) με μια δέσμη λέιζερ υψηλής ενέργειας συγκεκριμένου μήκους κύματος, η αποθηκευμένη ενέργεια απελευθερώνεται ως εκπεμπόμενο φως που έχει μήκος κύματος διαφορετικό από αυτό της δέσμης λέιζερ. Αυτό ενεργοποιεί τη διαδικασία φωταύγειας φωτοδιέγερσης (PSL) με αποτέλεσμα την εκπομπή μπλε φωτός σε ποσότητα ανάλογη με την αρχική ακτινοβολία X και την απελευθέρωση των διεγερμένων ηλεκτρονίων στο χαμηλότερο ενεργειακό τους επίπεδο. Αυτό το φως συλλέγεται από φωτοδιόδους ή από φωτοπολλαπλασιαστή και μετατρέπεται σε ηλεκτρικό φορτίο ενώ ένας αναλογικός σε ψηφιακό μετατροπέας (ADC) το μετατρέπει σε αντίστοιχη ψηφιακή εικόνα. **(Σχήμα 5)** Τέλος, το τρίτο βήμα του βασικού κύκλου απεικόνισης CR είναι αυτό της διαγραφής (Residual Signal Erasure). Τα υπολειμματικά ηλεκτρόνια λανθάνουσας εικόνας παραμένουν παγιδευμένα σε υψηλότερα επίπεδα ενέργειας μετά την ανάγνωση. Αυτή η ενέργεια διαγράφεται μετά τη διαδικασία ανάγνωσης χρησιμοποιώντας μια πηγή λευκού

φωτός υψηλής έντασης που «ξεπλένει» τις παγίδες χωρίς να εισάγει ξανά ηλεκτρόνια από το επίπεδο της ζώνης σθένους. (Lança L. and Silva A. ²³)

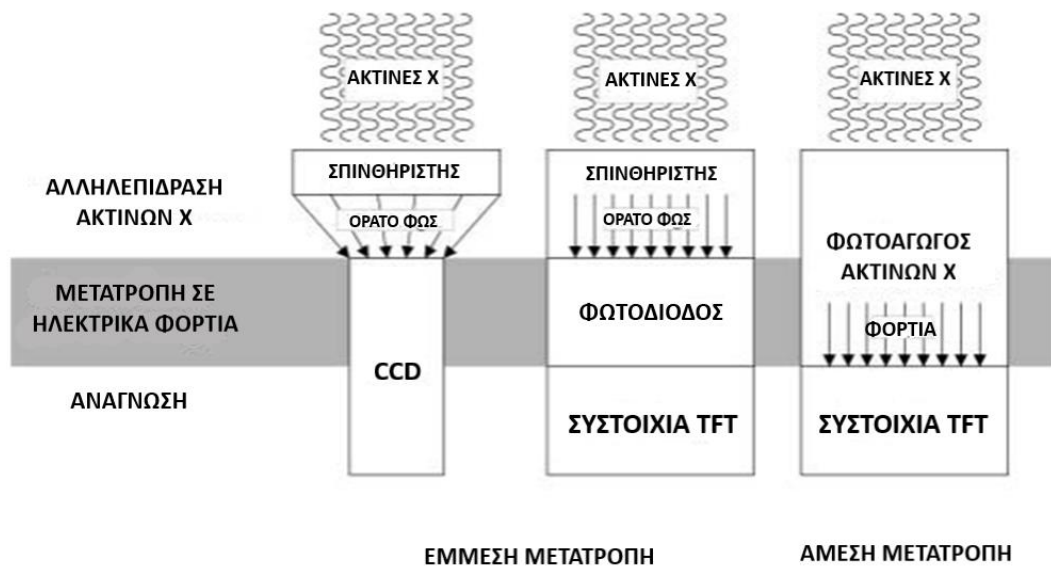


Σχήμα 5: Το σχήμα απεικονίζει ένα σύστημα CR που βασίζεται σε πινακίδες φωσφόρου ψηφιακής απεικόνισης (IP). Η δημιουργία εικόνας χωρίζεται σε δύο βήματα. Πρώτον, η πινακίδα ψηφιακής απεικόνισης (IP) εκτίθεται σε ενέργεια ακτινών Χ, μέρος της οποίας αποθηκεύεται εντός του στρώματος ανίχνευσης της πινακίδας. Δεύτερον, η πινακίδα ψηφιακής απεικόνισης (IP) σαρώνεται με δέσμη λέιζερ, έτσι ώστε η αποθηκευμένη ενέργεια να απελευθερώνεται και να εκπέμπεται φως. Μια συστοιχία φωτοπολλαπλασιαστών συλλέγει το φως, το οποίο μετατρέπεται σε ηλεκτρικά φορτία από έναν μετατροπέα αναλογικού σήματος σε ψηφιακό (A/D). (Körner M. et al ²⁰)

1.1.2 Ψηφιακοί ανιχνευτές (DR) έμμεσης και άμεσης μετατροπής

Ένας ακτινογραφικός ανιχνευτής επίπεδης οθόνης (Flat Panel Detector) είναι ένα ψηφιακό, ηλεκτρονικά αναγνώσιμο σύστημα ακτινογραφίας. Ετυμολογικά, ο ανιχνευτής είναι ένα λεπτό σύστημα (επίπεδο πάνελ – flat panel) που μπορεί να τοποθετηθεί σε ήδη υπάρχουσες ακτινοδιαγνωστικές διατάξεις (ακτινολογικά

τραπέζια – ορθοστάτες). Σε αντίθεση με τα συστήματα φωσφόρου αποθήκευσης σήματος (SPS), τα ηλεκτρονικά ανάγνωσης είναι ενσωματωμένα στην κασέτα του ανιχνευτή (μηχανισμός άμεσης ανάγνωσης). Ο ανιχνευτής για να μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε ένα γενικό ακτινοδιαγνωστικό θάλαμο, πρέπει να έχει μεγάλη διάσταση, δηλαδή τουλάχιστον 35×43cm. Διαφορετικοί τύποι συστημάτων ανιχνευτών επίπεδης οθόνης (Flat Panel Detectors) θα αναλυθούν παρακάτω. (Kotter E. and Langer M.²¹)



Σχήμα 6: Άμεσοι και έμμεσοι ανιχνευτές: 1) Ανιχνευτές συζευγμένων συσκευών (CCD) που χρησιμοποιούν μια οπτική σύζευξη μεταξύ του σπινθηριστή και του τσιπ CCD που είναι πολύ μικρότερο από την επιφάνεια του σπινθηριστή. 2) Ανιχνευτές ακτινών Χ έμμεσης μετατροπής λεπτού υμενίου που βασίζονται σε (TFT), όπου τα φωτόνια μετατρέπονται σε ορατό φως στο στρώμα του σπινθηριστή. Μια φωτοδίοδος μετατρέπει το ορατό φως σε ηλεκτρικά φορτία που διαβάζει ο πίνακας TFT. 3) Επίπεδοι ανιχνευτές άμεσης μετατροπής που χρησιμοποιούν ένα στρώμα από άμορφο σελήνιο για να μετατρέψουν φωτόνια ακτινών Χ απευθείας σε ηλεκτρικά φορτία τα οποία αποθηκεύονται σε πυκνωτές που διαβάζονται από συστοιχίες TFT. (Kotter E. and Langer M.²¹).

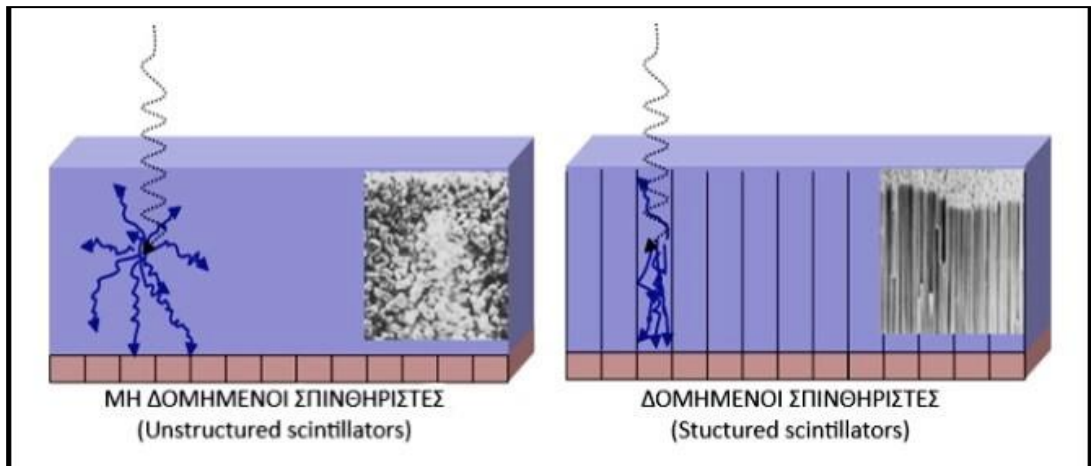
1.1.2.1 Ψηφιακοί ανιχνευτές (DR) έμμεσης μετατροπής

1.1.2.1.1 Ανιχνευτές σπινθηριστών με CCD

Οι συσκευές συζευγμένου φορτίου (Charge Couple Device-CCD) ήταν οι πρώτοι ανιχνευτές απευθείας ανάγνωσης που εισήχθησαν στην ακτινολογία περίπου πριν από 30 χρόνια. (Kotter E. and Langer M. ²¹)

Η ενέργεια των ακτινών X μετατρέπεται σε ορατό φως από έναν σπινθηριστή όπως το ιωδιούχο καίσιο (CsI) με πρόσμειξη Tl ή το οξισουλφίδιο του γαδολινίου (Gd_2O_2S). (Körner M. *et al* ²⁰)

Οι σπινθηριστές και οι φώσφοροι που χρησιμοποιούνται στους ανιχνευτές έμμεσης μετατροπής μπορεί να είναι είτε δομημένοι είτε μη δομημένοι. Οι αδόμητοι σπινθηριστές σκεδάζουν μεγάλη ποσότητα φωτός και αυτό μειώνει τη χωρική ανάλυση. Οι δομημένοι σπινθηριστές αποτελούνται από υλικό φωσφόρου σε δομή που μοιάζει με βελόνα (οι βελόνες είναι κάθετες στην επιφάνεια της οθόνης) **(Σχήμα 7)**. Αυτό αυξάνει τον αριθμό των αλληλεπιδράσεων φωτονίων ακτινών X και μειώνει την πλευρική σκέδαση φωτονίων φωτός. Η ποσότητα του φωτός που εκπέμπεται καταγράφεται στη συνέχεια από το CCD και το φως μετατρέπεται σε ηλεκτρικά φορτία. (Lança L. and Silva A. ²³)



Σχήμα 7: Μη δομημένοι και δομημένοι σπινθηριστές (οξισουλφίδιο του γαδολινίου ($Gd_2O_2S:Tb$) και ιωδιούχο κάισιο ($CsI:Tl$)). (Lança L. and Silva A. ²³)

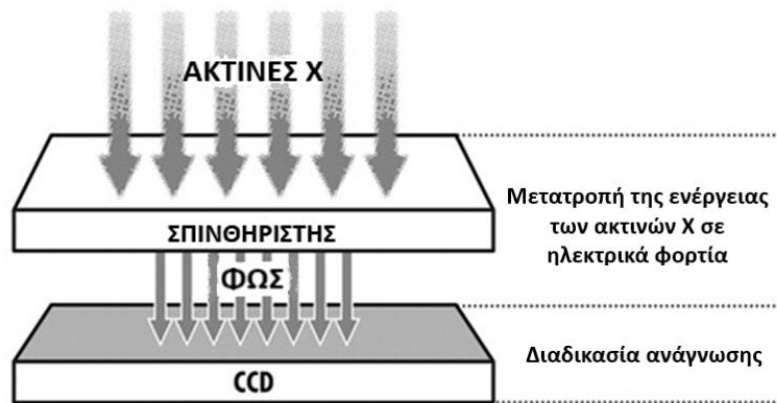
Ο ανιχνευτής CCD (Charge Coupled Device) είναι ένας φωτοευαίσθητος αισθητήρας για την εγγραφή εικόνων ο οποίος αποτελείται από ένα ολοκληρωμένο κύκλωμα που περιέχει μια σειρά συνδεδεμένων ή συζευγμένων πυκνωτών. (Körner M. *et al* ²⁰)

Οι πυκνωτές είναι ένα ολοκληρωμένο κύκλωμα ημιαγωγού οξειδίου μετάλλου (Metal-Oxide-Semiconductor MOS) και αποτελείται κατά σειρά από: 1) μια σειρά μεταλλικών ηλεκτροδίων τα οποία ονομάζονται πύλες (gates), 2) ένα στρώμα οξειδίου του πυριτίου (SiO_2) επάνω στο οποίο έχουν εναποτεθεί τα μεταλλικά ηλεκτρόδια, 3) ένα στρώμα ημιαγωγού πυριτίου τύπου p ($p-Si$) το οποίο βρίσκεται κάτω από το στρώμα οξειδίου του πυριτίου (SiO_2). Στα ηλεκτρόδια εφαρμόζονται τάσεις οι οποίες κατά μήκος της σειράς αυξάνονται βαθμιαία. Οι πυκνωτές ονομάζονται και στοιχεία εικόνας (picture elements) ή pixels. (Κανδαράκης Ι. ⁵⁴)

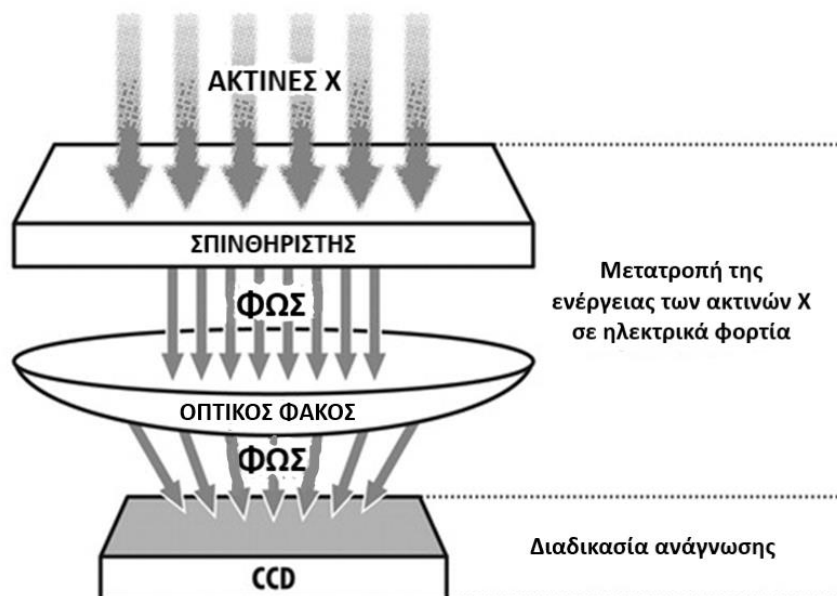
Επειδή η περιοχή του ανιχνευτή δεν μπορεί να είναι μεγαλύτερη από το τσιπ CCD, είναι απαραίτητο να συνδυαστούν πολλά τσιπ για να δημιουργηθούν μεγαλύτερες περιοχές ανιχνευτή. Σε μια διάταξη CCD υπάρχουν πολλές σειρές πυκνωτών η μια

δίπλα στην άλλη από 256x256 εικονοστοιχεία (pixel) έως 2048x2048 εικονοστοιχεία (pixel). Ένα τσιπ ανιχνευτή CCD αποτελείται από πολλά εκατομμύρια ανεξάρτητα εικονοστοιχεία (pixel) όπου όταν τα εισερχόμενα φωτόνια από τη φθορίζουσα οθόνη προσπέσουν σε κάποιον από τους πυκνωτές τότε στο πυρίτιο εμφανίζονται ηλεκτρικά φορτία. Τα φορτία αυτά μεταφέρονται σε όλη τη διάταξη των πυκνωτών. Το ηλεκτρικό αυτό σήμα διαβάζεται εικονοστοιχείο προς εικονοστοιχείο (pixel προς pixel), ψηφιοποιείται και μεταφέρεται στη μνήμη του υπολογιστή. (Kotter E. and Langer M.²¹) (Κανδαράκης Ι.⁵⁴)

Δεδομένου ότι τα CCD είναι φυσικά πολύ μικρότερα ($2-4\text{cm}^2$), από την περιοχή της εικόνας, το φως που εκπέμπεται από την οθόνη του σπινθηριστή πρέπει να μεταδοθεί στο CCD με κάποιο είδος οπτικού συστήματος (οπτικές ίνες) που μειώνει το μέγεθος της εικόνας. Αυτό το σύστημα μπορεί να αποτελείται από φακούς ή σύστημα οπτικών ινών. Ενώ τα CCD είναι πολύ ευαίσθητα συστήματα ανίχνευσης, οποιοδήποτε από αυτά τα οπτικά συστήματα που μειώνει τον αριθμό των φωτονίων που φθάνουν στο CCD, αυξάνει τον θόρυβο και υποβαθμίζει την ποιότητα εικόνας. Οι γεωμετρικές παραμορφώσεις και η σκέδαση φωτός είναι το τίμημα της παρεμβολής των οπτικο-ηλεκτρονικών διατάξεων. Ακόμη ο θερμικός θόρυβος μέσα στο ίδιο το CCD μπορεί να υποβαθμίσει την ποιότητα της εικόνας. Επίσης ένα σημαντικό μειονέκτημα είναι το μεγάλο πάχος των ανιχνευτών που απαιτείται λόγω του οπτικού συστήματος που πρέπει να ενσωματωθεί στον ανιχνευτή. (Kotter E. and Langer M.²¹)



Σχήμα 8: Σύστημα DR έμμεσης μετατροπής που βασίζεται σε CCD. (Körner M. et al ²⁰)

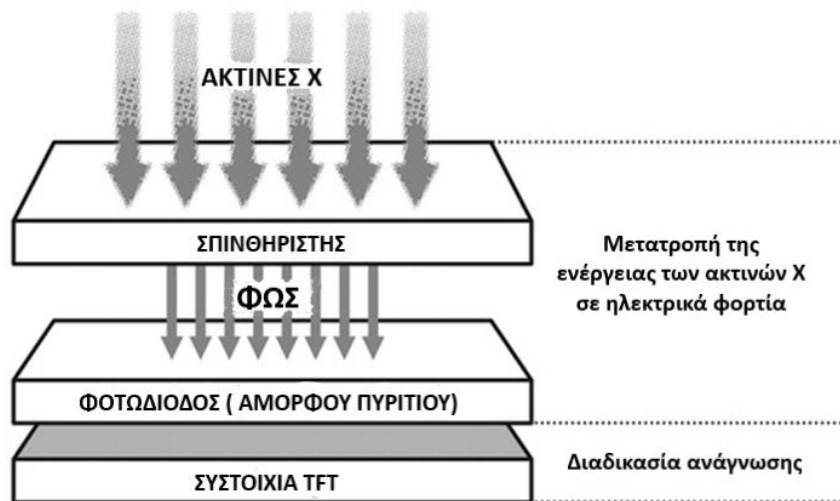


Σχήμα 9: Σύστημα DR έμμεσης μετατροπής που βασίζεται σε CCD συζευγμένο με φακό. Η προσπίπτουσα ενέργεια των ακτίνων Χ μετατρέπεται σε φως από έναν σπινθηριστή. Το εκπεμπόμενο φως πρέπει να συνδυαστεί από έναν οπτικό φακό για να ταιριάζει στο μέγεθος του τσιπ CCD, το οποίο στη συνέχεια μετατρέπει την ενέργεια του φωτός σε ηλεκτρικά φορτία. (Körner M. et al ²⁰)

1.1.2.1.2 Ανιχνευτές σπινθηριστών με TFT

Τα συστήματα αυτά ανήκουν στην κατηγορία των ανιχνευτών επίπεδης οθόνης (Flat Panel Detectors) ή αλλιώς επίπεδων ανιχνευτών ενεργού μήτρας μεγάλης επιφάνειας

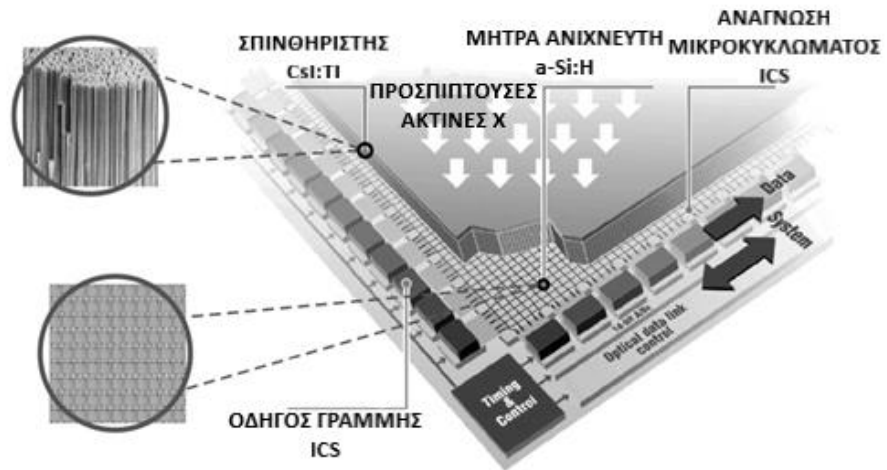
(AMFPI-Active Matrix Flat Panel Imagers), και είναι κατασκευές τύπου «σάντουιτς» που αποτελούνται από ένα στρώμα σπινθηριστή, ένα στρώμα κυκλώματος φωτοδιόδου άμορφου υδρογονωμένου πυριτίου (α -Si:H) και μια συστοιχία TFT. Όταν τα φωτόνια ακτινών X φτάσουν στον σπινθηριστή, εκπέμπεται ορατό φως ανάλογο της προσπίπτουσας ενέργειας και στη συνέχεια καταγράφεται από μια σειρά φωτοδίοδων για να μετατραπεί σε ηλεκτρικά φορτία. Στη συνέχεια, αυτά τα φορτία διαβάζονται από μια συστοιχία TFT παρόμοια με αυτή των συστημάτων DR απευθείας μετατροπής. (Körner M. *et al*²⁰)



Σχήμα 10: Σύστημα έμμεσης μετατροπής DR με βάση το άμορφο πυρίτιο (α -Si:H). Η ενέργεια των ακτινών X μετατρέπεται σε ορατό φως σε ένα στρώμα σπινθηριστή. Το εκπεμπόμενο φως στη συνέχεια μετατρέπεται σε ηλεκτρικά φορτία από μια σειρά φωτοδίοδων με βάση το άμορφο πυρίτιο (α -Si:H) και διαβάζεται από μια συστοιχία TFT. (Körner M. *et al*²⁰)

Το στρώμα απορρόφησης ακτινών X (σπινθηριστής) αναπτύσσεται ή τοποθετείται πάνω από το στρώμα του άμορφου υδρογονωμένου πυριτίου (α -Si:H). Κάθε εικονοστοιχείο (pixel) στη διάταξη AM (AMFPI-ενεργούς μήτρας μεγάλης επιφάνειας) περιλαμβάνει ένα φωτοευαίσθητο στοιχείο (μια φωτοδίοδο) και ένα σχετικό στοιχείο

μεταγωγής. Το τελευταίο έχει τη μορφή είτε ενός διακόπτη διόδου λεπτής μεμβράνης (TFD-Thin Film Diode) είτε ενός διακόπτη τρανζίστορ λεπτού υμενίου (TFT- Thin Film Transistor). Το φως από το φθορίζον υλικό που εκπέμπεται κατά την έκθεση σε ακτίνες X φωτίζει τους φορείς φορτίου απελευθέρωσης της συστοιχίας φωτοδίοδων (ηλεκτρόνια ή θετικά φορτισμένες οπές σύμφωνα με το σχέδιο). Η ποσότητα των φορέων φορτίου που συσσωρεύεται σε κάθε εικονοστοιχείο (pixel) είναι ανάλογη με την ποσότητα των φωτονίων ακτινών X που απορροφώνται σε αυτή τη θέση. Κάθε μεταγωγέας TFD ή TFT διευθυνσιοδοτείται μέσω μιας μήτρας (οριζόντιων) γραμμών ελέγχου πύλης και (κάθετων) γραμμών μεταφοράς δεδομένων. Κατά τη διάρκεια της έκθεσης του εξεταζόμενου σε ακτίνες X, όλοι οι διακόπτες διατηρούνται σε μη αγωγίμη κατάσταση, έτσι ώστε τα πακέτα φορτίου να μπορούν να συσσωρεύονται σε πυκνωτές αποθήκευσης (που σχηματίζονται στις ενώσεις των φωτοδίοδων). Στη συνέχεια, αυτό το μοτίβο φόρτισης διαβάζεται περνώντας διαδοχικά κάθε σειρά εικονοστοιχείων (pixel) στη διάταξη AM. Τα πακέτα φόρτισης σήματος διαβάζονται παράλληλα και χρησιμοποιείται ένας πολυπλέκτης για τον προγραμματισμό της σειράς εξόδου δεδομένων. Το σήμα εξόδου στη συνέχεια ενισχύεται πριν από την ψηφιοποίηση και μεταφορά στον υπολογιστή του συστήματος. Στο παρακάτω σχήμα **(Σχήμα 11)** εμφανίζεται μια σχηματική διατομή μέσω ενός τυπικού ανιχνευτή εικόνας DR έμμεσης μετατροπής. (Cowen A.R. *et al*⁷)



Σχήμα 11: Σχηματική διατομή ανιχνευτή DR έμμεσης μετατροπής. ICS: Ένα ολοκληρωμένο κύκλωμα που μερικές φορές ονομάζεται τσιπ, μικροτσίπ ή μικροηλεκτρονικό κύκλωμα, είναι μια φέτα ημιαγωγών στην οποία περιέχονται χιλιάδες ή εκατομμύρια μικροσκοπικές αντιστάσεις, πυκνωτές, δίοδοι και τρανζίστορ. Line Driver ICS: Ο οδηγός γραμμής είναι ένα ηλεκτρονικό κύκλωμα ενισχυτή που έχει σχεδιαστεί για την οδήγηση ενός φορτίου όπως μια γραμμή μετάδοσης. Χρησιμοποιείται συνήθως σε ψηφιακά συστήματα, π.χ. για την επικοινωνία ψηφιακών σημάτων σε ίχνη και καλώδια πλακέτας κυκλώματος. (Cowen A.R. et al⁷)

Οι σπινθηριστές συνήθως αποτελούνται από οξισουλφίδιο του γαδολινίου (Gd_2O_2S) ή ιωδιούχο καίσιο (CsI). Οι κρύσταλλοι Gd_2O_2S χυτεύονται σε ένα συνδεδετικό υλικό και είναι αδόμετοι σπινθηριστές που έχουν δομή παρόμοια με αυτή των φωσφόρων αποθήκευσης. (Körner M. et al²⁰)

Το πλεονέκτημα των σπινθηριστών που βασίζονται σε ιωδιούχο καίσιο (CsI) είναι ότι οι κρύσταλλοι μπορούν να διαμορφωθούν σε βελόνες πλάτους 5–10 μm , οι οποίες μπορούν να τοποθετηθούν κάθετα στην επιφάνεια του ανιχνευτή. Αυτή η δομημένη διάταξη βελόνων σπινθηριστή μειώνει τη διάχυση του φωτός μέσα στο στρώμα του σπινθηριστή. Ως αποτέλεσμα, μπορούν να χρησιμοποιηθούν παχύτερα στρώματα σπινθηριστή, αυξάνοντας έτσι την ισχύ του εκπεμπόμενου φωτός και οδηγώντας σε καλύτερες οπτικές ιδιότητες και υψηλότερη κβαντική απόδοση. (Körner M. et al²⁰)

Ένα επιπλέον πλεονέκτημα των ανιχνευτών αυτών είναι το μικρό τους μέγεθος, το οποίο επιτρέπει την ενσωμάτωση τους σε υπάρχουσες ακτινοδιαγνωστικές διατάξεις (ακτινολογικά τραπέζια ή ορθοστάτες). Οι ανιχνευτές που βασίζονται σε ιωδιούχο καίσιο (CsI) είναι εξαιρετικά ευάλωτοι σε μηχανική καταπόνηση (π.χ. ακούσια χτυπήματα) λόγω της λεπτής δομής τους κι έτσι αυτά τα συστήματα δεν μπορούν να χρησιμοποιηθούν εκτός σταθερών εγκαταστάσεων και επομένως δεν προσφέρουν φορητότητα. Τα φορητά συστήματα ανιχνευτών χρησιμοποιούν σπινθηριστές με βάση το οξισουλφίδιο του γαδολινίου (Gd_2O_2S), οι οποίοι είναι εξίσου ανθεκτικοί στη μηχανική καταπόνηση όπως και το σύστημα SPS. Τυχόν ελαττώματα - βλάβες που μπορεί να προκύψουν στον ανιχνευτή μπορεί να προκαλέσουν πλήρη βλάβη του συστήματος απεικόνισης, καθιστώντας έτσι τα φορητά συστήματα ανιχνευτών (Gd_2O_2S) και τα συστήματα SPS απαραίτητες συσκευές απεικόνισης έκτακτης ανάγκης. (Körner M. *et al*²⁰)

Η δημιουργία εικόνας με ανιχνευτές επίπεδης οθόνης είναι σχεδόν μια διαδικασία σε πραγματικό χρόνο, με χρονικό διάστημα μεταξύ έκθεσης και εμφάνισης εικόνας λιγότερο από 10 δευτερόλεπτα. Κατά συνέπεια, αυτά τα συστήματα είναι εξαιρετικά παραγωγικά κι έτσι περισσότεροι εξεταζόμενοι μπορούν να εξεταστούν στο ίδιο χρονικό διάστημα από ότι με άλλες ακτινογραφικές συσκευές. (Körner M. *et al*²⁰)

Πολλές κλινικές μελέτες έχουν δείξει ότι οι ανιχνευτές επίπεδης οθόνης έμμεσης μετατροπής παρέχουν ανώτερη ποιότητα εικόνας. (Körner M. *et al*²⁰) (Kotter E. and Langer M.²¹) (Strotzer M. *et al*⁴⁸) (Chotas H.G. and Ravin C.E.⁶) (Geijer H. *et al*¹³)

Μελέτες που συγκρίνουν ανιχνευτές επίπεδης οθόνης έμμεσης μετατροπής με συμβατικά συστήματα ενισχυτικής πινακίδας – φιλμ, (Ono K. *et al*³³) (Ganten M. *et al*

¹²⁾ (Ludwig K. *et al* ²⁷⁾ (Ludwig K. *et al* ²⁸⁾ (Rong X.J. *et al* ³⁶⁾ (Fink C. *et al* ¹⁰⁾ (Okamura T. *et al* ³²⁾ (Volk M. *et al* ⁵²⁾ πινακίδες αποθήκευσης φωσφόρου ψηφιακής απεικόνισης (IP), (Kroft L.J. *et al* ²²⁾ (Ono K. *et al* ³³⁾ (Uffmann M. *et al* ⁴⁹⁾ (Kim T.S. *et al* ¹⁹⁾ (Goo J.M. *et al* ¹⁵⁾ (Bacher K. *et al* ⁴⁾ ή άλλους ψηφιακούς ανιχνευτές, (Veldkamp W.J. *et al* ⁵⁰⁾ (Kroft L.J. *et al* ²²⁾ (Fischbach F. *et al* ¹¹⁾ (Pascoal A. *et al* ³⁵⁾ έχουν επαληθεύσει ότι οι ανιχνευτές επίπεδης οθόνης προσφέρουν την καλύτερη ποιότητα εικόνας και απόδοση χαμηλής αντίθεσης από όλους τους ψηφιακούς ανιχνευτές και μέχρι στιγμής, είναι ανώτεροι από τα συμβατικά συστήματα ενισχυτικής πινακίδας – φιλμ ή τα συστήματα CR. (Körner M. *et al* ²⁰⁾

1.1.2.2 Ψηφιακοί ανιχνευτές (DR) άμεσης μετατροπής

1.1.2.2.1 Ανιχνευτές άμορφου σεληνίου (a-Se)

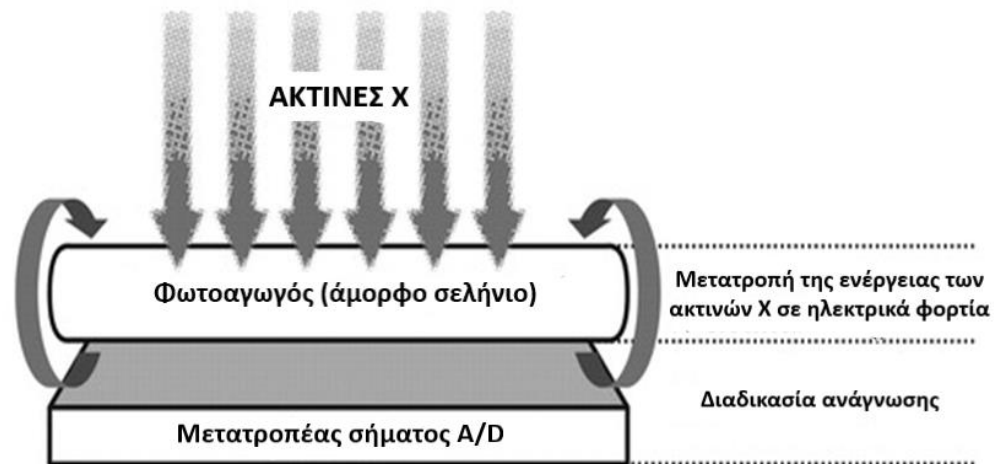
Τα συστήματα ανιχνευτών άμεσης μετατροπής μεγάλης περιοχής (FPD) χρησιμοποιούν ένα φωτοαγωγό που απορροφά τα προσπίπτοντα φωτόνια των ακτινών X και τα μετατρέπει σε ηλεκτρικά φορτία. Τα τυπικά υλικά φωτοαγωγών περιλαμβάνουν άμορφο σεληνίο, ιωδιούχο μόλυβδο, οξείδιο μολύβδου, βρωμιούχο θάλλιο και ενώσεις γαδολινίου. Το πιο συχνά χρησιμοποιούμενο υλικό είναι το άμορφο σεληνίο (a-Se), λόγω των ιδιοτήτων απορρόφησης ακτινών X και της εξαιρετικά υψηλής εγγενούς χωρικής ανάλυσης. (Körner M. *et al* ²⁰⁾ (Lança L. and Silva A. ²³⁾ (Cowen A.R. *et al* ⁷⁾

Το άμορφο σεληνίο (a-Se) έχει εξαιρετικά υψηλή ηλεκτρική αντίσταση. Ωστόσο, η έκθεση στο φως ή στα φωτόνια ακτινών X προκαλεί ελεύθερους φορείς ηλεκτρικού

φορτίου (εξ ου και ο όρος φωτοαγωγός). Προτού το επίπεδο πάνελ εκτεθεί σε ακτίνες X, εφαρμόζεται ηλεκτρικό πεδίο κατά μήκος του στρώματος σεληνίου (a-Se). Στη συνέχεια, κατά τη λήψη εικόνας, η ενέργεια των φωτονίων των ακτινών X μετατρέπεται απευθείας σε φορείς φορτίου, ηλεκτρόνια και (θετικά φορτισμένες) οπές, εντός του στρώματος σεληνίου (a-Se), αλλά χωρίς εκπομπή φωτός φθορισμού. Τα απορροφούμενα φωτόνια ακτινών X μετατρέπονται σε ηλεκτρικά φορτία και έλκονται απευθείας στα ηλεκτρόδια συλλογής φορτίου λόγω του ηλεκτρικού πεδίου. Αυτά τα φορτία, ανάλογα με την προσπίπτουσα δέσμη ακτινών X, δημιουργούνται και μεταναστεύουν κάθετα και στις δύο επιφάνειες του στρώματος σεληνίου (a-Se) χωρίς μεγάλη πλευρική διάχυση. Στο κάτω μέρος του στρώματος σεληνίου (a-Se), τα φορτία αντλούνται στον συλλέκτη φορτίου TFT, όπου αποθηκεύονται μέχρι την ανάγνωση. Το φορτίο που συλλέγεται σε κάθε πυκνωτή αποθήκευσης ενισχύεται και ποσοτικοποιείται σε μια τιμή ψηφιακού κωδικού για το αντίστοιχο εικονοστοιχείο (pixel). Κατά την ανάγνωση, η φόρτιση των πυκνωτών κάθε σειράς μεταφέρεται από τα τρανζίστορ στους ενισχυτές. Ως αποτέλεσμα, το μέγεθος των εικονοστοιχείων (pixel), η μήτρα και η χωρική ανάλυση των ανιχνευτών άμεσης μετατροπής δεν περιορίζονται από το ίδιο το υλικό του ανιχνευτή, αλλά μόνο από τις συσκευές εγγραφής και ανάγνωσης που χρησιμοποιούνται. (Körner M. *et al*²⁰) (Lança L. and Silva A.²³) (Cowen A.R. *et al*⁷)

Τα συστήματα DR άμεσης μετατροπής με βάση το σεληνίου είναι εξοπλισμένα είτε με τύμπανο άμορφου σεληνίου (a-Se) είτε με ανιχνευτή επίπεδης οθόνης (FPD). Στην πρώτη περίπτωση, ένα περιστρεφόμενο τύμπανο με κουκκίδες σεληνίου, το οποίο έχει θετικό ηλεκτρικό επιφανειακό φορτίο, εκτίθεται σε ακτίνες X. Κατά τη διάρκεια της έκθεσης, ένα μοτίβο φόρτισης ανάλογο με αυτό των προσπιπτουσών ακτινών X

δημιουργείται στην επιφάνεια του τυμπάνου και καταγράφεται κατά την περιστροφή από έναν μετατροπέα σήματος αναλογικού σε ψηφιακό (ADC). (Σχήμα 12) (Körner M. et al²⁰)



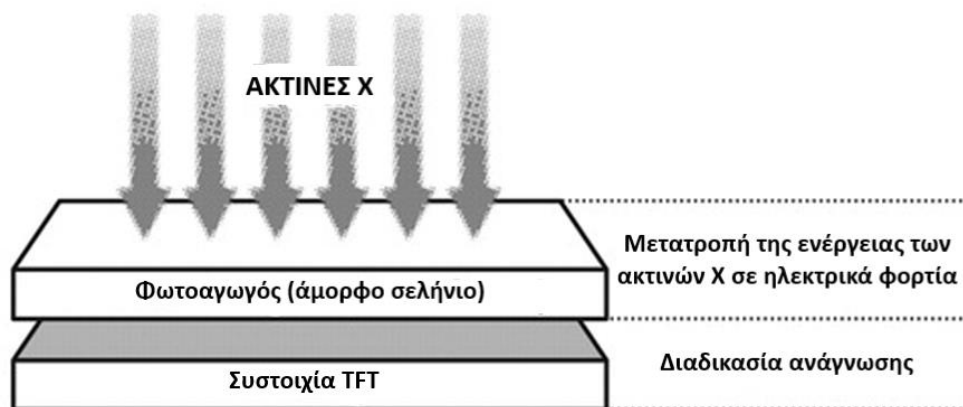
Σχήμα 12: Το σχέδιο απεικονίζει ένα σύστημα DR άμεσης μετατροπής που βασίζεται σε τύμπανο σεληνίου. Ένα περιστρεφόμενο τύμπανο με κουκκίδες σεληνίου με θετικό ηλεκτρικό επιφανειακό φορτίο εκτίθεται σε ακτίνες Χ. Η αλλαγή του σχεδίου φόρτισης της επιφάνειας του τυμπάνου είναι ανάλογη με τις προσπίπτουσες ακτίνες Χ. Το μοτίβο φόρτισης στη συνέχεια μετατρέπεται σε ψηφιακή εικόνα από έναν μετατροπέα σήματος αναλογικού σε ψηφιακό (ADC). (Körner M. et al²⁰)

Αρκετές κλινικές μελέτες έχουν επιβεβαιώσει ότι οι ανιχνευτές τυμπάνου σεληνίου παρέχουν καλή ποιότητα εικόνας που είναι ανώτερη από αυτή που παρέχεται από συμβατικά συστήματα ενισχυτικής πινακίδας - φιλμ ή τα συστήματα CR. Ωστόσο, λόγω του μηχανικού τους σχεδιασμού, οι ανιχνευτές τυμπάνου σεληνίου είναι ειδικά συστήματα χωρίς φορητότητα, που χρησιμοποιούνται κυρίως σε ορθοστάτες ακτινοαπεικόνισης θώρακα.

Μια νεότερη γενιά συστημάτων DR άμεσης μετατροπής χρησιμοποιεί ανιχνευτές επίπεδης οθόνης με βάση το άμορφο σεληνίο (a-Se). Αυτοί οι ανιχνευτές χρησιμοποιούν ένα στρώμα σεληνίου με μια αντίστοιχη υποκείμενη συστοιχία

τρανζίστορ λεπτού υμενίου (TFT). Η αρχή της μετατροπής των ακτινών X σε ηλεκτρικά φορτία είναι παρόμοια με αυτή του τυμπάνου σεληνίου, με τη διαφορά ότι το σχέδιο φόρτισης καταγράφεται από τη διάταξη TFT, η οποία συσσωρεύει και αποθηκεύει την ενέργεια των ηλεκτρονίων. **(Σχήμα 13)** (Körner M. *et al*²⁰)

Ένα πλεονέκτημα αυτών των συστημάτων είναι η μεγαλύτερη κλινική χρησιμότητα, καθώς οι ανιχνευτές μπορούν να τοποθετηθούν σε ήδη υπάρχοντα ακτινολογικά τραπέζια ή ορθοστάτες. Έχουν πραγματοποιηθεί κλινικές μελέτες με ανιχνευτές επίπεδης οθόνης με βάση το άμορφο σεληνίο (a-Se) οι οποίες υποδεικνύουν ότι η ποιότητα εικόνας αυτών των ανιχνευτών είναι ισοδύναμη με αυτή που παρέχεται από άλλους ανιχνευτές επίπεδης οθόνης και ανιχνευτές τυμπάνων σεληνίου. (Körner M. *et al*²⁰)



Σχήμα 13: Το σχέδιο απεικονίζει ένα σύστημα DR ανιχνευτή επίπεδης οθόνης με βάση το άμορφο σεληνίο (a-Se). Η προσπίπτουσα ενέργεια ακτινών X μετατρέπεται απευθείας σε ηλεκτρικά φορτία εντός του σταθερού στρώματος φωτοαγωγού και «διαβάζεται» από μια συνδεδεμένη συστοιχία TFT κάτω από το στρώμα ανίχνευσης. (Körner M. *et al*²⁰)

Κεφάλαιο 2: Πλεονεκτήματα - μειονεκτήματα συστημάτων CR (Computed Radiography) – DR (Digital-Direct Radiography)

Η μετάβαση από τα συστήματα συμβατικής - αναλογικής απεικόνισης στα αντίστοιχα ψηφιακής πραγματοποιείται στη συντριπτική πλειοψηφία των νοσηλευτικών ιδρυμάτων. Η επικράτηση της ψηφιακής έναντι της συμβατικής ακτινολογικής απεικόνισης σχετίζεται με τα αναμφισβήτητα πλεονεκτήματά της σε σχέση με την ποιότητα της εικόνας και τον βελτιωμένο χειρισμό της εικόνας στο πλαίσιο ενός συστήματος αρχειοθέτησης, επικοινωνίας, επεξεργασίας και μεταφοράς εικόνων. Το σύστημα CR αντιπροσωπεύει το παλαιότερο σύστημα, το οποίο ωρίμασε επί δεκαετίες και γνώρισε ορισμένες σημαντικές πρόσφατες βελτιώσεις όσον αφορά τη μείωση δόσης και την απόδοση ροής εργασίας που ενίσχυσαν τη θέση του. Αντιπροσωπεύει ένα πολύ ευέλικτο, οικονομικά ελκυστικό σύστημα που είναι εξίσου κατάλληλο για ολοκληρωμένα συστήματα καθώς και για την επί κλίνης απεικόνιση (φορητά συστήματα CR). (Schaefer-Prokop C.M. *et al*⁴¹)

Οι οικονομοτεχνικές δαπάνες που απαιτούνται για την εισαγωγή της ψηφιακής ακτινογραφίας στο κλινικό περιβάλλον είναι ένα σαφές πλεονέκτημα των συστημάτων CR έναντι των περισσότερων συστημάτων DR, που οφείλεται σε μεγάλο βαθμό στην ικανότητα χρήσης της υπάρχουσας υποδομής ακτινών X με ελάχιστες αλλαγές ή απαιτήσεις βαθμονόμησης. Ενώ οι υποστηρικτές της τεχνολογίας DR επισημαίνουν τη χαμηλότερη κβαντική αποδοτικότητα των συστημάτων CR (Storage Phosphor Radiography System-SPS) που απαιτούν υψηλότερη δόση για να επιτευχθεί μια δεδομένη τιμή SNR (Signal to Noise Ratio), η εισαγωγή φωσφόρων ανάγνωσης διπλής όψης και δομημένων φωσφόρων αποθήκευσης (CsBr) έχουν οδηγήσει σε σημαντική

αύξηση της αποτελεσματικότητας ανίχνευσης στο ίδιο επίπεδο με ορισμένους ανιχνευτές που βασίζονται σε συστήματα DR. (A. J. Seibert ⁴⁴) (Schaefer-Prokop C.M. *et al* ⁴¹)

Η καθυστέρηση μεταξύ έκθεσης και ανάγνωσης σε ακτινοδιαγνωστικό περιβάλλον εντατικής εργασίας, είναι ένα σημαντικό μειονέκτημα των ανιχνευτών SPS που περιέχονται σε κασέτα. Ο χρόνος ανάγνωσης και επεξεργασίας των πινακίδων ψηφιακής απεικόνισης (IP) στις συσκευές ανάγνωσης πινακίδων ή ψηφιοποιητές (Digitizers) μπορεί να είναι μεγάλος και για ψηφιοποιητές μεμονωμένων πινακίδων, πιθανή μεγάλη έκθεση των IP απαιτεί μεγάλο χρόνο για να «σβήσουν» τα υπολειπόμενα σήματα, πριν να εισαχθεί μια άλλη πινακίδα ψηφιακής απεικόνισης (IP). Οι ανιχνευτές SPS είναι πάντα "ενεργοί", που σημαίνει ότι είναι επιρρεπείς σε ακτινοβολία υποβάθρου και διάσπαρτη ακτινοβολία εάν αποθηκευτούν ακατάλληλα δίπλα ή μέσα σε ένα ακτινογραφικό θάλαμο. Είναι πολύ σημαντικό να πραγματοποιείται διαγραφή των πινακίδων ψηφιακής απεικόνισης (IP) που δεν έχουν χρησιμοποιηθεί συχνά, ιδιαίτερα μετά από ένα μεγάλο διάστημα αδράνειας, ως προφύλαξη για την εξάλειψη τυχόν εναπομεινουσών εικόνων (Ghost Image) που υποβαθμίζουν την αντίθεση στις εικόνες εξεταζόμενων. (A. J. Seibert ⁴⁴) (Schaefer-Prokop C.M. *et al* ⁴¹)

Τα συστήματα DR προσφέρουν εξαιρετική ποιότητα εικόνας και ρεαλιστικές επιλογές για μείωση της δόσης με βάση την υψηλή απόδοση δόσης. Ενώ για μεγάλο χρονικό διάστημα υπήρχαν στην αγορά μόνο ολοκληρωμένα συστήματα κατάλληλα για μεγάλο φόρτο εργασίας εξεταζόμενων, τα τελευταία χρόνια έγιναν διαθέσιμα και φορητά συστήματα DR. (Schaefer Prokop C.M. *et al* ⁴¹)

Τα συστήματα ψηφιακής ακτινογραφίας (DR) που βασίζονται σε ανιχνευτές επίπεδης οθόνης έχουν πολλά πλεονεκτήματα σε σύγκριση με τα συστήματα CR. Δεδομένου ότι η μονάδα ανιχνευτή είναι μάλλον συμπαγής και δεν χρειάζεται κινούμενα μέρη για ανάγνωση, μπορεί εύκολα να ενσωματωθεί σε ακτινοδιαγνωστικά τραπέζια και ορθοστάτες, καθιστώντας τη μονάδα εξέτασης αυτόνομη χωρίς την ανάγκη χρήσης κασετών και μονάδων ανάγνωσης. Τα συστήματα μπορούν να συνδεθούν με το νοσοκομειακό δίκτυο και να μεταφέρουν τα δεδομένα εικόνας τους απευθείας στους σταθμούς εργασίας ή στο ψηφιακό αρχείο. Η ανάγνωση εικόνας είναι πολύ πιο γρήγορη για ανιχνευτές επίπεδης οθόνης από ότι για τα τυπικά συστήματα CR, επομένως η εικόνα είναι διαθέσιμη μέσα σε λίγα δευτερόλεπτα μετά την έκθεση και ο ανιχνευτής είναι έτοιμος για την επόμενη λήψη εικόνας. (Völk M. *et al*⁵¹) (Neitzel U.³⁰)

Στα συστήματα CR , οι μεγαλύτερες πινακίδες ψηφιακής απεικόνισης (IP) ~~θα~~ έχουν πιο αργή ανάγνωση από τις μικρότερες (IP) περίπου 30–40s ενώ στα συστήματα DR, η διαδικασία ανάγνωσης μπορεί να διαρκέσει περίπου 1,3s. (Körner M. *et al*²⁰) (Lança L. and Silva A.²⁴)

ΤΥΠΟΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ							
	Ενισχυτική πινακίδα- Φιλμ	Πινακίδα Αποθήκευσης Φωσφόρου	Συζευγμένος φακός CCD	Slot-Scan CCD	Άμεσης μετατροπής FPD	Έμμεσης μετατροπής FPD	Έμμεσης μετατροπής FPD
Μετατροπέας ανάγνωσης	Gd ₂ O ₂ S Film	BaSrFBBr:Eu Laser	Gd ₂ O ₂ S CCD	CsI:TI CCD	Σελήνιο	Gd ₂ O ₂ S	CsI:TI
Μέγεθος ανιχνευτή(in)	14x17	14x17	14x17	17x17	14x17	17x17	17x17
Μέγεθος Pixel(μm)	-	200	167	162	139	160	143
Μήτρα	-	1760X2140	2000X2500	2736X2736	2560X3072	2688X2688	3121X3121
Συχνότητα Nyquist(cycles /mm)	5	2.5	3.0	3.1	3.6	3.1	3.5
Δυναμικό εύρος	1:30	1:40,000	>1:4000	1:10,000	>1:10,000	>1:10,000	>1:10,000

Σχήμα 14: Τεχνικά χαρακτηριστικά διαφόρων συστημάτων ακτινογραφίας(FPD= Flat Panel Detector). (Körner M. et al²⁰)

Ο παραπάνω πίνακας δείχνει ορισμένα σχετικά τεχνικά χαρακτηριστικά διαφόρων συστημάτων ακτινογραφίας τα οποία και θα αναλυθούν. (Körner M. et al²⁰)

Στα συστήματα DR, το μέγεθος του πεδίου ή του ανιχνευτή πρέπει να είναι αρκετά μεγάλο για όλες τις ακτινογραφικές εξετάσεις. Στην ιδανική περίπτωση, θα πρέπει να έχει μια ενεργή περιοχή τουλάχιστον 43x43 cm για να επιτρέπει τόσο κάθετο όσο και οριζόντιο προσανατολισμό απεικόνισης χωρίς περιστροφή του ανιχνευτή. Ενώ στα συστήματα CR, είναι διαθέσιμα διαφορετικά μεγέθη κασετών με τυπικές διαστάσεις για τυπική απλή ακτινογραφία (π.χ. 18x24, 24x30, 35x43 cm). Αυτές οι κασέτες περιέχουν την αντίστοιχη πινακίδα φωσφόρου ψηφιακής απεικόνισης (IP) που χρησιμοποιείται για την κατάλληλη περιοχή που πρόκειται να εξεταστεί.

Οι ψηφιακές εικόνες αποτελούνται από εικονοστοιχεία (pixel). Η διαστάση συλλογή εικονοστοιχείων στην εικόνα ονομάζεται μήτρα, η οποία συνήθως εκφράζεται ως μήκος επί πλάτος (σε pixel).

Η χωρική ανάλυση αναφέρεται στην ελάχιστα διακριτή απεικόνιση μεταξύ δομών υψηλής αντίθεσης. Η μέγιστη χωρική ανάλυση (spatial resolution) μιας εικόνας ορίζεται από το μέγεθος των εικονοστοιχείων (pixel) και την απόσταση (δηλαδή, το βήμα ή την απόσταση μεταξύ των κέντρων των εικονοστοιχείων). Όσο μικρότερο είναι το μέγεθος των εικονοστοιχείων (pixel) ή όσο μεγαλύτερη είναι η μήτρα, τόσο μεγαλύτερη είναι η μέγιστη δυνατή χωρική ανάλυση. Το μέγεθος των εικονοστοιχείων (pixel) επηρεάζει την ανάλυση του συστήματος και κυμαίνεται συνήθως από 100–200 μm σε ανιχνευτές CR (ανάλογα με το μέγεθος του ανιχνευτή-κασέτας) και 127–200 μm σε ανιχνευτές DR. Στα συμβατικά συστήματα ενισχυτικής πινακίδας – φιλμ (Screen-Film), η χωρική ανάλυση είναι υψηλότερη (25–80 μm), αλλά αυτά τα συστήματα είναι περιορισμένα ως προς την ευαισθησία και το δυναμικό τους εύρος, σε σύγκριση με τα ψηφιακά συστήματα.

Η αύξηση της ακτινοβολίας που εφαρμόζεται στον ανιχνευτή δεν θα βελτιώσει τη μέγιστη χωρική ανάλυση. Από την άλλη πλευρά, η διασπορά κβάντων ακτινών X και φωτονίων φωτός μέσα στον ανιχνευτή επηρεάζει τη χωρική ανάλυση. Επομένως, η εγγενής χωρική ανάλυση για τους ανιχνευτές άμεσης μετατροπής με βάση το σελήνιο είναι υψηλότερη από αυτή για τους ανιχνευτές έμμεσης μετατροπής. Οι δομημένοι σπινθηριστές προσφέρουν πλεονεκτήματα έναντι των μη δομημένων σπινθηριστών. Σύμφωνα με το θεώρημα Nyquist, δίνεται ένα μέγεθος εικονοστοιχείου (pixel) a , η μέγιστη δυνατή χωρική ανάλυση είναι $a/2$. Για μέγεθος pixel 200 μm , η μέγιστη ανιχνεύσιμη χωρική συχνότητα θα είναι 2,5 κύκλοι/mm. Το διαγνωστικό εύρος για τη γενική ακτινογραφία είναι 0–3 κύκλοι/mm. Μόνο παλαιότερες γενιές φωσφόρων αποθήκευσης σήματος δεν πληρούν αυτό το κριτήριο. (Körner M. *et al*²⁰) (Lança L. and Silva A.²⁴)

Η ποιότητα της εικόνας ενός ανιχνευτή DR μπορεί να αξιολογηθεί χρησιμοποιώντας μια εργαλειοθήκη φυσικών παραμέτρων που περιλαμβάνει το δυναμικό εύρος, τη χωρική ανάλυση (MTF) και τη κβαντική απόδοση ανίχνευσης (DQE).

Δυναμικό εύρος (Dynamic Range)

Το δυναμικό εύρος ενός ανιχνευτή DR αναφέρεται στο εύρος της προσπίπτουσας δόσης που μπορεί να προσαρμοστεί και, ως εκ τούτου, συνεισφέρει πληροφορίες στην καταγεγραμμένη εικόνα. Με βασικούς όρους, αυτό ορίζεται από την αναλογία των μέγιστων προς τις ελάχιστες δόσεις εισόδου του ανιχνευτή. (Cowen A.R. *et al*⁷)

Στην ακτινογραφία ενισχυτικής πινακίδας - φιλμ (Screen-Film), το δυναμικό εύρος ορίστηκε από την ακτινογραφική απόκριση του φιλμ. Στην ψηφιακή ακτινογραφία (CR και DR), η μέγιστη ικανότητα σήματος καθορίζεται από το ίδιο το μέσο ανίχνευσης και τον μηχανισμό ανάγνωσής του, ενώ η ελάχιστη ικανότητα σήματος ορίζεται από τον θόρυβο της εικόνας και την ικανότητα διάκρισης κλίμακας του γκρι του συστήματος. Το δυναμικό εύρος της ψηφιακής ακτινογραφίας (CR και DR) είναι περίπου 400 φορές μεγαλύτερο σε σύγκριση με το συμβατικό φιλμ, πράγμα που σημαίνει ότι τα ψηφιακά συστήματα μπορούν να λάβουν πληροφορίες εικόνας σε ένα πολύ μεγαλύτερο εύρος δόσεων εισόδου. (Schaefer-Prokop C.M. *et al*⁴¹)

Το δυναμικό εύρος ενός ψηφιακού ανιχνευτή DR είναι παρόμοιο με αυτό του CR, πλησιάζοντας το 1:10.000, το οποίο είναι σημαντικά υψηλότερο από τα συστήματα SF (1:30). (Cowen A.R. *et al*⁷) (Lança L. and Silva A.²⁴) (Neitzel U.³⁰) Αυτό το ευρύ δυναμικό εύρος επιτρέπει στα ψηφιακά συστήματα να μεγιστοποιούν τον αριθμό των τιμών του γκρι στην ψηφιακή εικόνα. Αυτό το χαρακτηριστικό είναι ένα βασικό

χαρακτηριστικό όσον αφορά τα σφάλματα έκθεσης. Η αξιοσημείωτη μείωση των επαναλήψεων ακτινογραφιών και η συνακόλουθη μειωμένη έκθεση σε ακτινοβολία στον ασθενή είναι μια θετική συνέπεια του μεγάλου δυναμικού εύρους στους ψηφιακούς ανιχνευτές. (Lança L. and Silva A. ²⁴) (Neitzel U. ³⁰)

Συνάρτηση Μεταφοράς Διαμόρφωσης – Modulation Transfer Function (MTF)

Η χωρική ανάλυση ενός ανιχνευτή εικόνας είναι η ελάχιστη απόσταση που απαιτείται για τον διαχωρισμό δύο (ή περισσότερων) χαρακτηριστικών εικόνας υψηλής αντίθεσης ως ανεξάρτητες οντότητες. Η χωρική ανάλυση επηρεάζεται από πολλούς παράγοντες όπως το ίδιο το μέσο του ανιχνευτή, το πάχος του ανιχνευτή, το μέγεθος της δέσμης λέιζερ, την προ- και τη μετά- την έκθεση επεξεργασία και τέλος το μέγεθος του εικονοστοιχείου (pixel). Οι πλάκες CR προσφέρουν ένα διάστημα δειγματοληψίας εικονοστοιχείων (pixel) μεταξύ 100 και 200μm, τα συστήματα DR μεταξύ 140 και 200μm. Πιο σημαντική για την οριακή ευκρίνεια, ωστόσο, είναι η σχέση μεταξύ μεγέθους και αντίθεσης λεπτομερειών, που περιγράφεται από τη συνάρτηση μεταφοράς διαμόρφωσης (MTF). (Schaefer-Prokop C.M. *et al* ⁴¹)

Η συνάρτηση μεταφοράς διαμόρφωσης (MTF) είναι η ικανότητα του ανιχνευτή να μεταφέρει τη διαμόρφωση του σήματος εισόδου σε μια δεδομένη χωρική συχνότητα στην έξοδο του. Στην ακτινογραφία, αντικείμενα που έχουν διαφορετικά μεγέθη και συντελεστή εξασθένησης εμφανίζονται με διαφορετικές τιμές κλίμακας του γκρι σε μια εικόνα. Η MTF έχει να κάνει με την εμφάνιση της αντίθεσης και του μεγέθους του αντικειμένου. Πιο συγκεκριμένα, η MTF είναι υπεύθυνη για τη μετατροπή των τιμών αντίθεσης αντικειμένων διαφορετικού μεγέθους (αντίθεση αντικειμένου) σε επίπεδα

έντασης αντίθεσης στην εικόνα (αντίθεση εικόνας). Η MTF είναι ένα χρήσιμο μέτρο της αληθινής ή αποτελεσματικής ανάλυσης, καθώς αντιπροσωπεύει την ποσότητα «θαμπώματος» και αντίθεσης σε ένα εύρος χωρικών συχνοτήτων. (Körner M. *et al*²⁰)

Κβαντική απόδοση ανίχνευσης (DQE)

Η κβαντική απόδοση ανίχνευσης (DQE) θεωρείται ως ο καλύτερος μεμονωμένος δείκτης για την περιγραφή της φυσικής απόδοσης των ψηφιακών ακτινογραφικών συστημάτων. Αναφέρεται στην αποτελεσματικότητα ενός ανιχνευτή στη μετατροπή της προσπίπτουσας ενέργειας ακτίνων X σε σήμα εικόνας. Το DQE ενός συστήματος απεικόνισης αναφέρεται στο λόγο μεταξύ του SNR^2 στην είσοδο του ανιχνευτή εικόνας (ποσότητα φωτονίων ακτίνων X που προσπίπτουν στον ανιχνευτή εικόνας) και του SNR^2 που καταγράφεται από τον ανιχνευτή εικόνας (η τιμή που υπολογίζεται από τα δεδομένα εξόδου). Όσο μεγαλύτερη είναι η τιμή του DQE, τόσο πιο αποτελεσματικά ο ανιχνευτής καταγράφει πληροφορίες εικόνας ακτίνων X. Το μέγεθος του DQE επηρεάζεται από την ενέργεια της δέσμης (kVp-mAs) (effective energy), το επίπεδο δόσης εισόδου του ανιχνευτή, το ίδιο το σύστημα του ανιχνευτή και την MTF. Οι υψηλές τιμές DQE υποδεικνύουν ότι απαιτείται λιγότερη ακτινοβολία για να επιτευχθεί η ίδια ποιότητα εικόνας. Η αύξηση του DQE και η διατήρηση της έκθεσης στην ακτινοβολία σταθερής, θα βελτιώσει την ποιότητα της εικόνας. (Schaefer-Prokop C.M. *et al*⁴¹) (Körner M. *et al*²⁰)

Ο ιδανικός ανιχνευτής θα είχε DQE 1 (DQE 100% σε όλες τις χωρικές συχνότητες), που σημαίνει ότι όλη η ενέργεια της ακτινοβολίας απορροφάται και μετατρέπεται σε πληροφορίες εικόνας χωρίς καθόλου θόρυβο. (Κανδαράκης Ι. ⁵⁴) Στην πράξη, ένα

σύστημα χάνει την αποτελεσματικότητά του στις υψηλές χωρικές συχνότητες, φτάνοντας σε τιμές μεταξύ 40% και 50% (DQE 0,45) στις χαμηλές χωρικές συχνότητες. Τα τελευταία χρόνια, έχουν καθιερωθεί διάφορες μέθοδοι μέτρησης DQE καθιστώντας τη σύγκριση των τιμών DQE δύσκολη αν όχι αδύνατη. (Körner M. *et al*²⁰)

Το 2003, εισήχθη το πρότυπο IEC62220-1 για να τυποποιήσει τις μετρήσεις DQE και να τις κάνει συγκρίσιμες. **(Σχήμα 15)** (Körner M. *et al*²⁰)

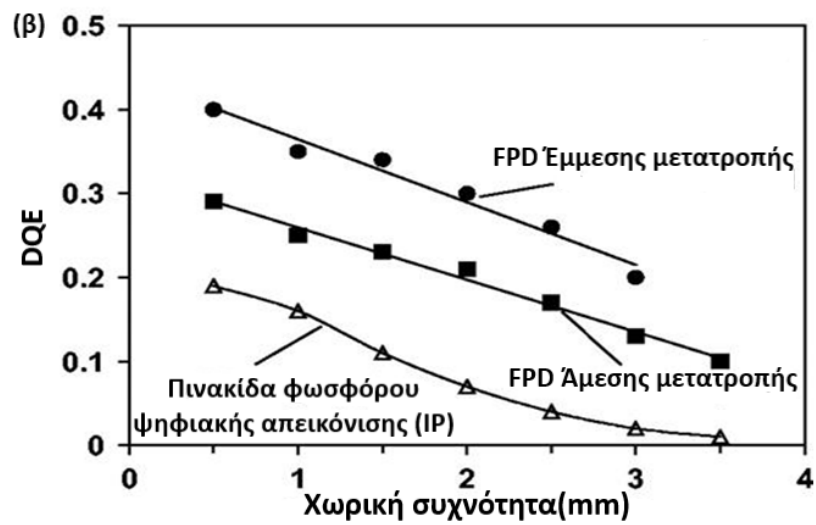
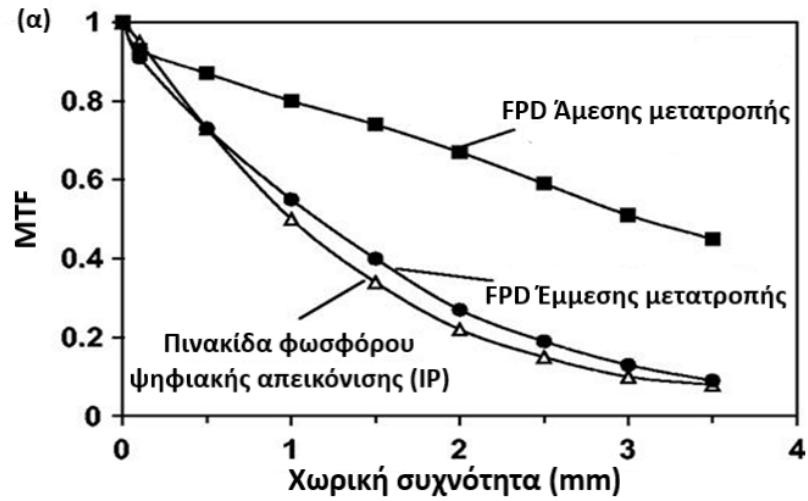
Ένα τυπικό σύστημα CR έχει DQE περίπου 0,25, ενώ τα συστήματα DR έμμεσης μετατροπής έχουν περίπου διπλασιασμένο DQE περίπου 0,4. Οι τύποι ανιχνευτή DR που χρησιμοποιούν οξισουλφίδιο του γαδολινίου (Gd_2O_2S) έχουν σημαντικά χαμηλότερο DQE από τις συσκευές που βασίζονται σε ιωδιούχο καίσιο με πρόσμιξη με θάλλιο (CsI:Tl). Οι ανιχνευτές DR άμεσης μετατροπής με στρώμα απορρόφησης ακτινών X 500 μm άμορφου σεληνίου (a-Se) έχουν τυπικά DQE 0,35. Αυτή η τιμή βρίσκεται περίπου στη μέση μεταξύ των τιμών DQE για ανάγνωση CR και ανιχνευτή DR έμμεσης μετατροπής. Ένα ελαφρώς υψηλότερο DQE 0,4 έχει αναφερθεί για έναν ανιχνευτή άμεσης μετατροπής που ενσωματώνει ένα στρώμα άμορφου σεληνίου (a-Se) πάχους 1000 μm. Το ασθενέστερο DQE των ανιχνευτών άμεσης μετατροπής (έναντι έμμεσης μετατροπής) αντανακλά τη χαμηλότερη απόδοση απορρόφησης ακτινών X του άμορφου σεληνίου (a-Se) σε σύγκριση με το CsI:Tl. (Cowen A.R. *et al*⁷)

Για τους εμπορικά διαθέσιμους άμεσους ανιχνευτές (σελήνιο) και έμμεσους (ιωδιούχο καίσιο) τα χαρακτηριστικά απόδοσης όσον αφορά τα MTF και DQE εμφανίζουν χαρακτηριστικές διαφορές όπως φαίνεται και στο παρακάτω σχήμα. **(Σχήμα 15)**

Οι τιμές των συναρτήσεων μεταφοράς διαμόρφωσης MTF των δύο συστημάτων CR και του ανιχνευτή DR έμμεσης μετατροπής είναι παρόμοια, αν και το MTF του τελευταίου είναι ελαφρώς ανώτερο. Αυτό οφείλεται στη μειωμένη σκέδαση φωτός στη διοχετευόμενη κρυσταλλική δομή του ιωδιούχου καισίου με πρόσμιξη με θάλλιο (CsI:TI), σε σύγκριση με εκείνη στα στρώματα φωσφόρου που χρησιμοποιούνται σε CR πινακίδες ψηφιακής απεικόνισης (IP). Οι ανιχνευτές DR απευθείας μετατροπής έχουν το υψηλότερο MTF, καθώς υπάρχει αμελητέα απώλεια χωρικής ανάλυσης στον φωτοαγωγό κατά την ανίχνευση ακτινών X και την παραγωγή σήματος. Ενώ ο άμεσος ανιχνευτής εμφανίζει σημαντικά υψηλότερο MTF προ-δειγματοληψίας τόσο από τον έμμεσο ανιχνευτή όσο και από την πινακίδα αποθήκευσης φωσφόρου ψηφιακής απεικόνισης (IP) (σύστημα CR), το DQE του είναι δεύτερο μετά από αυτό του έμμεσου ανιχνευτή, αν και εξακολουθεί να είναι καλύτερο από αυτό της πινακίδας αποθήκευσης φωσφόρου ψηφιακής απεικόνισης (IP) (CR) (**Σχήμα 15**). Ο λόγος για αυτήν τη συμπεριφορά βρίσκεται στις ιδιότητες της διαδικασίας μετατροπής. Το ηλεκτρικό πεδίο στο στρώμα του σεληνίου, απαραίτητο για τον διαχωρισμό των φορτίων που δημιουργούνται από τα απορροφημένα φωτόνια ακτινών X, αναστέλλει την πλευρική διάχυση του νέφους φορτίου, διατηρώντας έτσι υψηλή ανάλυση ή MTF. Από την άλλη πλευρά, η υψηλή MTF προκαλεί παραμόρφωση θορύβου, η οποία μαζί με τη μέτρια αποτελεσματικότητα απορρόφησης ακτινών X του σεληνίου οδηγεί σε χαμηλότερο DQE. Υπάρχουν δύο διαφορετικοί τύποι έμμεσων ανιχνευτών επίπεδης οθόνης: ο πιο συνηθισμένος χρησιμοποιεί βελονοειδείς κρυστάλλους ιωδιούχου καισίου (CsI) ως υλικό φωσφόρου που επιτρέπει τη χρήση ενός μάλλον παχύ στρώματος (500 μm), αλλά έχει ακόμα καλό MTF (Η καμπύλη που φαίνεται στο σχήμα 15 αναφέρεται σε αυτόν τον τύπο). Ένας άλλος τύπος χρησιμοποιεί ένα πλέγμα

κατασκευασμένο από σωματίδια φωσφόρου σπάνιων γαιών συνήθως οξισουλφίδιο του γαδολινίου (Gd_2O_2S). Για αυτόν τον τύπο οθόνης, η πλευρική διάχυση του φωτός είναι πολύ πιο μεγάλη και το πάχος της οθόνης πρέπει να διατηρείται πολύ χαμηλότερο για να επιτευχθεί παρόμοια MTF. Συνεπώς, η απορρόφηση των ακτινών Χ είναι χαμηλότερη και το DQE φτάνει σε τιμές συγκρίσιμες με τις πινακίδες φωσφόρου ψηφιακής απεικόνισης (IP) (CR) ή με συμβατικά συστήματα ενισχυτικής πινακίδας - φιλμ. (Samei E. ³⁸) (Neitzel U. ³⁰) (Samei E. and Flynn M.J. ³⁹) (Illers H. *et al* ¹⁷)

Επίσης ένα σημαντικό κλινικό πλεονέκτημα των συστημάτων ακτινογραφίας DR επίπεδης οθόνης (FPD), ιδιαίτερα για τον έμμεσο τύπο του ιωδιούχου καισίου (CsI), είναι το υψηλό DQE τους σε σύγκριση με τα συστήματα CR και τα συμβατικά συστήματα ενισχυτικής πινακίδας - φιλμ, που επιτρέπει τη λειτουργία του ανιχνευτή σε χαμηλότερη δόση με διατηρημένη υψηλή ποιότητα εικόνας. Ορισμένες τεχνικές και κλινικές μελέτες έχουν δείξει ότι είναι δυνατή η μείωση της δόσης έως και 50% χωρίς απώλεια της ποιότητας της διαγνωστικής εικόνας. (Völk M. *et al* ⁵¹) (Neitzel U. ³⁰)



Σχήμα 15: (α) MTF και (β) DQE ως συνάρτηση της χωρικής συχνότητας για τους άμεσους και έμμεσους ανιχνευτές επίπεδης οθόνης (FPD) και για τις πινακίδες φωσφόρου ψηφιακής απεικόνισης (IP) (CR), μετρημένες σύμφωνα με το πρότυπο IEC 62220-1 σε ποιότητα ακτινοβολίας RQA5T. Τα δεδομένα λαμβάνονται από τη δημοσίευση των Illers et al. (Illers H. et al¹⁶) (Illers H. et al¹⁷)

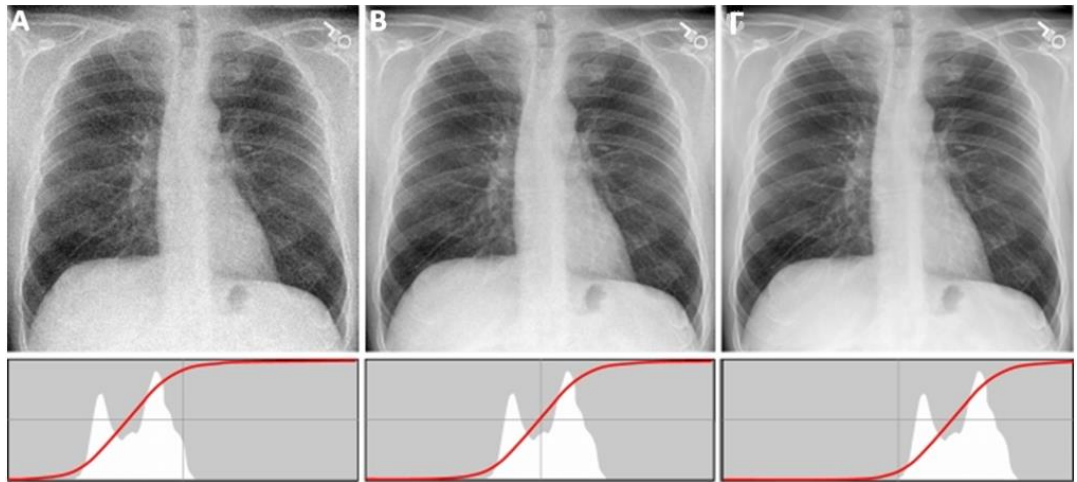
Κεφάλαιο 3: Δείκτης έκθεσης-Exposure Index (EI)

3.1 Γενικές πληροφορίες για τον δείκτη έκθεσης – Exposure Index (EI)

Από την ανακάλυψη των ακτινών X το 1895 από τον Wilhelm Conrad Röntgen, ο τομέας της ιατρικής απεικόνισης βρίσκεται σε συνεχή ανάπτυξη. Από αυτές τις εξελίξεις, η μετάβαση από την αναλογική στην ψηφιακή απεικόνιση ήταν πιθανώς η πιο επιδραστική και είχε πολλά οφέλη. (Erenstein H.G. *et al*⁹) (Lewis S. *et al*²⁵)

Από τα μέσα της δεκαετίας του 1990, πραγματοποιείται μια σταθερή αντικατάσταση των αναλογικών ανιχνευτών ενισχυτικής πινακίδας - φιλμ με ανιχνευτές ψηφιακής ακτινογραφίας (CR-DR). Μαζί με αυτή δημιουργείται η προσδοκία χαμηλότερης δόσης λόγω λιγότερων επαναλήψεων και σταθερής ποιότητας εικόνας. Αυτό οφείλεται στο γεγονός ότι οι ανιχνευτές αυτοί έχουν μεγάλο δυναμικό εύρος, μεγάλο εύρος έκθεσης (exposure latitude), κατηγορίες λειτουργιών μεταβλητής ταχύτητας και δυνατότητες μετά την έκθεση - επεξεργασίας εικόνας που παρέχουν σταθερή εμφάνιση εικόνας ακόμη και με υποεκτεθειμένες ή υπερεκτεθειμένες ακτινογραφίες. **(Σχήμα 16)** (Seibert J.A. and Morin I. L. ⁴³) (Mothiram U. *et al*²⁹)

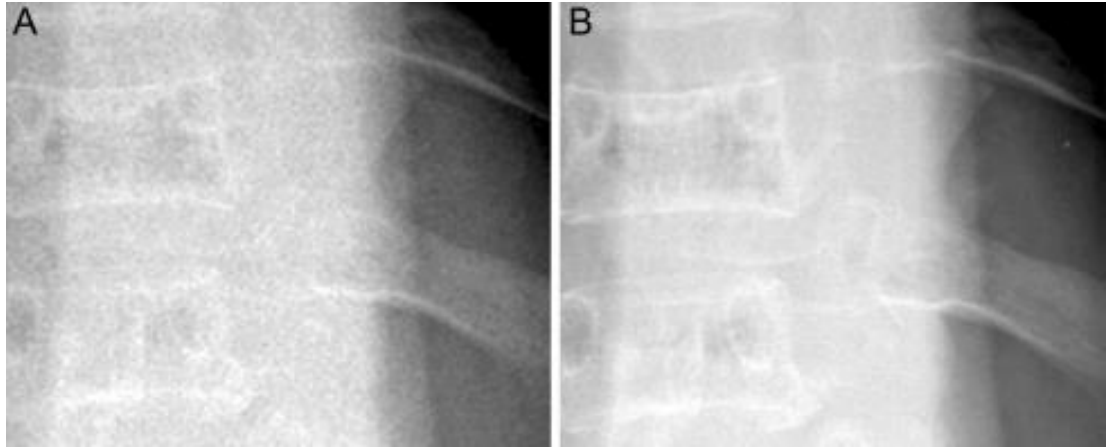
Ο καθορισμός των κατάλληλων τεχνικών ακτινογράφησης και της έκθεσης του εξεταζόμενου σε σχέση με την εμφάνιση της εικόνας (π.χ. οπτική πυκνότητα σε μια εικόνα φιλμ) δεν είναι πλέον δυνατός. Ενώ οι ακτινογραφίες με υποέκθεση έχουν μικρότερο αριθμό φωτονίων που προσπίπτουν στον ψηφιακό ανιχνευτή και χαρακτηρίζονται από υψηλά επίπεδα στατιστικού θορύβου, οι υπερβολικά εκτεθειμένες εικόνες συχνά θεωρούνται οπτικά ικανοποιητικές, με αποτέλεσμα την άσκοπη υπερέκθεση και πιθανή βλάβη στον ασθενή. (Seibert J.A. and Morin I. L. ⁴³)



Σχήμα 16: Απόκριση ψηφιακού ανιχνευτή στις διακυμάνσεις της έντασης της έκθεσης: Α) Υποέκθεση Β) Σωστή έκθεση Γ) Υπερέκθεση. Κάτω από κάθε εικόνα υπάρχει ένα ιστογράμμο που αντιπροσωπεύει την κατανομή συχνότητας των ψηφιακών τιμών που σχετίζεται άμεσα με την ένταση των ακτίνων Χ που διέρχονται μέσω του εξεταζόμενου. (Seibert J.A. and Morin I. L.⁴³

Τα συστήματα ψηφιακής ακτινογραφίας χρησιμοποιούν μεθοδολογίες επεξεργασίας εικόνας για να ισοσταθμίσουν τις τιμές του ιστογράμματος με την καμπύλη επιλογής, έτσι ώστε η κλίμακα των διαβαθμίσεων του γκρι της εικόνας να είναι παρόμοια σε ένα ευρύ φάσμα εκθέσεων εικόνας. Θα μπορούσαμε να πούμε ότι οι διαβαθμίσεις του γκρι φαίνεται σαν να μην σχετίζονται σε μεγάλο βαθμό με την έκθεση. Ενώ η επεξεργασία εικόνας προσαρμόζει την κλίμακα του γκρι, οι ακτινογραφίες με χαμηλό σήμα εισόδου στον ανιχνευτή θα έχουν αυξημένο θόρυβο (στατιστικό/κβαντικό) και κηλίδες, ενώ οι εικόνες με υψηλό σήμα συνδέονται με καλή ποιότητα εικόνας αλλά υψηλή δόση εξεταζόμενου. **(Σχήμα 17)** Μια υποέκθεση εικόνας έχει ως αποτέλεσμα υψηλό περιεχόμενο θορύβου και επομένως μπορεί να αναγνωριστεί εύκολα ενώ μια υπερεκτεθειμένη εικόνας έχει χαμηλό θόρυβο και φαίνεται να είναι απολύτως αποδεκτή, αλλά χωρίς κάποια ένδειξη του επιπέδου έκθεσης στον ανιχνευτή. Αυτή η υπερέκθεση μπορεί να μην αναγνωριστεί, με την αντίστοιχη άσκοπη επιπλέον δόση ακτινοβολίας στον εξεταζόμενο όμως να είναι δεδομένη. Στην πραγματικότητα,

υπερέκθεση 5-10 φορές από την κανονική έκθεση θα έχει την εμφάνιση μιας σωστά εκτεθειμένης εικόνας, λόγω της ισοστάθμισης από τον ψηφιακό ανιχνευτή. (Seibert J.A. and Morin I. L. ⁴³)



Σχήμα 17: Α) Παράδειγμα μιας υποεκτεθειμένης εικόνας: απεικονίζει τον κβαντικό θόρυβο που προκαλείται από έναν μικρό αριθμό φωτονίων ακτινών Χ στον ανιχνευτή και την αντίστοιχη χαμηλή δόση στον ασθενή. Β) Παράδειγμα μιας υπερεκτεθειμένης εικόνας: δείχνει εξαιρετική ευαισθησία αντίθεσης και λεπτομέρεια αλλά και πολύ υψηλότερη δόση στον ασθενή. (Seibert J.A. and Morin I. L. ⁴³)

Τα πλεονεκτήματα των ψηφιακών ανιχνευτών εισήγαγαν μια νέα επιλογή για τη μείωση της δόσης, αλλά κατά παράδοξο τρόπο εισήγαγαν και την έννοια του ερπυσμού της δόσης. (Erenstein H.G. *et al* ⁹) (Lewis S. *et al* ²⁵) (Mothiram U. *et al* ²⁹) Λόγω των πλεονεκτημάτων αυτών, οι προκύπτουσες εικόνες θα έχουν παρόμοιες εμφανίσεις όσον αφορά την αντίθεση και την πυκνότητα σε σύγκριση με τις τεχνολογίες ενισχυτικής πινακίδας - φιλμ, ανεξάρτητα από την έκθεση, ωστόσο, εάν οι εικόνες έχουν προκύψει από υποέκθεση, αυξημένος κβαντικός θόρυβος θα είναι εμφανής. (Mothiram U. *et al* ²⁹)

Οι τεχνολογίες DR θεωρείται ότι έχουν τη δυνατότητα να μειώσουν τη δόση ακτινοβολίας των ασθενών. Ωστόσο, λόγω του μεγάλου δυναμικού εύρους τους, είναι δυνατή η ακούσια υπερέκθεση, καθώς η υποέκθεση και όχι η υπερέκθεση είναι πιο

πιθανό να επηρεάσει την ποιότητα της εικόνας. (Uffmann M. and Schaefer-Prokop C.⁴⁸)

Ο ερπυσμός δόσης (dose creep) είναι όρος που χρησιμοποιείται για να περιγράψει την ακούσια υπερέκθεση στον εξεταζόμενο μετά την εισαγωγή των τεχνολογιών ψηφιακής απεικόνισης. (Gibson D.J. and Davidson R.A.¹⁴) Αυτή η αύξηση οφείλεται, τουλάχιστον εν μέρει, στην επιθυμία να μειωθεί ο κβαντικός θόρυβος, καθώς οι ακτινολόγοι τείνουν να εκφράζουν ανησυχία για τις υποεκτεθειμένες εικόνες, ενώ υπάρχει συχνά λιγότερη εστίαση σε εικόνες με υπερβολική έκθεση. (Andriole K.P. *et al*³) (Mothiram U. *et al*²⁹) Η αύξηση της δόσης ακτινοβολίας έχει ως αποτέλεσμα λιγότερο θόρυβο και επομένως μια πιο οπτικά άρτια απεικόνιση. (Erenstein H.G. *et al*⁹) (Lewis S. *et al*²⁵)

Σε μια προσπάθεια να δώσουν στον χρήστη ανατροφοδότηση σχετικά με το πραγματικό επίπεδο δόσης ανιχνευτή μιας κλινικής εικόνας, τα περισσότερα ψηφιακά συστήματα παρέχουν αυτό που ονομάζεται δείκτης έκθεσης (Exposure Index, EI). (Uffmann M. and Schaefer-Prokop C.⁴⁸) Παρόλο που η εισαγωγή δεικτών έκθεσης ήταν ευρέως διαδεδομένη, η χρήση δεικτών έκθεσης διαφορετικών ανά κατασκευαστή ψηφιακού συστήματος, έχει αποδειχθεί ότι προκαλεί σύγχυση στους επαγγελματίες. (Erenstein H.G. *et al*⁹) (Mothiram U. *et al*²⁹) Για να καταπολεμηθούν αυτές οι ασυνέπειες προωθήθηκε η ανάπτυξη ενός ενιαίου Δείκτη Έκθεσης (EI). Ωστόσο, η χρήση του δείκτη έκθεσης EI ως δείκτη δόσης ασθενούς εξακολουθεί να μην συνιστάται. (Erenstein H.G. *et al*⁹)

Η άμεση σύνδεση μεταξύ του επιπέδου έκθεσης του ανιχνευτή και της οπτικής πυκνότητας είναι καλά εδραιωμένη στην ακτινολογία που χρησιμοποιεί το σύστημα

ενισχυτικής πινακίδας - φιλμ. Αυτό δεν συμβαίνει στην ψηφιακή ακτινογραφία, όπου σχεδόν πάντα επιτυγχάνεται ένα σταθερό χαρακτηριστικό εικόνας χρησιμοποιώντας αυτόματη επεξεργασία εικόνας. Κατά συνέπεια, οι αποκλίσεις από την προβλεπόμενη έκθεση, δηλαδή η υπερέκθεση και η υποέκθεση, δεν είναι αισθητές με αντίστοιχη απόκλιση στη φωτεινότητα της εικόνας. Ενώ η σημαντική υποέκθεση οδηγεί σε αυξημένο επίπεδο θορύβου, η πιο ανησυχητική πτυχή (από την άποψη της ακτινοπροστασίας) είναι ότι η υπερέκθεση δεν μπορεί να αναγνωριστεί εύκολα στην εμφανιζόμενη εικόνα. (International Electrotechnical Commission (IEC) ¹⁸) (Agfa HealthCare N.V. ¹)

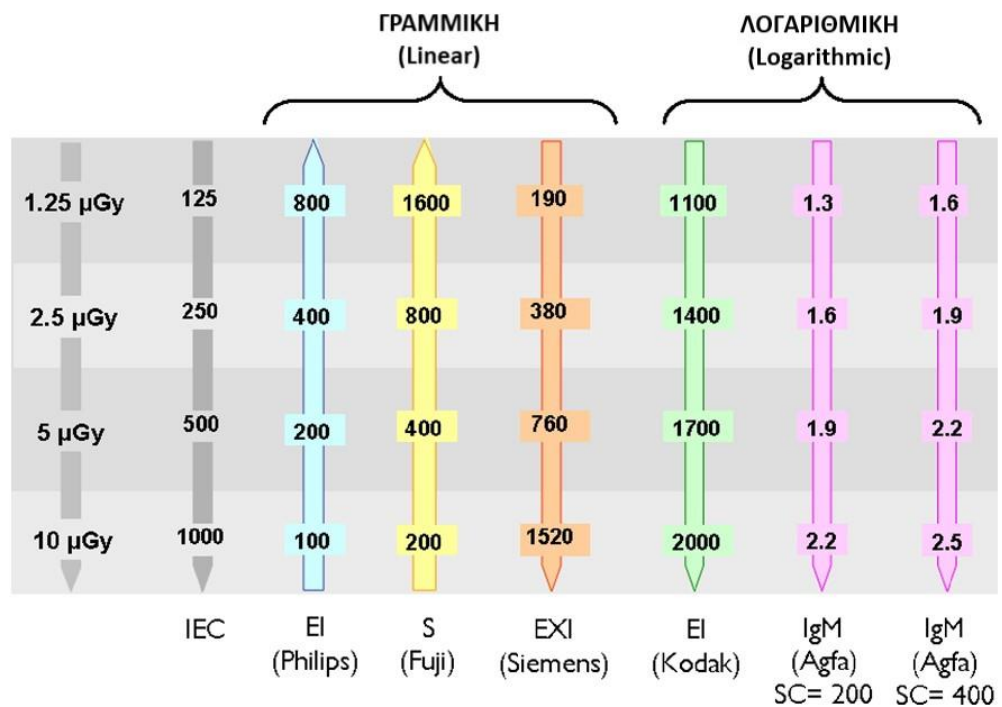
Ως εκ τούτου, διάφοροι κατασκευαστές συστημάτων ψηφιακής ακτινογραφίας έχουν εισαγάγει τους λεγόμενους δείκτες έκθεσης για τον εξοπλισμό τους. Αυτοί είναι αριθμοί, που προσδιορίζονται από τα δεδομένα της αρχικής εικόνας κάθε εικόνας που λήφθηκε, και επιτρέπουν εξαγωγή συμπερασμάτων σχετικά με το επίπεδο έκθεσης στον υποδοχέα εικόνας. Ωστόσο, οι δείκτες έκθεσης αφορούν τον κατασκευαστή ή το σύστημα, δηλαδή διαφέρουν για τα συστήματα διαφορετικών κατασκευαστών ως προς τον ορισμό και την κλιμάκωσή τους. (International Electrotechnical Commission (IEC) ¹⁸)

Ο δείκτης έκθεσης (EI) αναπτύχθηκε για πρώτη φορά για τεχνολογίες συστημάτων CR από τη Fujifilm με την εισαγωγή του αριθμού ευαισθησίας S. (Mothiram U. *et al* ²⁹) Έκτοτε, ο δείκτης έκθεσης (EI) έχει αναπτυχθεί περαιτέρω από κατασκευαστές DR ως μέθοδος παροχής ανατροφοδότησης στον τεχνολόγο ακτινολόγο σχετικά με την έκθεση στον ανιχνευτή. (Mothiram U. *et al* ²⁹) (Seibert J.A. and Morin I. L. ⁴³) Κάθε κατασκευαστής διαθέτει ένα σύστημα που παρέχει μια αριθμητική ένδειξη της

έκθεσης που φτάνει στην πλάκα απεικόνισης και, ως εκ τούτου, παρέχει μια ένδειξη για το εάν χρησιμοποιήθηκε η σωστή ακτινογραφική έκθεση. Η ονομασία των δεικτών έκθεσης ποικίλλει μεταξύ των κατασκευαστών. Η Carestream (πρώην Kodak) ονόμασε τη δική της τιμή δείκτη έκθεσης (EI), η Fuji Film την τιμή (S), η Agfa Geavert την τιμή (LgM), η Konica την τιμή (S), η Canon την τιμή (REX), η Siemens την τιμή (EXI), η General Electric την τιμή (DEI) και η Philips Digital Diagnost την τιμή (EI). (Seibert J.A. and Morin I. L. ⁴³) (Gibson D.J. and Davidson R.A.¹⁴)

Η μεγάλη ποικιλία των δεικτών έκθεσης (EI) που εξαρτώνται από τον κατασκευαστή έχει αποδειχθεί ότι προκαλεί σύγχυση στους χρήστες. (Erenstein H.G. *et al* ⁹) (Mothiram U. *et al* ²⁹)

Οι τιμές EI είναι ειδικές για τον κατασκευαστή και διαφέρουν πολύ ως προς την ορολογία, τον μαθηματικό ορισμό και τις συνθήκες βαθμονόμησης. Αυτό φαίνεται στο σχήμα 18 όπου, για παράδειγμα, ο αριθμός EI της Carestream Health (πρώην Kodak) έχει μια λογαριθμική σχέση με την έκθεση του ανιχνευτή σε αντίθεση με τα γραμμικά συστήματα που χρησιμοποιούνται από τη Philips και τη Siemens. Επίσης, ορισμένοι κατασκευαστές προσέφεραν ένα σύστημα όπου οι αυξανόμενες τιμές EI υποδηλώνουν αύξηση της δόσης ενώ για άλλα συστήματα κατασκευαστών ίσχυε το αντίστροφο. Αυτή η ασυνέπεια μεταξύ των προμηθευτών θεωρήθηκε ως αποτρεπτικός παράγοντας για την αποτελεσματική εφαρμογή του δείκτη έκθεσης (EI) και η σύγχυση ήταν εμφανής μεταξύ των χρηστών που είχαν εμπειρία σε περισσότερα από ένα συστήματα συγκεκριμένου προμηθευτή. (Seibert J.A. and Morin I. L. ⁴³) (Mothiram U. *et al* ²⁹)(Uffmann M. and Schaefer-Prokop C. ⁴⁸) (Neitzel U. ³⁰)



Σχήμα 18: Κατάλογος όρων για δείκτες έκθεσης για διάφορα ψηφιακά συστήματα και η σχέση τους με την παραδοσιακή μέτρηση δόσης (σε μGy). (Neitzel U. ³⁰) (Mothiram U. et al ²⁹) (Uffmann M. and Schaefer-Prokop C. ⁴⁸)

Ο δείκτης έκθεσης (EI) ορίζεται ως το μέτρο της απόκρισης του ανιχνευτή στην ακτινοβολία στη σχετική περιοχή εικόνας, μιας εικόνας που λαμβάνεται με ψηφιακό σύστημα απεικόνισης ακτίνων Χ. Μπορεί να διαφέρει ανάλογα με την έκθεση που πραγματοποιείται, το μέρος του σώματος, την τοποθέτηση, την προβολή, το σύστημα απεικόνισης ακτίνων Χ που χρησιμοποιείται και τον περιορισμό του πεδίου ακτίνων Χ. (International Electrotechnical Commission (IEC) ¹⁸) (Agfa HealthCare N.V. ¹)

Είναι ανάλογος με το τετράγωνο της αναλογίας σήματος προς θόρυβο (SNR^2) και σχετίζεται με την ποιότητα της εικόνας. (Seibert J.A. and Morin I. L. ⁴³)

Ο δείκτης έκθεσης (EI) μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να επιβεβαιώσει ότι η έκθεση στον ανιχνευτή είναι στο κατάλληλο επίπεδο για την παραγωγή αποδεκτής ποιότητας εικόνας, όπως ορίζεται από το ακτινολογικό τμήμα. Ο δείκτης έκθεσης (EI) παρέχει

ανατροφοδότηση στον τεχνολόγο ακτινολόγο, έτσι ώστε να μπορεί να παρακολουθείται η συνέπεια της έκθεσης και να αποτρέπεται η υπερβολική υπό ή υπέρ έκθεση. Είναι σημαντικό να σημειωθεί ότι ο δείκτης έκθεσης προέρχεται από το σήμα εικόνας, το οποίο με τη σειρά του σχετίζεται συνήθως με την ενέργεια που απορροφάται στον ανιχνευτή, δηλαδή τη δόση του ανιχνευτή, αλλά όχι απευθείας με το Air Kerma στον υποδοχέα εικόνας. (International Electrotechnical Commission (IEC)¹⁸) (Agfa HealthCare N.V.¹)

Το Air Kerma ορίζεται ως η κινητική ενέργεια σε Joules (J) που μεταφέρεται από φωτόνια ακτινών X σε ηλεκτρόνια που απελευθερώνονται ανά μονάδα μάζας (kg) ιονισμένου αέρα. Η μονάδα SI του Kerma είναι το gray (Gy), ισοδύναμο με J/kg. (Andiscoa D. *et al*²)

Ο ορισμός του Δείκτη Έκθεσης (EI) είναι ιδανικός καθώς η ποιότητα της εικόνας στην ψηφιακή ακτινογραφία καθορίζεται κυρίως από το επίπεδο του λόγου σήματος προς θόρυβο, το οποίο με τη σειρά του καθορίζεται από την έκθεση και την απορροφούμενη ενέργεια ακτινών X. Ο δείκτης έκθεσης (EI) δεν σχετίζεται με τη δόση του εξεταζόμενου. Η δόση του εξεταζόμενου επηρεάζεται και από άλλους παράγοντες [π.χ. μέγεθος εξεταζόμενου, χρήση φίλτρων, χρήση αντισκεδαστικού διαφράγματος (anti scatter grid), εξαρτάται από την ποιότητα της δέσμης του ανιχνευτή, παραμόρφωση δέσμης ακτινών X]. Κατά συνέπεια ο δείκτης έκθεσης (EI) δεν μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τον υπολογισμό της δόσης του ασθενούς. (International Electrotechnical Commission (IEC)¹⁸) (Agfa HealthCare N.V.¹)

Οι κατασκευαστές συστημάτων ψηφιακής ακτινογραφίας έχουν αναγνωρίσει την ανάγκη για μεθόδους για τον καθορισμό των επιπέδων δείκτη έκθεσης (EI) και έχουν

παράσχει πολλούς αποκλειστικούς τρόπους για να περιγράψουν τα σήματα ανάδρασης (ή σε ορισμένες περιπτώσεις, τη μηδενική ανάδραση). Δυστυχώς, έχουν εξελιχθεί πολύ διαφορετικές μέθοδοι για τον υπολογισμό της τιμής του δείκτη έκθεσης ανά κατασκευαστή. Η μεταβλητότητα στις αναφερόμενες τιμές του δείκτη έκθεσης (EI) έχει οδηγήσει σε εκτεταμένη σύγχυση στην κοινότητα ακτινοαπεικόνισης. Οι αλγόριθμοι επεξεργασίας των εικόνων ψηφιακής ακτινογραφίας αξιολογούν τα καταγεγραμμένα σήματα ανεπεξέργαστων δεδομένων (Raw Data) για να υποδείξουν εάν η αναλογία σήματος προς θόρυβο (SNR) βρίσκεται στο κατάλληλο εύρος και επομένως έμμεσα εάν η ακτινογραφική τεχνική είναι κατάλληλη για τον ασθενή που απεικονίζεται.

Τα συνιστώμενα εύρη δεικτών έκθεσης χρησιμοποιούνται από τεχνολόγους για τον έλεγχο κάθε ακτινογραφικής έκθεσης. Τα συστήματα ψηφιακών ανιχνευτών διαθέτουν δείκτες έκθεσης που εκτιμούν την ποσότητα ακτινοβολίας στον ανιχνευτή με βάση διάφορες μεθόδους: 1) την ανάλυση μιας τμηματοποιημένης περιοχής ή περιοχών σε ολόκληρη την εικόνα. 2) συμμετρικές περιοχές θέσεων στην εικόνα. (regular region locations in the image) 3) συγκεκριμένες ανατομικές περιοχές στην εικόνα που εξαρτώνται από τον επιλεγμένο τύπο εξέτασης. (Seibert J.A. and Morin I. L. ⁴³)

Επειδή οι δείκτες έκθεσης (EI) διαφέρουν για τα ψηφιακά συστήματα διαφορετικών κατασκευαστών ως προς τον ορισμό και την κλιμάκωσή τους, απαιτείται ένας ενιαίος δείκτης έκθεσης (EI) για όλα τα συστήματα ψηφιακής ακτινογραφίας για να απλοποιηθεί η χρήση του, όπως για παράδειγμα για τη θέσπιση κατευθυντήριων γραμμών έκθεσης, ιδιαίτερα όταν χρησιμοποιούνται συστήματα διαφορετικών κατασκευαστών στο ίδιο τμήμα. (Agfa HealthCare N.V. ¹)

Για τους προαναφερθέντες λόγους, η International Electrotechnical Commission (IEC) (Διεθνής Ηλεκτροτεχνική Επιτροπή), η American Association of Physicists in Medicine (AAPM) (Αμερικανική Ένωση Φυσικών στην Ιατρική), σε συνεργασία με πολλούς εκπροσώπους κατασκευαστών και τη Medical Imaging and Technology Alliance (MITA) (ένωση κατασκευαστών εξοπλισμού ιατρικών μηχανημάτων απεικόνισης), έχει αναπτύξει μια μεθοδολογία που έχει εξελιχθεί σε διεθνές πρότυπο, IEC 62494-1, που περιγράφει κοινούς δείκτες έκθεσης (EI) και δείκτες απόκλισης (DI) που πρέπει να εφαρμόζονται σε όλους τους τύπους ανιχνευτών ψηφιακής ακτινογραφίας και σε όλους τους κατασκευαστές και πωλητές τέτοιου εξοπλισμού. Το πρότυπο εξηγεί μια μέθοδο για την τοποθέτηση τυποποιημένων πληροφοριών έκθεσης στα δεδομένα DICOM, σε κάθε εικόνα που σχετίζεται με τη μελέτη απεικόνισης. Ενώ οι λεπτομέρειες αφήνονται στον ενδιαφερόμενο αναγνώστη, είναι ευθύνη του κατασκευαστή να βαθμονομήσει τον ανιχνευτή απεικόνισης σύμφωνα με μια συγκεκριμένη διαδικασία για τον ανιχνευτή, να παρέχει μεθόδους για την τμηματοποίηση των σχετικών ανατομικών πληροφοριών στη σχετική περιοχή εικόνας και τη δημιουργία ενός δείκτη έκθεσης (EI) που είναι γραμμικά ανάλογος με την έκθεση του ανιχνευτή. (Seibert J.A. and Morin I. L. ⁴³) (International Electrotechnical Commission (IEC) ¹⁸) (Agfa HealthCare N.V. ¹) (Mothiram U. *et al* ²⁹) (Don S. *et al* ⁸) (Shepard S.J. *et al* ⁴⁵)

3.2 Πρότυπο IEC 62494-1

Η Διεθνής Ηλεκτροτεχνική Επιτροπή (IEC) είναι κορυφαίος παγκόσμιος οργανισμός που προετοιμάζει και δημοσιεύει Διεθνή Πρότυπα για όλες τις ηλεκτρικές, ηλεκτρονικές και συναφείς τεχνολογίες. Οι επίσημες αποφάσεις ή συμφωνίες της IEC για τεχνικά θέματα εκφράζουν, όσο το δυνατόν πλησιέστερα, μια διεθνή συναίνεση

γνώμης για τα σχετικά θέματα, καθώς κάθε τεχνική επιτροπή έχει εκπροσώπηση από όλες τις ενδιαφερόμενες Εθνικές Επιτροπές της IEC. Το IEC 62494-1 είναι ένα πρότυπο για ιατρικό ηλεκτρικό εξοπλισμό, που ορίζει τον Δείκτη Έκθεσης των ψηφιακών συστημάτων απεικόνισης ακτινών Χ. Το IEC 62494-1 δεν αποτελεί πρότυπο ασφαλείας. Αυτό σημαίνει ότι δεν είναι υποχρεωτικό πρότυπο. Αναπτύχθηκε από μια ομάδα εργασίας που αποτελείται από βασικά πρόσωπα της κοινότητας των φυσικών ιατρικής και τους ακόλουθους προμηθευτές: Agfa, Carestream, Fuji, GE, Phillips και Siemens.

Το IEC 62494-1 ορίζει τον δείκτη έκθεσης (EI) μόνο για εικόνες που δημιουργούνται με μία έκθεση σε ακτινοβολία. Οι εικόνες που δημιουργούνται από πολλαπλές ή συνεχόμενες εκθέσεις (π.χ. εικόνες τομοσύνθεσης ή διπλής ενέργειας, πολλαπλές προβολές σε μία πλάκα CR) δεν καλύπτονται. (International Electrotechnical Commission (IEC) ¹⁸) (Agfa HealthCare N.V. ¹)

Οι διαφορετικοί κατασκευαστές ψηφιακών συστημάτων έχουν ήδη αλλάξει ή θα στραφούν στον Δείκτη Έκθεσης ως δείκτη δόσης. Ωστόσο, οι παλιές, μη συμμορφούμενες με το πρότυπο IEC 62494-1 εφαρμογές εξακολουθούν να χρησιμοποιούνται. (Agfa HealthCare N.V. ¹)

Με βάση το πρότυπο IEC 62494-1 απαιτούνται τρεις παράμετροι για την παρακολούθηση της δόσης:

1) Δείκτης έκθεσης – Exposure Index (EI)

Είναι ένα μέτρο του επιπέδου έκθεσης του ανιχνευτή για μια συγκεκριμένη λήψη απεικόνισης. Παράγοντες που τον επηρεάζουν είναι η έκθεση που πραγματοποιείται, το μέρος του σώματος που εξετάζεται, η τοποθέτηση, η προβολή, το σύστημα απεικόνισης ακτινών Χ που χρησιμοποιείται και ο περιορισμός του πεδίου ακτινών Χ

(X ray field collimation). (International Electrotechnical Commission (IEC) ¹⁸) (Agfa HealthCare N.V. ¹) (Seibert J.A. and Morin I. L. ⁴³)

2) Δείκτης έκθεσης στόχου – Target Exposure Index (TEI)

Είναι το ιδανικό επίπεδο έκθεσης στον ανιχνευτή που απαιτείται για να αποκτηθεί ένα κατάλληλο επίπεδο ποιότητας εικόνας για μια συγκεκριμένη εργασία απεικόνισης. Καθιερώνεται για κάθε εξέταση από το ακτινολογικό τμήμα και τον κατασκευαστή με βάση την ποιότητα της εικόνας και τις απαιτήσεις δόσεων του νοσηλευτικού ιδρύματος. Ο κατάλληλος δείκτης έκθεσης στόχου μπορεί να διαφέρει από ακτινοδιαγνωστικό σε ακτινοδιαγνωστικό τμήμα ή από περιοχή σε περιοχή, ανάλογα με το αποδεκτό επίπεδο θορύβου. Εξαρτάται από το μέρος του σώματος που εξετάζεται, την προβολή, τη διαδικασία έκθεσης και τον υποδοχέα απεικόνισης (detector). Οι τιμές του Δείκτη Έκθεσης Στόχου (TEI) είναι ζωτικής σημασίας για την επιτυχή εφαρμογή του προτύπου δείκτη έκθεσης (EI) και απαιτεί αξιολόγηση της ποιότητας της εικόνας. (International Electrotechnical Commission (IEC) ¹⁸) (Agfa HealthCare N.V. ¹) (Seibert J.A. and Morin I. L. ⁴³)

3) Δείκτης απόκλισης - Deviation Index (DI):

Είναι η απόκλιση ενός πραγματικού δείκτη έκθεσης από τον δείκτη έκθεσης στόχου (TEI). Υπολογίζεται σύμφωνα με τον τύπο:

$$DI = 10\log_{10}(EI/TEI)$$

Ο δείκτης απόκλισης (DI) παρέχει ανατροφοδότηση στον χειριστή με τιμή που είναι ίση με 0 όταν επιτυγχάνεται η κατάλληλη έκθεση στον ανιχνευτή, αρνητικό αριθμό όταν υπάρχει υποέκθεση και θετικό αριθμό όταν έχει συμβεί υπερέκθεση.

(International Electrotechnical Commission (IEC) ¹⁸) (Agfa HealthCare N.V. ¹) (Seibert J.A. and Morin I. L. ⁴³)

Μια τιμή του δείκτη απόκλισης (DI) +1 υποδηλώνει υπερέκθεση ίση με 25% μεγαλύτερη από τον δείκτη έκθεσης στόχου (TEI) στον ανιχνευτή, ενώ μια τιμή -1 υποδηλώνει υποέκθεση ίση με 20% μικρότερη από την επιθυμητή. Το εύρος τιμών (DI) που είναι αποδεκτό για κλινική εργασία ρουτίνας χρειάζεται περαιτέρω διερεύνηση. Το εύρος πιθανώς θα είναι μικρότερο για εξετάσεις που χρησιμοποιούν αυτόματο έλεγχο έκθεσης (AEC) σε σύγκριση με τη μη αυτόματη ρύθμιση παραμέτρων. Οι τιμές (DI) +3 και -3 υποδεικνύουν εκθέσεις που είναι 2 φορές περισσότερες και μικρότερες από τον δείκτη έκθεσης στόχου (TEI), αντίστοιχα. (Seibert J.A. and Morin I. L. ⁴³)

Ο δείκτης απόκλισης (DI) προορίζεται να είναι μια ένδειξη στον τεχνολόγο σχετικά με το εάν η ακτινογραφική τεχνική είναι κατάλληλη για το συγκεκριμένο μέρος του σώματος και τη συγκεκριμένη προβολή, για τη βέλτιστη απεικόνιση της ανατομίας που μας ενδιαφέρει (κατάλληλη φωτεινότητα και αντίθεση εικόνας) με αποδεκτή αναλογία σήματος προς θόρυβο. Ως εκ τούτου, μια βάση δεδομένων των τιμών του δείκτη έκθεσης στόχου (TEI) πρέπει να είναι διαθέσιμη στο ψηφιακό σύστημα απεικόνισης ακτινών Χ για κάθε διαδικασία απεικόνισης και ο τεχνολόγος πρέπει να προσδιορίσει το σωστό μέρος του σώματος και τη σωστή ακτινογραφική λήψη. Διαφορετικά, ο υπολογιζόμενος δείκτης απόκλισης (DI) μπορεί να είναι ανακριβής επειδή χρησιμοποιείται ένας λανθασμένος δείκτης έκθεσης στόχου (TEI). Σε καταστάσεις απεικόνισης όπου εμφανίζονται αποκλίσεις από τη σωστή τοποθέτηση και τον περιορισμό του πεδίου, με αποτέλεσμα υπό- ή υπερ- έκθεση στην απεικόνιση (για

παράδειγμα, όπου υπάρχει ακατάλληλη τοποθέτηση της ανατομίας σε ένα θάλαμο AEC ή πολύ μικρό ή πολύ μεγάλο πεδίο ακτινοβολήσης) μικρότερες ή μεγαλύτερες ποσότητες σκεδαζόμενης ακτινοβολίας θα φτάσουν στον ανιχνευτή, προκαλώντας έτσι εικόνες «μαλακές» ή «σκληρές». Σε αυτές τις περιπτώσεις η σωστή χρήση του προτύπου δείκτη έκθεσης (EI) θα έχει ως αποτέλεσμα αρνητικές ή θετικές τιμές του δείκτη απόκλισης (DI). (Seibert J.A. and Morin I. L. ⁴³)

Υπάρχουν πολλοί περιορισμοί στη χρήση του τυποποιημένου δείκτη έκθεσης (EI). Η παραγόμενη τιμή (EI) εξαρτάται σε μεγάλο βαθμό από τη σχετική περιοχή εικόνας που αναλύεται. Ως αποτέλεσμα, διαφορετικές τιμές δείκτη έκθεσης (EI) είναι δυνατές όταν μια διαφορετική περιοχή εικόνας τμηματοποιείται και χρησιμοποιείται για την εκτίμηση της έκθεσης. Οι κατασκευαστές χρησιμοποιούν διαφορετικές μεθόδους ανάλυσης για να προσδιορίσουν τις σχετικές περιοχές εικόνας και τα αντίστοιχα ιστογράμματα εικόνας. Οι ανιχνευτές ακτινών Χ μπορούν να έχουν πολύ διαφορετικές αποδόσεις ανίχνευσης και να ανταποκρίνονται διαφορετικά σε ακτίνες Χ διαφορετικών ενεργειών και γωνιών πρόσπτωσης. Επίσης, ο δείκτης έκθεσης (EI) είναι βαθμονομημένος σε μία μόνο συνθήκη λήψης [kVp, διήθηση(filtration), εστιακή απόσταση (SID), αντισκεδαστικό πλέγμα (grid)] και στην περίπτωση που οι ενέργειες ακτινών Χ που προσπίπτουν στον ανιχνευτή από μια ακτινογραφική λήψη είναι διαφορετικές, μπορεί να προκύψουν ανακρίβειες στην υπολογιζόμενη τιμή (EI). Παρόλο που η ίδια τιμή δείκτη έκθεσης (EI) αναφέρεται από διαφορετικά συστήματα, η έκθεση που φτάνει στον ανιχνευτή μπορεί να είναι πολύ διαφορετική. Ομοίως, σημαντικά διαφορετικές τιμές (EI) δεν υποδηλώνουν απαραίτητα σημαντικά διαφορετική έκθεση στον ψηφιακό ανιχνευτή ακτινών Χ. Ωστόσο, η ικανότητα να ξεπεραστούν τα σφάλματα τμηματοποίησης για να επιτραπεί ο επανυπολογισμός του

δείκτη έκθεσης (EI) με χειροκίνητη προσαρμογή των χαρακτηριστικών εμφάνισης εικόνας και η παροχή συνεπούς ανατροφοδότησης από τον χειριστή μέσω του υπολογιζόμενου δείκτη απόκλισης (DI), θα μειώσει αναμφίβολα τη σύγχυση και θα βελτιώσει την κατανόηση και την ασφαλή χρήση των συστημάτων ανιχνευτών ψηφιακής ακτινογραφίας. Οι μικροδιαφορές αυτού του νέου προτύπου δείκτη έκθεσης (EI) βρίσκονται ακόμα στην αρχή της κλινικής εφαρμογής επομένως τα επόμενα βήματα είναι να προσδιοριστεί ο κατάλληλος δείκτης έκθεσης στόχου (TEI) για συγκεκριμένους ανιχνευτές και ακτινολογικές εξετάσεις, να γίνουν αντιληπτοί οι περιορισμοί του δείκτη έκθεσης (EI) και να κατανοηθεί ο δείκτης απόκλισης (DI) και πώς μέσω αυτού που παρουσιάζεται στον τεχνολόγο ως ανατροφοδότηση θα αντισταθμιστεί σωστά η υπό- και η υπερ- έκθεση. (Seibert J.A. and Morin I. L. ⁴³)

Κεφάλαιο 4: Μεθοδολογία της έρευνας

Εξοπλισμός και συλλογή δεδομένων:

Η μελέτη για αυτή την έρευνα διεξήχθη στο ΓΝΑ Ευαγγελισμός από τον Απρίλιο του 2022 έως τον Δεκέμβριο του 2022 στο ακτινολογικό τμήμα του νοσοκομείου και πάρθηκαν δεδομένα από τρία διαφορετικά ψηφιακά συστήματα ακτινών Χ. Χρησιμοποιήθηκαν τα ακόλουθα τρία συστήματα: 1) AGFA DR600 με ψηφιακό ανιχνευτή Flat Panel Detector DR17eC ο οποίος περιείχε σπινθηριστή ιωδιούχου καισίου (CsI), με λυχνία Toshiba E789XX 150 KV και φίλτρο λυχνίας 1,1mm Al/75 (χωρίς χρήση πρόσθετων φίλτρων) 2) AGFA DR600 με ψηφιακό ανιχνευτή Flat Panel Detector DR14s ο οποίος περιείχε σπινθηριστή ιωδιούχου καισίου (CsI), με λυχνία Toshiba E7254FX 150 KV και φίλτρο λυχνίας 0.8mm Al/75 (χωρίς χρήση πρόσθετων φίλτρων) και 3) σύστημα ακτινών Χ GENERAL MEDICAL MERATE Opera G650 με ψηφιοποιημένο σύστημα ανιχνευτή φωσφόρου CR MD4.0R General (CR phosphor plate), με λυχνία Ralco s.r.l. R302DACS/A 150 KV και φίλτρο λυχνίας 1mm Al/75 και ψηφιοποιητή DX-M της εταιρίας AGFA. Στα AGFA μηχανήματα χρησιμοποιήθηκαν αντισκεδαστικά διαφράγματα (grid) type: ACS με λόγο (grid ratio) 10:1 για εστιακή απόσταση 100, 150 και 180cm. Στο MERATE χρησιμοποιήθηκαν αντισκεδαστικά διαφράγματα (grid) type: AAS με λόγο (grid ratio) 12:1 για εστιακή απόσταση 100, 150 και 180cm.

Συνολικά ελήφθησαν δεδομένα από (N=877) εξετάσεις σε διάστημα 183 ημερών από τον Απρίλιο του 2022 έως τον Σεπτέμβριο του 2022. Οι εξεταζόμενοι ήταν όλοι ενήλικες. Οι εξετάσεις ήταν οι εξής: α/α θώρακος Face και Profile σε όρθια θέση, α/α θώρακος επί κλίνης, α/α θώρακος Face σε ύπτια θέση, α/α κοιλίας σε όρθια θέση και α/α κοιλίας σε ύπτια θέση.

Από το πρώτο σύστημα [ανιχνευτής FPD DR17eC(CsI)] ελήφθησαν (N=12) α/ες θώρακος επί κλίνης, (N=124) α/ες θώρακος Face σε όρθια θέση, (N=81) α/ες θώρακος Profile σε όρθια θέση, (N=20) α/ες θώρακος Face σε ύπτια θέση (N=17) α/ες κοιλίας σε όρθια θέση, και (N=18) α/ες κοιλίας σε ύπτια θέση.

Από το δεύτερο σύστημα [ανιχνευτής FPD DR14s(CsI)] ελήφθησαν (N=57) α/ες θώρακος επί κλίνης, (N=151) α/ες θώρακος Face σε όρθια θέση, (N=113) α/ες θώρακος Profile σε όρθια θέση, (N=10) α/ες θώρακος Face σε ύπτια θέση (N=22) α/ες κοιλίας σε όρθια θέση, και (N=12) α/ες κοιλίας σε ύπτια θέση.

Από το τρίτο σύστημα (ανιχνευτής φωσφόρου CR MD4.0R General) ελήφθησαν (N=35) α/ες θώρακος επί κλίνης, (N=71) α/ες θώρακος Face σε όρθια θέση, (N=63) α/ες θώρακος Profile σε όρθια θέση, (N=31) α/ες θώρακος Face σε ύπτια θέση (N=8) α/ες κοιλίας σε όρθια θέση, και (N=32) α/ες κοιλίας σε ύπτια θέση.

Τα δεδομένα που πάρθηκαν από αυτές τις εξετάσεις ήταν τα εξής: KV, mAs, Exposure Index (EI), κιλά εξεταζόμενου (kg), εστιακή απόσταση (SID) καθώς και ο Δείκτης έκθεσης στόχου - Target Exposure Index (TEI) της εταιρίας AGFA για τους τρεις ανιχνευτές. Ο Target Exposure Index (TEI) ήταν TEI=250-500 για όλες τις εξετάσεις της μελέτης αυτής. Η εκτέλεση των εξετάσεων αυτών πραγματοποιήθηκε από διαφορετικούς τεχνολόγους ακτινολόγους. Δεν πάρθηκαν δεδομένα από εξεταζόμενους που έφεραν προθέματα και μεταλλικά εμφυτεύματα καθώς η βιβλιογραφία έχει δείξει ότι αυτό μπορεί να επηρεάσει τις τιμές του Δείκτη έκθεσης (EI). Τα δεδομένα που πάρθηκαν για αυτή τη μελέτη ανωνυμοποιήθηκαν για την προστασία των προσωπικών δεδομένων των εξεταζομένων.

Η έγκριση δεοντολογίας χορηγήθηκε από την Επιτροπή Δεοντολογίας του επιστημονικού συμβουλίου στο νοσοκομείο στο οποίο βασίστηκε η μελέτη.

Ανάλυση δεδομένων

Χρησιμοποιήθηκε το λογισμικό IBM SPSS Statistics v.28 για την πραγματοποίηση της στατιστικής ανάλυσης. Χρησιμοποιήθηκαν περιγραφικές στατιστικές για να συνοψιστούν τα χαρακτηριστικά κάθε συνόλου δεδομένων σχετικά με το κάθε ένα μηχάνημα και το είδος της εξέτασης. Οι συνεχείς μεταβλητές που χρησιμοποιήθηκαν στη μελέτη, περιγράφονται μέσω των μέτρων κεντρικής θέσης (μέση τιμή και διάμεσος) καθώς και των μέτρων διασποράς (τυπική απόκλιση, ελάχιστη και μέγιστη τιμή), ενώ οι ποιοτικές μεταβλητές εκφράζονται ως πλήθος και ποσοστό. Οι δείκτες έκθεσης (EI) για κάθε εξέταση συγκρίθηκαν με τους συνιστώμενους από τον κατασκευαστή δείκτες έκθεσης στόχου (TEI) για τα συγκεκριμένα ακτινολογικά συστήματα που χρησιμοποιήθηκαν. Επίσης υπολογίστηκε το ο δείκτης απόκλισης (DI) με τον τύπο $DI = 10 \log_{10}(EI/TEI)$ και δόθηκαν όρια (<0 , 0 , >0). Για τον έλεγχο της σχέσης μεταξύ δύο ποσοτικών μεταβλητών χρησιμοποιήθηκε ο συντελεστής συσχέτισης του Pearson (r). Η συσχέτιση θεωρείται χαμηλή όταν ο συντελεστής συσχέτισης (r) κυμαίνεται από 0.1 έως 0.3, μέτρια όταν ο συντελεστής συσχέτισης κυμαίνεται από 0.3 έως 0.5 και υψηλή όταν ο συντελεστής είναι μεγαλύτερος από 0.5. Επιπλέον, για τον έλεγχο της ισότητας των μέσων τιμών δύο δειγμάτων χρησιμοποιήθηκε ο έλεγχος t-test. Τέλος, εφαρμόστηκε πολλαπλή γραμμική ανάλυση παλινδρόμησης για την εύρεση της σχέσης μεταξύ μιας εξαρτημένης συνεχούς μεταβλητής (Exposure Index) και ενός συνόλου ανεξάρτητων μεταβλητών (KV, kg, mAs και SID). Ως επίπεδο στατιστικής σημαντικότητας, χρησιμοποιήθηκε το $p < 0.05$.

Κεφάλαιο 5: Αποτελέσματα

Περιγραφικά στατιστικά στοιχεία για τα δεδομένα όλων των μεταβλητών και στα τρία συστήματα:

		KV_ΘΕΚ	mAs_ΘΕΚ	EI_ΘΕΚ	kg_ΘΕΚ	SID_ΘΕΚ	DI_ΘΕΚ
DR Νέο N=12	Mean	55,42	3,2	108	81,25	110	-5,8275
	Std.Err.	0.417	0	14195	5556	0	0.59166
	95% Δ.Ε.	54.50, 56.33	3.2, 3.2	76.76, 139.24	69.0, 93.48	110, 110	-7.13, 4.53
	Medin	55	3,2	108	77,5	110	-5,4063
	Std. Dev.	1,443	0	49,173	19,245	0	2,04957
	Min.	55	3,2	41	55	110	-9,61
	Max.	60	3,2	225	120	110	-2,22
	DR Παλαιό N=57	Mean	55,14	3,844	118,37	73,98	110
Std.Err.	0.101	0.6456	6007	1828	0	0.22683	
95% Δ.Ε.	54.94, 55.34	2.55, 5.14	106.4, 130,40	70.32, 77.64	110, 110	-5.78, -4.87	
Median	55	3,2	116	74	110	-5,0957	
Std. Dev.	0,766	4,8745	45,352	13,802	0	1,71255	
Min.	55	3,1	40	45	110	-9,72	
Max.	60	40	246	100	110	-1,83	
CR N=35	Mean	58,2	3,414	256,23	74,11	110	-2,0597
	Std.Err.	0.32	0.0977	19578	2969	0.000	0.32064
	95% Δ.Ε.	57.55, 58.85	3.22, 3,61	216.44, 296.02	68.08, 80.15	110, 110	-2.71, -1.41
	Median	57	3,2	225	75	110	-2,2185
	Std. Dev.	1,907	0,5781	115,825	17,563	0	1,89695
	Min.	57	3,2	101	45	110	-5,7
	Max.	63	6,3	554	130	110	1,69

Πίνακας 1: Περιγραφικά στατιστικά στοιχεία για τα δεδομένα της εξέτασης Θώρακος επί κλίνης στα τρία συστήματα DR Νέο, DR Παλαιό και CR.

		KV_ΘFO	mAs_ΘFO	EI_ΘFO	kg_ΘFO	SID_ΘFO	DI_ΘFO
DR Νέο	Mean	125	1,2531	112,48	76,84	180	-5,3069
N=12	Std.Err.	0.000	0,05666	2,381	1,946	0	0,09193
	95% Δ.Ε.	125, 125	1.14, 1,36	107.74, 117.22	72.97, 80.71	180, 180	-5.49, -512
	Median	125	1,2	108	75	180	-5,4061
	Std. Dev.	0	0,50992	21,431	17,513	0	0,8274
	Min.	125	0,7	64	46	180	-7,68
	Max.	125	4,2	167	120	180	-3,51
DR Παλαιό	Mean	125	1,1575	86,34	76,32	180	-6,4504
N=57	Std.Err.	0.000	0,0269	1,414	1,662	0	0,07698
	95% Δ.Ε.	125, 125	1.10, 1.21	83.53, 89.14	73.03, 79.61	180, 180	-6.60, -6,29
	Median	125	1,1	87	72	180	-6,3451
	Std. Dev.	0	0,28592	15,031	17,664	0	0,81828
	Min.	125	0,8	42	45	180	-9,51
	Max.	125	2,4	116	140	180	-5,1
CR	Mean	125	1,6516	124,6	77,14	180	-4,9294
N=35	Std.Err.	0.000	0,0949	3,994	2,189	0	0,14473
	95% Δ.Ε.	125, 125	1.46, 1.84	116.62, 132.59	72.77, 81.52	180, 180	-5.21, -4.64
	Median	125	1,5	127	75	180	-4,7023
	Std. Dev.	0	0,75322	31,7	17,375	0	1,14879
	Min.	125	1	60	42	180	-7,96
	Max.	125	5	222	130	180	-2,28

Πίνακας 2: Περιγραφικά στατιστικά στοιχεία για τα δεδομένα της εξέτασης Θώρακος Face όρθια στα τρία συστήματα DR Νέο, DR Παλαιό και CR.

		KV_ΘΡΟ	mAs_ΘΡΟ	EI_ΘΡΟ	kg_ΘΡΟ	SID_ΘΡΟ	DI_ΘΡΟ
DR Νέο	Mean	125	5,485	146,95	77,15	180	-4,1945
N=81	Std.Err.	0,000	0,3425	4,136	2,051	0,00	0,11505
	95% Δ.Ε.	125, 125	4.80, 6.17	138.72, 155.18	73.07, 81.23	180, 180	-4.42, -3.97
	Median	125	4,600	140,00	77,00	180	-4,2790
	Std. Dev.	0,000	3,0823	37,227	18,461	0,000	1,03545
	Min.	125	1,3	95	47	180	-5,96
	Max.	125	16,3	297	120	180	-1,01
DR	Mean	125	4,132	96,25	76,75	180	-6,0616
Παλαιό	Std.Err.	0,000	0,2217	2,491	1,631	0,00	0,10945
N=113	95% Δ.Ε.	125, 125	3.70, 4.60	91.31, 101.18	73.52, 80	180, 180	-6.28, -5.84
	Median	125	3,400	91,00	75,00	180	-6,1499
	Std. Dev.	0,000	2,3572	26,478	17,336	0,000	1,16348
	Min.	125	1,2	43	40	180	-9,41
	Max.	125	16,4	188	130	180	-3,00
CR	Mean	125	6,740	162,24	76,05	180	-3,7652
N=63	Std.Err.	0,000	0,6555	5,394	2,243	0,00	0,12872
	95% Δ.Ε.	125, 125	5.43, 8.05	151.46, 173.02	71.56, 80.53	180, 180	-4.02, -3.50
	Median	125	4,700	151,00	75,00	180	-3,9505
	Std. Dev.	0,000	5,2027	42,810	17,804	0,000	1,02167
	Min.	125	1,2	106	38	180	-5,49
	Max.	125	21,7	307	130	180	-0,87

Πίνακας 3: Περιγραφικά στατιστικά στοιχεία για τα δεδομένα της εξέτασης Θώρακος Profile όρθια στα τρία συστήματα DR Νέο, DR Παλαιό και CR.

		KV_ΘFY	mAs_ΘFY	EI_ΘFY	kg_ΘFY	SID_ΘFY	DI_ΘFY
DR Νέο N=20	Mean	125	0,585	132,35	72,80	110	-4,6190
	Std.Err.	0.000	0,0302	6,348	4,104	0	0,21059
	95% Δ.Ε.	125, 125	0.52, 0.65	119.06, 145.64	64.21, 81.40	110, 110	-5.06, -4.18
	Median	125	0,600	125,50	71,00	110	-4,7539
	Std. Dev.	0	0,1348	28,389	18,352	0	0,94177
	Min.	125	0,4	87	45	110	-6,35
	Max.	125	0,8	193	125	110	-2,88
DR Παλαιό N=10	Mean	125	1,690	93,50	75,20	110	-6,3285
	Std.Err.	0.000	0,9364	12,910	5,347	0	0,51580
	95% Δ.Ε.	125, 125	-0.42, 3.80,	64.3, 122.7	63.10, 87.30	110, 110	-7.50, -5.16
	Median	125	0,700	84,00	76,50	110	-6,4988
	Std. Dev.	0	2,9610	40,826	16,910	0	1,63111
	Min.	125	0,5	44	46	110	-9,31
	Max.	125	10,1	200	105	110	-2,73
CR N=31	Mean	125	0,890	142,71	68,52	110	-4,3298
	Std.Err.	0.000	0,0563	6,584	2,212	0	0,19706
	95% Δ.Ε.	125, 125	0.77, 1.0	129.26, 156.16	64, 73.03	110, 110	-4.73, -3.92
	Median	125	0,700	142,00	67,00	110	-4,2174
	Std. Dev.	0	0,3134	36,657	12,318	0	1,09719
	Min.	125	0,5	80	40	110	-6,71
	Max.	125	2,0	257	90	110	-1,64

Πίνακας 4: Περιγραφικά στατιστικά στοιχεία για τα δεδομένα της εξέτασης Θώρακος Face Υπτια στα τρία συστήματα DR Νέο, DR Παλαιό και CR.

		KV_KFO	mAs_KFO	EI_KFO	kg_KFO	SID_KFO	DI_KFO
DR Νέο	Mean	80	35,582	201,24	71,88	150	-2,8117
N=17	Std.Err.	0,000	8,7160	11,561	4,008	0,000	0,24002
	95% Δ.Ε.	80, 80	17.10, 54.06	176.73, 225.74	63.40, 80.40	150, 150	-3.32, -2.30
	Median	80	24,400	191,00	70,00	150	-2,9300
	Std. Dev.	0,000	35,9371	47,666	16,526	0,000	0,98963
	Min.	80	7,6	130	47	150	-4,60
	Max.	80	159,3	299	103	150	-0,98
DR	Mean	80	27,691	195,05	69,00	150	-2,9020
Παλαιό	Std.Err.	0,000	5,4391	7,474	3,306	0,000	0,15962
N=22	95% Δ.Ε.	80, 80	16.38, 39	179.50, 210.60	62.13, 75.87	150, 150	-3.23, -2.57
	Median	80	20,100	194,00	69,00	150	-2,8628
	Variance	0,000	650,843	1229,093	240,381	0,000	0,561
	Std. Dev.	0,000	25,5116	35,058	15,504	0,000	0,74870
	Min.	80	5,8	138	40	150	-4,34
	Max.	80	130,5	287	105	150	-1,16
CR	Mean	75	93,125	284,13	75,13	150	-1,2732
N=8	Std.Err.	0,000	22,1726	18,193	6,295	0,000	0,29754
	95% Δ.Ε.	75, 75	40.7, 145.55	241.11, 327.14	60.24, 90,01	150, 150	-1.98, -0.57
	Median	75	90,250	293,00	78,00	150	-1,0717
	Std. Dev.	0,000	62,7135	51,457	17,804	0,000	0,84157
	Min.	75	27,5	194	42	150	-2,86
	Max.	75	193,0	358	100	150	-0,20

Πίνακας 5: Περιγραφικά στατιστικά στοιχεία για τα δεδομένα της εξέτασης Κοιλίας Face Όρθια στα τρία συστήματα DR Νέο, DR Παλαιό και CR.

		KV_KFY	mAs_KFY	EI_KFY	kg_KFY	SID_KFY	DI_KFY
DR Νέο	Mean	80	11,878	199,89	71,72	110	-2,7583
N=18	Std.Err.	0,000	2,3640	5,120	3,968	0,000	0,11718
	95% Δ.Ε.	80, 80	6.90, 16.87	189.09, 210.69	63.35, 80.09	110, 110	-3.00, -2.51
	Median	80	8,150	203,50	70,00	110	-2,6550
	Std. Dev.	0,000	10,0295	21,723	16,834	0,000	0,49714
	Min.	80	3,2	146	47	110	-4,10
	Max.	80	43,1	233	125	110	-2,07
DR	Mean	80,67	15,625	224,17	71,75	110	-2,2857
Παλαιό	Std.Err.	0,667	3,5107	10,351	4,310	0,000	0,20164
N=12	95% Δ.Ε.	79.20, 82.13	7.90, 23.35	201.40, 246.95	62.26, 81.24	110, 110	-2.72, -1.84
	Median	80,00	11,300	224,50	71,50	110	-2,2287
	Std. Dev.	2,309	12,1615	35,855	14,931	0,000	0,69851
	Min.	80	4,6	160	46	110	-3,70
	Max.	88	40,1	303	95	110	-0,93
CR	Mean	75	29,344	306,25	68,44	110	-0,9092
N=32	Std.Err.	0,000	2,7984	6,101	2,254	0,000	0,09396
	95% Δ.Ε.	75, 75	23.63, 35.05	293.81, 318.69	63.84, 73.03	110, 110	-1.10, -0.71
	Median	75	26,250	309,50	66,00	110	-0,8337
	Std. Dev.	0,000	15,8300	34,512	12,748	0,000	0,53149
	Min.	75	7,0	191	40	110	-2,93
	Max.	75	64,5	384	90	110	0,10

Πίνακας 6: Περιγραφικά στατιστικά στοιχεία για τα δεδομένα της εξέτασης Κοιλίας Face Υπτια στα τρία συστήματα DR Νέο, DR Παλαιό και CR.

		DI <0					DI =0					DI >0				
		Mean	N	%	Max	Min	Mean	N	%	Max	Min	Mean	N	%	Max	Min
DR Νέο	DI_ΘΕΚ	-5,83	12	100%	-2,22	-9,61	0	0%				0	0%			
DR Παλαιό	DI_ΘΕΚ	-5,33	57	100%	-1,83	-9,72	0	0%				0	0%			
CR	DI_ΘΕΚ	-2,77	28	80%	-0,15	-5,7	0	0%				0,78	7	20%	1,69	0,14
DR Νέο	DI_ΘFO	-5,35	124	100%	-3,51	-7,68	0	0%				0	0%			
DR Παλαιό	DI_ΘFO	-6,5	151	100%	-5,1	-9,51	0	0%				0	0%			
CR	DI_ΘFO	-4,85	71	100%	-2,28	-7,96	0	0%				0	0%			
DR Νέο	DI_ΘPO	-4,19	81	100%	-1,01	-5,96	0	0%				0	0%			
DR Παλαιό	DI_ΘPO	-6,06	113	100%	-3	-9,41	0	0%				0	0%			
CR	DI_ΘPO	-3,77	63	100%	-0,87	-5,49	0	0%				0	0%			
DR Νέο	DI_ΘFY	-4,62	20	100%	-2,88	-6,35	0	0%				0	0%			
DR Παλαιό	DI_ΘFY	-6,33	10	100%	-2,73	-9,31	0	0%				0	0%			
CR	DI_ΘFY	-4,33	31	100%	-1,64	-6,71	0	0%				0	0%			
DR Νέο	DI_KFO	-2,81	17	100%	-0,98	-4,6	0	0%				0	0%			
DR Παλαιό	DI_KFO	-2,9	22	100%	-1,16	-4,34	0	0%				0	0%			
CR	DI_KFO	-1,27	8	100%	-0,2	-2,86	0	0%				0	0%			
DR Νέο	DI_KFY	-2,76	18	100%	-2,07	-4,1	0	0%				0	0%			
DR Παλαιό	DI_KFY	-2,29	12	100%	-0,93	-3,7	0	0%				0	0%			
CR	DI_KFY	-0,94	31	96,9%	-0,27	-2,93	0	0%				0,1	1	3,1%	0,1	0,1

Πίνακας 7: Περιγραφικά στατιστικά στοιχεία για τα δεδομένα του Deviation Index (DI) στα τρία συστήματα DR Νέο, DR Παλαιό και CR. Υπολογίστηκε το DI σύμφωνα με τον τύπο $DI=10\log_{10}(EI/TEI)$ και δόθηκαν όρια (<0, 0, >0).

		EI <250					EI =250-500					EI >500				
		Mea n	N	%	Max	Min	Mea n	N	%	Max	Min	Me an	N	%	Max	Min
DR Νέο	EI_ΘΕΚ	108	12	100%	225	41	0	0%				0	0%			
DR Παλαιό	EI_ΘΕΚ	118	27	100%	246	40	0	0%				0	0%			
CR	EI_ΘΕΚ	181	21	60%	244	101	355	13	37,1%	487	252	554	1	2,9%	554	554
DR Νέο	EI_ΘΦΟ	111	12	100%	167	64	0	0%				0	0%			
DR Παλαιό	EI_ΘΦΟ	85	15	100%	116	42	0	0%				0	0%			
CR	EI_ΘΦΟ	127	71	100%	222	60	0	0%				0	0%			
DR Νέο	EI_ΘΠΟ	145	80	98,8%	237	95	297	1	1,2%	297	297	0	0%			
DR Παλαιό	EI_ΘΠΟ	96	11	100%	188	43	0	0%				0	0%			
CR	EI_ΘΠΟ	155	60	95,2%	244	106	299	3	4,8%	307	290	0	0%			
DR Νέο	EI_ΘΦΥ	132	20	100%	193	87	0	0%				0	0%			
DR Παλαιό	EI_ΘΦΥ	94	10	100%	200	44	0	0%				0	0%			
CR	EI_ΘΦΥ	139	30	96,8%	198	80	257	1	3,2%	257	257	0	0%			
DR Νέο	EI_ΚΦΟ	184	14	82,4%	243	130	283	3	17,6%	299	258	0	0%			
DR Παλαιό	EI_ΚΦΟ	187	20	90,9%	229	138	276	2	9,1%	287	265	0	0%			
CR	EI_ΚΦΟ	214	2	25,0%	233	194	308	6	75,0%	358	271	0	0%			
DR Νέο	EI_ΚΦΥ	200	18	100%	233	146	0	0%				0	0%			
DR Παλαιό	EI_ΚΦΥ	213	10	83,3%	247	160	279	2	16,7%	303	254	0	0%			
CR	EI_ΚΦΥ	191	1	3,1%	191	191	310	31	96,9%	384	260	0	0%			

Πίνακας 8: Περιγραφικά στατιστικά στοιχεία για τα δεδομένα του Exposure Index (EI) στα τρία συστήματα DR Νέο, DR Παλαιό και CR. Το Target Exposure Index είναι 250-500.

**Πολλαπλή Γραμμική Παλινδρόμηση για τον έλεγχο της συσχέτισης και εξάρτησης
πολλαπλών μεταβλητών με συντελεστή συσχέτισης Pearson:**

Θώρακος επί κλίνης (ΘΕΚ):

Στον πίνακα 9 παρουσιάζεται ο συντελεστής συσχέτισης Pearson προκειμένου να αξιολογηθεί η σχέση μεταξύ του exposure index (EI) και των ανεξάρτητων μεταβλητών σε κάθε μηχάνημα ξεχωριστά.

Για το μηχάνημα DR Νέο, παρατηρήθηκε ότι υπάρχει στατιστικά σημαντική αρνητική σχέση μεταξύ των κιλών (kg) με το exposure index (EI) ($r = -0.858$, $p\text{-value} < 0.001$), υποδηλώνοντας ότι όσο αυξάνονται τα κιλά μειώνεται το exposure index (EI).

Παρόμοια σχέση βρέθηκε και για το μηχάνημα DR Παλαιό, καθώς όσο αυξάνονται τα κιλά μειώνεται το exposure index (EI) ($r = -0.726$, $p\text{-value} < 0.001$), όπως επίσης και για το μηχάνημα CR ($r = -0.632$, $p\text{-value} < 0.001$).

Μηχάνημα			EI_ΘΕΚ	KV_ΘΕΚ	mAs_ΘΕΚ	kg_ΘΕΚ
DR Νέο	Pearson	EI_ΘΕΚ	1.000			
	Correlation	KV_ΘΕΚ	-0.352	1.000		
		kg_ΘΕΚ	-0.858	0.307		1.000
		p-value	EI_ΘΕΚ		0.131	0.000
	p-value	KV_ΘΕΚ	0.131		0.000	0.166
		kg_ΘΕΚ	<0.001	0.166	0.000	
DR Παλαιό	Pearson	EI_ΘΕΚ	1.000			
	Correlation	KV_ΘΕΚ	-0.096	1.000		
		mAs_ΘΕΚ	-0.081	0.855	1.000	
		kg_ΘΕΚ	-0.726	0.220	0.254	1.000
	p-value	EI_ΘΕΚ		0.240	0.274	0.000
		KV_ΘΕΚ	0.240		0.000	0.050
	p-value	mAs_ΘΕΚ	0.274	0.000		0.028
		kg_ΘΕΚ	<0.001	0.050	0.028	
CR	Pearson	EI_ΘΕΚ	1.000			
	Correlation	KV_ΘΕΚ	-0.032	1.000		
		mAs_ΘΕΚ	-0.094	0.736	1.000	
		kg_ΘΕΚ	-0.632	0.584	0.644	1.000
	p-value	EI_ΘΕΚ		0.428	0.296	0.000
		KV_ΘΕΚ	0.428		0.000	0.000
	p-value	mAs_ΘΕΚ	0.296	0.000		0.000
		kg_ΘΕΚ	<0.001	0.000	0.000	

Πίνακας 7: Συντελεστής συσχέτισης για την αξιολόγηση της σχέσης μεταξύ του exposure index (EI) και των ανεξάρτητων μεταβλητών σε κάθε μηχανήμα.

Στον πίνακα 10 παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της πολλαπλής γραμμικής παλινδρόμησης με εξαρτημένη μεταβλητή το exposure index (EI) και ανεξάρτητες μεταβλητές τα KV, mAs και κιλά (kg) για κάθε μηχάνημα. Το SID(εστιακή απόσταση) δεν λήφθηκε υπόψιν καθώς είχε την ίδια τιμή σε όλο το πλήθος.

Όσον αφορά το μηχάνημα DR Νέο, το συνολικό μοντέλο βρέθηκε να είναι στατιστικά σημαντικό [$F(2,9) = 13.10$, $p\text{-value} = 0.002$] και οι ανεξάρτητες μεταβλητές ερμηνεύουν το 74.4% της συνολικής μεταβλητότητας της εξαρτημένης ($R^2 = 0.744$). Σύμφωνα με τα αποτελέσματα, παρατηρήθηκε ότι για κάθε ένα επιπλέον κιλό αναμένω μείωση κατά 2 περίπου μονάδες στο exposure index (EI) ($b = -2.11$, $p\text{-value} = 0.001$). Η μεταβλητή KV δεν βρέθηκε να συσχετίζεται με το exposure index (EI) ($b = -3.35$, $p\text{-value} = 0.592$).

Σχετικά με το παλαιό μηχάνημα DR, το συνολικό μοντέλο βρέθηκε να είναι, επίσης, στατιστικά σημαντικό [$F(3,53) = 20.76$, $p\text{-value} < 0.001$] και οι ανεξάρτητες μεταβλητές ερμηνεύουν το 54% της συνολικής μεταβλητότητας της εξαρτημένης ($R^2 = 0.540$). Σύμφωνα με τα αποτελέσματα, παρατηρήθηκε ότι για κάθε ένα επιπλέον κιλό αναμένω μείωση κατά 2.5 περίπου μονάδες στο exposure index (EI) ($b = -2.48$, $p\text{-value} < 0.001$). Οι μεταβλητές KV ($b = -5.36$, $p\text{-value} = 0.616$) και MAS ($b = 1.75$, $p\text{-value} = 0.304$) δεν βρέθηκαν να συσχετίζεται με το exposure index (EI).

Τέλος, για το μηχάνημα CR, το συνολικό μοντέλο βρέθηκε να είναι, επίσης, στατιστικά σημαντικό [$F(3,31) = 16.74$, $p\text{-value} < 0.001$] και οι ανεξάρτητες μεταβλητές ερμηνεύουν το 61.5% της συνολικής μεταβλητότητας της εξαρτημένης ($R^2 = 0.615$). Σύμφωνα με τα αποτελέσματα, παρατηρήθηκε ότι για κάθε ένα επιπλέον κιλό αναμένω μείωση κατά 7 περίπου μονάδες στο exposure index (EI) ($b = -6.85$, $p\text{-value} <$

0.001). Οι μεταβλητές KV ($b = 20.09$, $p\text{-value} = 0.059$) και MAS ($b = 66.44$, $p\text{-value} = 0.073$) δεν βρέθηκαν να συσχετίζεται με το exposure index (EI).

Μηχάνημα	Μεταβλητές	B	t	p-value	95% Δ.Ε.
DR Νέο	KV_ΘΕΚ	-3.351	-0.555	0.592	-16.99, 10.30
	kg_ΘΕΚ	-2.114	-4.672	0.001	-3.14, -1.09
DR Παλαιό	KV_ΘΕΚ	-5.365	-0.505	0.616	-26.69, 15.96
	kg_ΘΕΚ	-2.476	-7.825	<0.001	-3.11, -1.84
	mAs_ΘΕΚ	1.748	1.037	0.304	-1.63, 5.13
CR	KV_ΘΕΚ	20.096	1.961	0.059	-0.80, 40.99
	kg_ΘΕΚ	-6.849	-6.962	<0.001	-8.86, -4.84
	mAs_ΘΕΚ	66.440	1.853	0.073	-6.69, 139.57

Πίνακας 8: Αποτελέσματα της πολλαπλής γραμμικής παλινδρόμησης με εξαρτημένη μεταβλητή το exposure index (EI) για κάθε μηχανήμα.

Θώρακος Face όρθια (ΘFO):

Στον πίνακα 11 παρουσιάζεται ο συντελεστής συσχέτισης Pearson προκειμένου να αξιολογηθεί η σχέση μεταξύ του exposure index (EI) και των ανεξάρτητων μεταβλητών σε κάθε μηχάνημα ξεχωριστά.

Για το μηχάνημα DR Νέο, παρατηρήθηκε ότι υπάρχει στατιστικά σημαντική αρνητική σχέση μεταξύ των κιλών (kg) με το exposure index (EI) ($r = -0.351$, $p\text{-value} = < 0.001$), υποδηλώνοντας ότι όσο αυξάνονται τα κιλά μειώνεται το exposure index (EI).

Παρόμοια σχέση βρέθηκε και για το μηχάνημα DR Παλαιό, καθώς όσο αυξάνονται τα κιλά μειώνεται το exposure index (EI) ($r = -0.254$, $p\text{-value} = 0.001$) και παρατηρήθηκε ότι υπάρχει στατιστικά σημαντική θετική σχέση μεταξύ mAs και exposure index (EI) καθώς όσο αυξάνονται τα mAs αυξάνεται και το exposure index (EI) ($r = 0.234$, $p\text{-value} = 0.002$).

Ακόμη για το μηχάνημα CR παρατηρήθηκε ότι υπάρχει στατιστικά σημαντική αρνητική σχέση μεταξύ των κιλών με το exposure index (EI) ($r = -0.684$, $p\text{-value} = < 0.001$), καθώς και στατιστικά σημαντική αρνητική σχέση μεταξύ των mAs με το exposure index (EI) ($r = -0.333$, $p\text{-value} = 0.002$), υποδηλώνοντας ότι όσο αυξάνονται τα κιλά και τα mAs μειώνεται το exposure index (EI).

Μηχάνημα			EI_ΘFO	mAs_ΘFO	kg_ΘFO
DR Νέο	Pearson	EI_ΘFO	1.000		
	Correlation	mAs_ΘFO	0.035	1.000	
		kg_ΘFO	-0.351	0.649	1.000
	p-Value	EI_ΘFO		0.349	0.000
		mAs_ΘFO	0.349		0.000
		kg_ΘFO	<0.001	0.000	
DR	Pearson	EI_ΘFO	1.000		
Παλαιό	Correlation	mAs_ΘFO	0.234	1.000	
		kg_ΘFO	-0.254	0.614	1.000
	p-Value	EI_ΘFO		0.002	0.001
		mAs_ΘFO	0.002		0.000
		kg_ΘFO	0.001	0.000	
CR	Pearson	EI_ΘFO	1.000		
	Correlation	mAs_ΘFO	-0.333	1.000	
		kg_ΘFO	-0.684	0.679	1.000
	p-Value	EI_ΘFO		0.002	0.000
		mAs_ΘFO	0.002		0.000
		kg_ΘFO	<0.001	0.000	

Πίνακας 9: Συντελεστής συσχέτισης για την αξιολόγηση της σχέσης μεταξύ του exposure index (EI) και των ανεξάρτητων μεταβλητών σε κάθε μηχανήμα.

Στον πίνακα 12 παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της πολλαπλής γραμμικής παλινδρόμησης με εξαρτημένη μεταβλητή το exposure index (EI) και ανεξάρτητες μεταβλητές τα mAs και τα κιλά (kg) για κάθε μηχανήμα. Τα KV και το SID (εστιακή απόσταση) δεν λήφθηκαν υπόψιν καθώς είχαν την ίδια τιμή σε όλο το πλήθος.

Όσον αφορά το μηχάνημα DR Νέο, το συνολικό μοντέλο βρέθηκε να είναι στατιστικά σημαντικό [$F(2,121) = 19.42, p\text{-value} = <0.001$] και οι ανεξάρτητες μεταβλητές ερμηνεύουν το 24.3% της συνολικής μεταβλητότητας της εξαρτημένης ($R^2 = 0.243$). Σύμφωνα με τα αποτελέσματα, παρατηρήθηκε ότι για κάθε ένα επιπλέον κιλό αναμένω μείωση κατά 0,7 περίπου μονάδες στο exposure index (EI) ($b = -0.712, p\text{-value} = <0.001$) και ότι για κάθε ένα επιπλέον mAs αναμένω αύξηση κατά 17,2 μονάδες στο exposure index (EI) ($b = 17.24, p\text{-value} = <0.001$).

Σχετικά με το παλαιό μηχάνημα DR, το συνολικό μοντέλο βρέθηκε να είναι, επίσης, στατιστικά σημαντικό [$F(2,148) = 33.04, p\text{-value} < 0.001$] και οι ανεξάρτητες μεταβλητές ερμηνεύουν το 30% της συνολικής μεταβλητότητας της εξαρτημένης ($R^2 = 0.309$). Σύμφωνα με τα αποτελέσματα, παρατηρήθηκε ότι για κάθε ένα επιπλέον κιλό αναμένω μείωση κατά 0,5 περίπου μονάδες στο exposure index (EI) ($b = -0.52, p\text{-value} < 0.001$) και ότι για κάθε ένα επιπλέον mAs αναμένω αύξηση κατά 30 μονάδες στο exposure index (EI) ($b = 30, p\text{-value} = <0.001$).

Τέλος, για το μηχάνημα CR, το συνολικό μοντέλο βρέθηκε να είναι, επίσης, στατιστικά σημαντικό [$F(2,68) = 34.01, p\text{-value} < 0.001$] και οι ανεξάρτητες μεταβλητές ερμηνεύουν το 50% της συνολικής μεταβλητότητας της εξαρτημένης ($R^2 = 0.500$). Σύμφωνα με τα αποτελέσματα, παρατηρήθηκε ότι για κάθε ένα επιπλέον κιλό αναμένω μείωση κατά 1,6 περίπου μονάδες στο exposure index (EI) ($b = -1.63, p\text{-value} < 0.001$) και ότι για κάθε ένα επιπλέον mAs αναμένω αύξηση κατά 10,7 μονάδες στο exposure index (EI) ($b = 10.73, p\text{-value} = 0.041$).

Μηχάνημα	Μεταβλητές	B	t	p-Value	95% Δ.Ε.
DR Νέο	mAs_ΘFO	17.240	4.375	<0.001	9.43, 25.04
	kg_ΘFO	-0.712	-6.217	<0.001	-0.93, -0.48
DR Παλαιό	mAs_ΘFO	30.001	7.230	<0.001	21.80, 38.20
	kg_ΘFO	-0.527	-7.371	<0.001	-0.66, -0.38
CR	mAs_ΘFO	10.731	2.081	0.041	0.44, 21.02
	kg_ΘFO	-1.634	-7.274	<0.001	-2.08, -1.18

Πίνακας 10: Αποτελέσματα της πολλαπλής γραμμικής παλινδρόμησης με εξαρτημένη μεταβλητή το exposure index (EI) για κάθε μηχανήμα.

Θώρακος Profile όρθια (ΘΡΟ):

Στον πίνακα 13 παρουσιάζεται ο συντελεστής συσχέτισης Pearson προκειμένου να αξιολογηθεί η σχέση μεταξύ του exposure index (EI) και των ανεξάρτητων μεταβλητών σε κάθε μηχανήμα ξεχωριστά.

Για το μηχανήμα DR Νέο, παρατηρήθηκε ότι υπάρχει στατιστικά σημαντική θετική σχέση μεταξύ των mAs με το exposure index (EI) ($r = 0.478$, $p\text{-value} = < 0.001$), υποδηλώνοντας ότι όσο αυξάνονται τα mAs αυξάνεται το exposure.

Παρόμοια σχέση βρέθηκε και για το μηχανήμα DR Παλαιό, καθώς όσο αυξάνονται τα mAs αυξάνεται το exposure index (EI) ($r = 0.371$, $p\text{-value} = < 0.001$).

Ακόμη για το μηχανήμα CR παρατηρήθηκε ότι υπάρχει στατιστικά σημαντική θετική σχέση μεταξύ των mAs με το exposure index (EI) ($r = 0.415$, $p\text{-value} = < 0.001$) υποδηλώνοντας ότι όσο αυξάνονται τα mAs αυξάνεται το exposure index (EI).

Μηχάνημα		EI_ΘΡΟ	mAs_ΘΡΟ	kg_ΘΡΟ	
DR Νέο	Pearson	EI_ΘΡΟ	1.000		
	Correlation	mAs_ΘΡΟ	0.478	1.000	
		kg_ΘΡΟ	-0.006	0.576	1.000
	p-Value	EI_ΘΡΟ		0.000	0.479
		mAs_ΘΡΟ	<0.001		0.000
		kg_ΘΡΟ	0.479	0.000	
DR	Pearson	EI_ΘΡΟ	1.000		
Παλαιό	Correlation	mAs_ΘΡΟ	0.371	1.000	
		kg_ΘΡΟ	0.083	0.588	1.000
	p-Value	EI_ΘΡΟ		0.000	0.190
		mAs_ΘΡΟ	<0.001		0.000
		kg_ΘΡΟ	0.190	0.000	
CR	Pearson	EI_ΘΡΟ	1.000		
Correlation	mAs_ΘΡΟ	0.415	1.000		
	kg_ΘΡΟ	0.045	0.731	1.000	
	p-Value	EI_ΘΡΟ		0.000	0.364
mAs_ΘΡΟ		<0.001		0.000	
kg_ΘΡΟ		0.364	0.000		

Πίνακας 11: Συντελεστής συσχέτισης για την αξιολόγηση της σχέσης μεταξύ του exposure index (EI) και των ανεξάρτητων μεταβλητών σε κάθε μηχανήμα.

Στον πίνακα 14 παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της πολλαπλής γραμμικής παλινδρόμησης με εξαρτημένη μεταβλητή το exposure index (EI) και ανεξάρτητες μεταβλητές τα mAs και τα κιλά (kg) για κάθε μηχανήμα. Τα KV και το SID (εστιακή απόσταση) δεν λήφθηκαν υπόψιν καθώς είχαν την ίδια τιμή σε όλο το πλήθος.

Όσον αφορά το μηχάνημα DR Νέο, το συνολικό μοντέλο βρέθηκε να είναι στατιστικά σημαντικό [$F(2,78) = 20.73$, $p\text{-value} = <0.001$] και οι ανεξάρτητες μεταβλητές ερμηνεύουν το 34,7% της συνολικής μεταβλητότητας της εξαρτημένης ($R^2 = 0.347$). Σύμφωνα με τα αποτελέσματα, παρατηρήθηκε ότι για κάθε ένα επιπλέον mAs αναμένω αύξηση κατά 8,7 μονάδες στο exposure index (EI) ($b = 8.70$, $p\text{-value} = <0.001$) και ότι για κάθε ένα επιπλέον κιλό αναμένω μείωση κατά 0,8 περίπου μονάδες στο exposure index (EI) ($b = -0.85$, $p\text{-value} = <0.001$).

Σχετικά με το παλαιό μηχάνημα DR, το συνολικό μοντέλο βρέθηκε να είναι, επίσης, στατιστικά σημαντικό [$F(2,110) = 10.93$, $p\text{-value} = < 0.001$] και οι ανεξάρτητες μεταβλητές ερμηνεύουν το 16,6% της συνολικής μεταβλητότητας της εξαρτημένης ($R^2 = 0.166$). Σύμφωνα με τα αποτελέσματα, παρατηρήθηκε ότι για κάθε ένα επιπλέον mAs αναμένω αύξηση κατά 5,5 μονάδες στο exposure index (EI) ($b = 5.53$, $p\text{-value} = <0.001$). Η μεταβλητή κιλά (kg) δεν βρέθηκε να συσχετίζεται με το exposure index (EI) ($b = -0.31$, $p\text{-value} = 0.058$).

Τέλος, για το μηχάνημα CR, το συνολικό μοντέλο βρέθηκε να είναι, επίσης, στατιστικά σημαντικό [$F(2,60) = 13.85$, $p\text{-value} = < 0.001$] και οι ανεξάρτητες μεταβλητές ερμηνεύουν το 31,6% της συνολικής μεταβλητότητας της εξαρτημένης ($R^2 = 0.316$). Σύμφωνα με τα αποτελέσματα, παρατηρήθηκε ότι για κάθε ένα επιπλέον mAs αναμένω αύξηση κατά 6,7 μονάδες στο exposure index (EI) ($b = 6.75$, $p\text{-value} = <0.001$) και ότι για κάθε ένα επιπλέον κιλό αναμένω μείωση κατά 1,3 περίπου μονάδες στο exposure index (EI) ($b = -1.33$, $p\text{-value} = 0.001$).

Μηχάνημα	Μεταβλητές	B	t	p-Value	95% Δ.Ε.
DR Νέο	mAs_ΘΡΟ	8.707	6.439	<0.001	6.01, 11.40
	kg_ΘΡΟ	-0.850	-3.764	<0.001	-1.29, -0.40
DR Παλαιό	mAs_ΘΡΟ	5.534	4.577	<0.001	3.13, 7.93
	kg_ΘΡΟ	-0.315	-1.916	0.058	-0.64, -0.01
CR	mAs_ΘΡΟ	6.751	5.247	<0.001	4.17, 9.32
	kg_ΘΡΟ	-1.334	-3.547	0.001	-2.08, -0.58

Πίνακας 12: Αποτελέσματα της πολλαπλής γραμμικής παλινδρόμησης με εξαρτημένη μεταβλητή το exposure index (EI) για κάθε μηχάνημα.

Θώρακος Face ύπτια (ΘFY):

Στον Πίνακα 15 παρουσιάζεται ο συντελεστής συσχέτισης Pearson προκειμένου να αξιολογηθεί η σχέση μεταξύ του exposure index (EI) και των ανεξάρτητων μεταβλητών σε κάθε μηχάνημα ξεχωριστά.

Για το μηχάνημα DR Νέο, παρατηρήθηκε ότι υπάρχει στατιστικά σημαντική αρνητική σχέση μεταξύ των κιλών με το exposure index (EI) ($r = -0.678$, $p\text{-value} = 0.001$), υποδηλώνοντας ότι όσο αυξάνονται τα κιλά μειώνεται το exposure index (EI).

Όσο αναφορά το μηχάνημα DR Παλαιό, παρατηρήθηκε ότι υπάρχει στατιστικά σημαντική θετική σχέση καθώς όσο αυξάνονται τα mAs αυξάνεται το exposure index (EI) ($r = 0.908$, $p\text{-value} = <0.001$).

Ακόμη για το μηχάνημα CR παρατηρήθηκε ότι υπάρχει στατιστικά σημαντική αρνητική σχέση μεταξύ των κιλών με το exposure index (EI) ($r = -0.586$, $p\text{-value} = < 0.001$) υποδηλώνοντας ότι όσο αυξάνονται τα κιλά μειώνεται το exposure index (EI).

Μηχάνημα			EI_ΘFY	mAs_ΘFY	kg_ΘFY
DR Νέο	Pearson	EI_ΘFY	1.000		
	Correlation	mAs_ΘFY	-0.264	1.000	
		kg_ΘFY	-0.678	0.473	1.000
	p-Value	EI_ΘFY		0.130	0.001
		mAs_ΘFY	0.130		0.018
		kg_ΘFY	0.001	0.018	
DR	Pearson	EI_ΘFY	1.000		
Παλαιό	Correlation	mAs_ΘFY	0.908	1.000	
		kg_ΘFY	0.524	0.651	1.000
	p-Value	EI_ΘFY		0.000	0.060
		mAs_ΘFY	<0.001		0.021
		kg_ΘFY	0.060	0.021	
CR	Pearson	EI_ΘFY	1.000		
	Correlation	mAs_ΘFY	-0.199	1.000	
		kg_ΘFY	-0.586	0.569	1.000
	p-Value	EI_ΘFY		0.142	0.000
		mAs_ΘFY	0.142		0.000
		kg_ΘFY	<0.001	0.000	

Πίνακας 13: Συντελεστής συσχέτισης για την αξιολόγηση της σχέσης μεταξύ του exposure index (EI) και των ανεξάρτητων μεταβλητών σε κάθε μηχανήμα.

Στον πίνακα 16 παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της πολλαπλής γραμμικής παλινδρόμησης με εξαρτημένη μεταβλητή το exposure και ανεξάρτητες μεταβλητές τα mAs και τα κιλά (kg) για κάθε μηχανήμα. Τα KV και το SID (εστιακή απόσταση) δεν λήφθηκαν υπόψιν καθώς είχαν την ίδια τιμή σε όλο το πλήθος.

Όσον αφορά το μηχάνημα DR Νέο, το συνολικό μοντέλο βρέθηκε να είναι στατιστικά σημαντικό [$F(2,17) = 7.341$, $p\text{-value} = 0.005$] και οι ανεξάρτητες μεταβλητές ερμηνεύουν το 46.3% της συνολικής μεταβλητότητας της εξαρτημένης ($R^2 = 0.463$). Σύμφωνα με τα αποτελέσματα, παρατηρήθηκε ότι για κάθε ένα επιπλέον κιλό αναμένω μείωση κατά 1,1 περίπου μονάδες στο exposure index (EI) ($b = -1.102$, $p\text{-value} = 0.003$). Η μεταβλητή mAs δεν βρέθηκε να συσχετίζεται με το exposure index (EI) ($b = 15.36$, $p\text{-value} = 0.722$).

Σχετικά με το παλαιό μηχάνημα DR, το συνολικό μοντέλο βρέθηκε να είναι, επίσης, στατιστικά σημαντικό [$F(2,7) = 17.35$, $p\text{-value} = 0.002$] και οι ανεξάρτητες μεταβλητές ερμηνεύουν το 83,2% της συνολικής μεταβλητότητας της εξαρτημένης ($R^2 = 0.832$). Σύμφωνα με τα αποτελέσματα, παρατηρήθηκε ότι για κάθε ένα επιπλέον mAs αναμένω αύξηση κατά 13,5 περίπου μονάδες στο exposure index (EI) ($b = 13.55$, $p\text{-value} = 0.002$). Η μεταβλητή κιλά (kg) δεν βρέθηκε να συσχετίζεται με το exposure index (EI) ($b = -0.280$, $p\text{-value} = 0.588$).

Τέλος, για το μηχάνημα CR, το συνολικό μοντέλο βρέθηκε να είναι, επίσης, στατιστικά σημαντικό [$F(2,28) = 8.24$, $p\text{-value} = 0.002$] και οι ανεξάρτητες μεταβλητές ερμηνεύουν το 37,1% της συνολικής μεταβλητότητας της εξαρτημένης ($R^2 = 0.371$). Σύμφωνα με τα αποτελέσματα, παρατηρήθηκε ότι για κάθε ένα επιπλέον κιλό αναμένω μείωση κατά 2,08 περίπου μονάδες στο exposure index (EI) ($b = -2.08$, $p\text{-value} = 0.001$). Η μεταβλητή mAs δεν βρέθηκε να συσχετίζεται με το exposure index (EI) ($b = 23.33$, $p\text{-value} = 0.283$).

Μηχάνημα	Μεταβλητές	B	t	p-Value	95% Δ.Ε.
DR Νέο	mAs_ΘFY	15.362	0.362	0.722	-74.20, 104.92
	kg_ΘFY	-1.102	-3.532	0.003	-1.76, -0.44
DR Παλαιό	mAs_ΘFY	13.559	4.822	0.002	6.90, 20.20
	kg_ΘFY	-0.280	-0.568	0.588	-1.44, 0.88
CR	mAs_ΘFY	23.335	1.094	0.283	-20.36, 67.03
	kg_ΘFY	-2.083	-3.837	0.001	-3.19, -0.97

Πίνακας 14: Αποτελέσματα της πολλαπλής γραμμικής παλινδρόμησης με εξαρτημένη μεταβλητή το exposure index (EI) για κάθε μηχάνημα.

Κοιλίας Face όρθια (ΚΦΟ):

Στον πίνακα 17 παρουσιάζεται ο συντελεστής συσχέτισης Pearson προκειμένου να αξιολογηθεί η σχέση μεταξύ του exposure index (EI) και των ανεξάρτητων μεταβλητών σε κάθε μηχάνημα ξεχωριστά.

Για το μηχάνημα DR Νέο, παρατηρήθηκε ότι υπάρχει στατιστικά σημαντική θετική σχέση μεταξύ των mAs με το exposure ($r = 0.421$, $p\text{-value} = 0.046$), υποδηλώνοντας ότι όσο αυξάνονται τα mAs αυξάνεται το exposure index (EI).

Όσο αναφορά το μηχάνημα DR Παλαιό, παρατηρήθηκε ότι υπάρχει στατιστικά σημαντική θετική σχέση καθώς όσο αυξάνονται τα mAs αυξάνεται το exposure index (EI) ($r = 0.583$, $p\text{-value} = 0.002$).

Ακόμη για το μηχάνημα CR παρατηρήθηκε ότι δεν υπάρχει στατιστικά σημαντική αρνητική ή θετική σχέση μεταξύ των κιλών και των mAs με το exposure index (EI).

Μηχάνημα			EI_KFO	mAs_KFO	kg_KFO
DR Νέο	Pearson	EI_KFO	1.000		
	Correlation	mAs_KFO	0.421	1.000	
		kg_KFO	0.066	0.748	1.000
	p-Value	EI_KFO		0.046	0.401
		mAs_KFO	0.046		0.000
		kg_KFO	0.401	0.000	
DR	Pearson	EI_KFO	1.000		
Παλαιό	Correlation	mAs_KFO	0.583	1.000	
		kg_KFO	0.295	0.756	1.000
	p-Value	EI_KFO		0.002	0.092
		mAs_KFO	0.002		0.000
		kg_KFO	0.092	0.000	
CR	Pearson	EI_KFO	1.000		
	Correlation	mAs_KFO	0.478	1.000	
		kg_KFO	0.543	0.672	1.000
	p-Value	EI_KFO		0.116	0.082
		mAs_KFO	0.116		0.034
		kg_KFO	0.082	0.034	

Πίνακας 15: Συντελεστής συσχέτισης για την αξιολόγηση της σχέσης μεταξύ του exposure index (EI) και των ανεξάρτητων μεταβλητών σε κάθε μηχανήμα.

Στον πίνακα 18 παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της πολλαπλής γραμμικής παλινδρόμησης με εξαρτημένη μεταβλητή το exposure και ανεξάρτητες μεταβλητές τα mAs και τα κιλά (kg) για κάθε μηχανήμα. Τα KV και το SID (εστιακή απόσταση) δεν λήφθηκαν υπόψιν καθώς είχαν την ίδια τιμή σε όλο το πλήθος.

Όσον αφορά το μηχάνημα DR Νέο, το συνολικό μοντέλο βρέθηκε να μην είναι στατιστικά σημαντικό [$F(2,14) = 3.26, p\text{-value} = 0.068$] και οι ανεξάρτητες μεταβλητές ερμηνεύουν το 31,8% της συνολικής μεταβλητότητας της εξαρτημένης ($R^2 = 0.318$). Σύμφωνα με τα αποτελέσματα, παρατηρήθηκε ότι για κάθε ένα επιπλέον mAs αναμένω αύξηση κατά 1,11 περίπου μονάδες στο exposure index (EI) ($b = 1.119, p\text{-value} = 0.024$). Η μεταβλητή κιλά (kg) δεν βρέθηκε να συσχετίζεται με το exposure index (EI) ($b = -1.629, p\text{-value} = 0.111$).

Σχετικά με το παλαιό μηχάνημα DR, το συνολικό μοντέλο βρέθηκε να είναι στατιστικά σημαντικό [$F(2,19) = 6.06, p\text{-value} = 0.009$] και οι ανεξάρτητες μεταβλητές ερμηνεύουν το 39% της συνολικής μεταβλητότητας της εξαρτημένης ($R^2 = 0.390$). Σύμφωνα με τα αποτελέσματα, παρατηρήθηκε ότι για κάθε ένα επιπλέον mAs αναμένω αύξηση κατά 1,15 περίπου μονάδες στο exposure index (EI) ($b = 1.156, p\text{-value} = 0.006$). Η μεταβλητή κιλά (kg) δεν βρέθηκε να συσχετίζεται με το exposure index (EI) ($b = -0.772, p\text{-value} = 0.228$).

Τέλος, για το μηχάνημα CR, το συνολικό μοντέλο βρέθηκε να μην είναι στατιστικά σημαντικό [$F(2,5) = 1.16, p\text{-value} = 0.384$] και οι ανεξάρτητες μεταβλητές ερμηνεύουν το 31,8% της συνολικής μεταβλητότητας της εξαρτημένης ($R^2 = 0.318$). Σύμφωνα με τα αποτελέσματα, παρατηρήθηκε ότι η μεταβλητή mAs δεν βρέθηκε να συσχετίζεται με το exposure index (EI) ($b = 0.169, p\text{-value} = 0.697$) καθώς επίσης και η μεταβλητή κιλά (kg) δεν βρέθηκε να συσχετίζεται με το exposure index (EI) ($b = 1.170, p\text{-value} = 0.453$).

Μηχάνημα	Μεταβλητές	B	t	p-Value	95% Δ.Ε.
DR Νέο	mAs_KFO	1.119	2.539	0.024	0.17, 2.06
	kg_KFO	-1.629	-1.699	0.111	-3.68, 0.42
DR Παλαιό	mAs_KFO	1.156	3.070	0.006	0.36, 1.94
	kg_KFO	-0.772	-1.246	0.228	-2.06, 0.52
CR	mAs_KFO	0.169	0.413	0.697	-0.88, 1.22
	kg_KFO	1.170	0.813	0.453	-2.53, 4.87

Πίνακας 16: Αποτελέσματα της πολλαπλής γραμμικής παλινδρόμησης με εξαρτημένη μεταβλητή το exposure index (EI) για κάθε μηχανήμα.

Κοιλίας Face ύπτια (KFY):

Στον πίνακα 19 παρουσιάζεται ο συντελεστής συσχέτισης Pearson προκειμένου να αξιολογηθεί η σχέση μεταξύ του exposure index (EI) και των ανεξάρτητων μεταβλητών σε κάθε μηχανήμα ξεχωριστά.

Και στα τρία μηχανήματα (DR νέο, DR παλαιό και CR) παρατηρήθηκε ότι δεν υπάρχει στατιστικά σημαντική αρνητική ή θετική σχέση μεταξύ των κιλών (kg) και των mAs με το exposure index (EI).

Μηχάνημα			EI_KFY	mAs_KFY	kg_KFY
DR Νέο	Pearson	EI_KFY	1.000		
	Correlation	mAs_KFY	0.295	1.000	
		kg_KFY	0.305	0.817	1.000
		p-Value	EI_KFY		0.117
		mAs_KFY	0.117		0.000
		kg_KFY	0.109	0.000	
DR	Pearson	EI_KFY	1.000		
Παλαιό	Correlation	mAs_KFY	0.265	1.000	
		kg_KFY	0.047	0.633	1.000
	p-Value	EI_KFY		0.203	0.443
		mAs_KFY	0.203		0.014
		kg_KFY	0.443	0.014	
	CR	Pearson	EI_KFY	1.000	
Correlation	mAs_KFY	0.240	1.000		
	kg_KFY	0.031	0.743	1.000	
	p-Value	EI_KFY		0.093	0.433
mAs_KFY		0.093		0.000	
	kg_KFY	0.433	0.000		

Πίνακας 17: Συντελεστής συσχέτισης για την αξιολόγηση της σχέσης μεταξύ του *exposure index* (EI) και των ανεξάρτητων μεταβλητών (mAs, KG) σε κάθε μηχανήμα.

Στον πίνακα 20 παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της πολλαπλής γραμμικής παλινδρόμησης με εξαρτημένη μεταβλητή το *exposure index* (EI) και ανεξάρτητες μεταβλητές τα mAs και τα κιλά για κάθε μηχανήμα. Τα KV και το SID (εστιακή απόσταση) δεν λήφθηκαν υπόψιν καθώς είχαν την ίδια τιμή σε όλο το πλήθος.

Όσον αφορά το μηχάνημα DR Νέο, το συνολικό μοντέλο βρέθηκε να μην είναι στατιστικά σημαντικό [$F(2,15) = 0.83$, $p\text{-value} = 0.456$] και οι ανεξάρτητες μεταβλητές ερμηνεύουν το 10% της συνολικής μεταβλητότητας της εξαρτημένης ($R^2 = 0.100$). Η μεταβλητή mAs δεν βρέθηκε να συσχετίζεται με το exposure index (EI) ($b = 0.297$, $p\text{-value} = 0.751$). Επίσης η μεταβλητή κιλά (kg) δεν βρέθηκε να συσχετίζεται με το exposure index (EI) ($b = 0.249$, $p\text{-value} = 0.656$).

Όσον αφορά το μηχάνημα DR Παλαιό, το συνολικό μοντέλο βρέθηκε να μην είναι στατιστικά σημαντικό [$F(2,9) = 0.47$, $p\text{-value} = 0.640$] και οι ανεξάρτητες μεταβλητές ερμηνεύουν το 9,4% της συνολικής μεταβλητότητας της εξαρτημένης ($R^2 = 0.094$). Η μεταβλητή mAs δεν βρέθηκε να συσχετίζεται με το exposure index (EI) ($b = 1.157$, $p\text{-value} = 0.363$). Επίσης η μεταβλητή κιλά (kg) δεν βρέθηκε να συσχετίζεται με το exposure index (EI) ($b = -0.485$, $p\text{-value} = 0.634$).

Τέλος, για το μηχάνημα CR, το συνολικό μοντέλο βρέθηκε να μην είναι στατιστικά σημαντικό [$F(2,9) = 1.72$, $p\text{-value} = 0.197$] και οι ανεξάρτητες μεταβλητές ερμηνεύουν το 10,6% της συνολικής μεταβλητότητας της εξαρτημένης ($R^2 = 0.106$). Σύμφωνα με τα αποτελέσματα, παρατηρήθηκε ότι η μεταβλητή mAs δεν βρέθηκε να συσχετίζεται με το exposure index (EI) ($b = 1.055$, $p\text{-value} = 0.075$) καθώς επίσης και η μεταβλητή κιλά (kg) δεν βρέθηκε να συσχετίζεται με το exposure index (EI) ($b = -0.889$, $p\text{-value} = 0.221$).

Μηχάνημα	Μεταβλητές	B	t	p-Value	95% Δ.Ε.
DR Νέο	mAs_KFY	0.297	0.323	0.751	-1.66, 2.26
	kg_KFY	0.249	0.454	0.656	-0.62, 1.41
DR Παλαιό	mAs_KFY	1.157	0.958	0.363	-1.57, 3.89
	kg_KFY	-0.485	-0.493	0.634	-2.71, 1.74
CR	mAs_KFY	1.055	1.844	0.075	-0.11, 2.22
	kg_KFY	-0.889	-1.251	0.221	-2.34, 0.56

Πίνακας 18: Αποτελέσματα της πολλαπλής γραμμικής παλινδρόμησης με εξαρτημένη μεταβλητή το exposure index (EI) για κάθε μηχάνημα.

Έλεγχος συσχέτισης Exposure Index(EI) με εστιακή απόσταση (SID):

Θώρακος face όρθια (SID=180) και θώρακος face ύπτια (SID=110):

Όσον αφορά το μηχάνημα DR Νέο, το συνολικό μοντέλο βρέθηκε να είναι στατιστικά σημαντικό [$F(3,140) = 25.83, p\text{-value} < 0.001$] και οι ανεξάρτητες μεταβλητές ερμηνεύουν το 35.6% της συνολικής μεταβλητότητας της εξαρτημένης ($R^2 = 0.356$). Η μεταβλητή SID βρέθηκε να συσχετίζεται με το exposure index (EI) με αρνητική σχέση ($b = -30.23, p\text{-value} < 0.001$) και πιο συγκεκριμένα παρατηρείται ότι το SID 180 έχει μικρότερο EI συγκριτικά με το SID 110.

Όσον αφορά το μηχάνημα DR Παλαιό, το συνολικό μοντέλο βρέθηκε να είναι στατιστικά σημαντικό [$F(3,157) = 41.30, p\text{-value} < 0.001$] και οι ανεξάρτητες μεταβλητές ερμηνεύουν το 44.1% της συνολικής μεταβλητότητας της εξαρτημένης ($R^2 = 0.441$). Η μεταβλητή SID δεν βρέθηκε να συσχετίζεται με το exposure index (EI) με ($b = 0.216, p\text{-value} 0.960$).

Όσον αφορά το μηχάνημα CR, το συνολικό μοντέλο βρέθηκε να είναι στατιστικά σημαντικό [$F(3,98) = 29.50$, $p\text{-value} < 0.001$] και οι ανεξάρτητες μεταβλητές ερμηνεύουν το 47.5% της συνολικής μεταβλητότητας της εξαρτημένης ($R^2 = 0.475$). Η μεταβλητή SID δεν βρέθηκε να συσχετίζεται με το exposure index (EI) με ($b = -11.996$, $p\text{-value} 0.063$).

Μηχάνημα	Μεταβλητές	B	t	p-Value	95% Δ.Ε.
DR Νέο	SID				
	180	-30.230	-6.012	<0.001	-40.17,-20.29
	110	κατ.αναφοράς			
	MAS	18.752	4.781	<0.001	11,26.51
	kg	-0.790	-7.403	<0.001	-1,-0.58
DR Παλαιό	SID				
	180	0.216	0.050	0.960	-8.29,8.73
	110	κατ.αναφοράς			
	MAS	15.554	10.727	<0.001	12.69,18.42
	kg	-0.381	-6.047	<0.001	-0.51,-0.26
CR	SID				
	180	-11.996	-1.884	0.063	-24.63,0.64
	110	κατ.αναφοράς			
	MAS	12.436	2.372	0.020	2.03,22.84
	kg	-1.729	-8.075	<0.001	-2.15,-1.3

Πίνακας 19: Αποτελέσματα της πολλαπλής γραμμικής παλινδρόμησης με εξαρτημένη μεταβλητή το exposure index (EI) για κάθε μηχάνημα.

Κοιλίας face όρθια (SID=150) και κοιλίας face ύπτια (SID=110):

Όσον αφορά το μηχάνημα DR Νέο, το συνολικό μοντέλο βρέθηκε να μην είναι στατιστικά σημαντικό [$F(3,31) = 2.44$, $p\text{-value } 0.083$] και οι ανεξάρτητες μεταβλητές ερμηνεύουν το 19.1% της συνολικής μεταβλητότητας της εξαρτημένης ($R^2 = 0.191$). Η μεταβλητή SID βρέθηκε να μη συσχετίζεται με το exposure index (EI) με ($b = -16.998$, $p\text{-value } 0.219$)

Όσον αφορά το μηχάνημα DR Παλιό, το συνολικό μοντέλο βρέθηκε να είναι στατιστικά σημαντικό [$F(4,29) = 4.57$, $p\text{-value } 0.006$] και οι ανεξάρτητες μεταβλητές ερμηνεύουν το 38.7% της συνολικής μεταβλητότητας της εξαρτημένης ($R^2 = 0.387$). Η μεταβλητή SID βρέθηκε να συσχετίζεται με το exposure index (EI) με αρνητική σχέση ($b = -43.652$, $p\text{-value } 0.002$) και πιο συγκεκριμένα παρατηρείται ότι το SID 150 έχει μικρότερο EI συγκριτικά με το SID 110.

Όσον αφορά το μηχάνημα CR, το συνολικό μοντέλο βρέθηκε να μην είναι στατιστικά σημαντικό [$F(3,25) = 2.68$, $p\text{-value } 0.068$] και οι ανεξάρτητες μεταβλητές ερμηνεύουν το 24.3% της συνολικής μεταβλητότητας της εξαρτημένης ($R^2 = 0.243$). Παρόλα αυτά Η μεταβλητή SID βρέθηκε να συσχετίζεται με το exposure index (EI) με ($b = -51.782$, $p\text{-value } 0.014$).

Μηχάνημα	Μεταβλητές	B	t	p-Value	95% Δ.Ε.
DR Νέο	SID				
	150	-16.998	-1.256	0.219	-44.61,10.61
	110	κατ.αναφοράς			
	MAS	0.777	2.568	0.015	0.16,1.39
	kg	-0.502	-1.064	0.296	-1.47,0.46
DR Παλαιό	SID				
	150	-43.652	-3.467	0.002	-69.41,-17.9
	110	κατ.αναφοράς			
	MAS	1.138	3.121	0.004	0.39,1.88
	kg	-0.673	-1.290	0.207	-1.74,0.39
CR	SID				
	150	-51.782	-2.656	0.014	-91.93,-11.64
	110	κατ.αναφοράς			
	MAS	0.392	1.630	0.116	-0.1,0.89
	kg	0.105	0.187	0.853	-1.05,1.26

Πίνακας 20: Αποτελέσματα της πολλαπλής γραμμικής παλινδρόμησης με εξαρτημένη μεταβλητή το *exposure index (EI)* για κάθε μηχανήμα.

Έλεγχος μέσω τιμών t-test για ανεξάρτητα δείγματα:

Exposure Index (EI) και χρήση grid (αντισκεδαστικό διάφραγμα) σε θώρακος επί κλίνης και θώρακος face ύπτια:

Στον Πίνακα 23 παρουσιάζεται ο έλεγχος μέσω τιμών t-test για ανεξάρτητα δείγματα με σκοπό να αξιολογηθεί το Exposure Index (EI) με και χωρίς τη χρήση grid (αντισκεδαστικό διάφραγμα). Παρατηρήθηκε ότι στο μηχάνημα DR Νέο ($t = -1.784$, p -value 0.085) καθώς και στο μηχάνημα DR Παλαιό ($t = 1.621$, p -value 0.110) δεν σημειώθηκαν σημαντικές διαφοροποιήσεις στο EI με τη χρήση grid (αντισκεδαστικό διάφραγμα). και χωρίς. Αντίθετα, με το μηχάνημα CR, βρέθηκαν σημαντικές διαφορές ($t = 5.496$, $p < 0.001$) καθώς παρατηρήθηκε υψηλότερο Exposure Index EI χωρίς τη χρήση grid (αντισκεδαστικό διάφραγμα).

Μηχάνημα	Μεταβλητές	Grid	N	Mean	SD	t	p-value
DR Νέο	EI_ΘΕΚ	Χωρίς	12	108.00	49.17	-1.784	0.085
		Με	20	132.35	28.39		
DR Παλαιό	EI_ΘΕΚ	Χωρίς	57	118.37	45.35	1.621	0.110
		Με	10	93.50	40.83		
CR	EI_ΘΕΚ	Χωρίς	35	256.23	115.82	5.496	<0.001
		Με	31	142.71	36.66		

Πίνακας 21: Αποτελέσματα ελέγχου t-test για τη διαφορά των μέσων όρων του Exposure Index EI με και χωρίς τη χρήση grid (αντισκεδαστικό διάφραγμα).

Κεφάλαιο 6: Συζήτηση

Ο σκοπός αυτής της μελέτης ήταν να αναλύσει και να συγκρίνει τα ψηφιακά συστήματα CR και DR, να διερευνήσει την τρέχουσα βιβλιογραφία σχετικά με τον δείκτη έκθεσης (EI), ξεκινώντας από την ιστορική εξέλιξη του και την ανάπτυξη του τυποποιημένου δείκτη έκθεσης (EI), να προσδιορίσει εάν οι τεχνολόγοι ακτινολόγοι πληρούν τα συνιστώμενα από τον κατασκευαστή όρια του δείκτη έκθεσης στόχου (TEI) για εξετάσεις ρουτίνας θώρακα και κοιλίας, και κατά συνέπεια και τα όρια του δείκτη απόκλισης (DI) και να εξετάσει εάν τα KV, τα mAs, τα κιλά (kg), η εστιακή απόσταση (SID) και η χρήση αντισκεδαστικού διαφράγματος επηρεάζουν σημαντικά τις τιμές του δείκτη έκθεσης (EI).

Σε αυτή τη μελέτη οι περισσότερες εξετάσεις κατέδειξαν τιμές δείκτη έκθεσης (EI) εντός των ορίων του δείκτη έκθεσης στόχου (TEI) και κατώτερες των ορίων τιμές. Για την ακρίβεια στην θώρακος επί κλίνης βρέθηκε ότι στο DR νέο και στο DR παλιό το 100% των περιστατικών ήταν κάτω των ορίων του TEI δηλαδή TEI <250, ενώ στο CR σύστημα βρέθηκε ότι το 60% ήταν κάτω των ορίων (TEI=250-500) με μικρότερη τιμή το 252 και μέγιστη το 487, το 37,1% ήταν εντός ορίων και το 2,9% ήταν άνω των ορίων (TEI >500) με τιμή 554. Στην θώρακος face όρθια βρέθηκε ότι στο DR νέο, στο DR παλιό και στο CR σύστημα το 100% των περιστατικών ήταν κάτω των ορίων του TEI (TEI <250). Στην θώρακος profile όρθια στο DR νέο το 98,8% ήταν κάτω των ορίων με μικρότερη τιμή 95 και μέγιστη 237 και το 1,2% ήταν εντός ορίων με τιμή 297, στο DR παλιό το 100% ήταν κάτω των ορίων και στο CR σύστημα το 95,2% ήταν κάτω των ορίων με μικρότερη τιμή 106 και μέγιστη 244 και το 4,8% ήταν εντός ορίων με μικρότερη τιμή 290 και μέγιστη 307. Στην θώρακος face ύπτια στο DR νέο και στο DR

παλαιό το 100% ήταν κάτω των ορίων και στο CR σύστημα το 96,8% ήταν κάτω των ορίων με μικρότερη τιμή 80 και μέγιστη 198 και το 3,2% ήταν εντός των ορίων με τιμή 257. Στην κοιλίας face όρθια στο DR νέο το 82,4% ήταν κάτω των ορίων με μικρότερη τιμή 130 και μέγιστη 243 και το 17,6% ήταν εντός ορίων με μικρότερη τιμή 258 και μέγιστη 299, στο DR παλαιό το 90,9% ήταν κάτω των ορίων με μικρότερη τιμή 138 και μέγιστη 229 και το 9,1% ήταν εντός ορίων με μικρότερη τιμή 265 και μέγιστη 287 και στο CR σύστημα το 25% ήταν κάτω των ορίων με μικρότερη τιμή 194 και μέγιστη 233 και το 75% ήταν εντός ορίων με μικρότερη τιμή 271 και μέγιστη 358. Και τέλος στην κοιλίας face ύπτια στο DR νέο το 100% ήταν κάτω των ορίων, στο DR παλαιό το 83,8% ήταν κάτω των ορίων με μικρότερη τιμή 160 και μέγιστη 247 και το 16,7% ήταν εντός ορίων με μικρότερη τιμή 254 και μέγιστη 303 και το CR σύστημα το 3,1% των περιστατικών ήταν κάτω των ορίων με τιμή 191 και το 96,9% ήταν εντός ορίων με μικρότερη τιμή 260 και μέγιστη 384.

Συμπερασματικά το μεγαλύτερο ποσοστό σε αυτές τις εξετάσεις ήταν κάτω των ορίων του δείκτη έκθεσης στόχου (TEI), ένα μικρό ποσοστό ήταν εντός ορίων και μόνο ένα περιστατικό ήταν άνω των ορίων με ποσοστό 2,9% και τιμή 554. Το DR νέο είχε τα μεγαλύτερα ποσοστά κάτω των ορίων του TEI και μετά ακλούθησε το DR παλαιό με μικρές διαφορές μεταξύ τους. Το CR σύστημα είχε μεγαλύτερα ποσοστά εντός ορίων στις εξετάσεις κοιλίας (75%, 96,9%) ενώ στη θώρακος επί κλίνης είχε ποσοστό 37,1% εντός ορίων και 2,9 άνω των ορίων.

Επίσης ο δείκτης απόκλισης (DI) παρατηρείται ότι και στα τρία συστήματα το 100% των περιστατικών είναι κάτω του ορίου (<0) με τις εξετάσεις θώρακος να έχουν μέση τιμή από -2,77 έως -6,33 και τις εξετάσεις κοιλίας να έχουν μέση τιμή από -0,94 έως 2,9.

Εξάιρεση αποτελεί το CR σύστημα όπου στην θώρακος επί κλίνης το 80% είναι κάτω του ορίου με τιμές από -0,15 έως -5,7 και το 20% είναι άνω του ορίου (>0) με τιμές από 0,14 έως 1,69.

Οι τιμές του δείκτη έκθεσης (EI) και του δείκτη απόκλισης (DI) που συλλέχτηκαν από αυτή τη μελέτη βρέθηκαν να είναι στο μεγαλύτερο ποσοστό κάτω από τα προτεινόμενα όρια του κατασκευαστή των τριών συστημάτων (AGFA). Έτσι γίνεται λόγος για φαινομενική υποέκθεση και τήρηση της αρχής της ALARA λαμβάνοντας υπόψιν το ποσοστό ακτινοβολίας που δέχεται ο ανιχνευτής και αξιολογώντας τις τιμές EI και DI. Να αναφερθεί ξανά ότι ο δείκτης έκθεσης (EI) και ο δείκτης απόκλισης (DI) είναι μέτρο της έκθεσης σε ακτινοβολία στον ανιχνευτή και δεν μπορεί να θεωρηθεί μέτρο της δόσης του ασθενούς. Η εταιρία AGFA με την χρήση του προτύπου IEC 62494-1 και τον ορισμό του δείκτη έκθεσης στόχου (TEI) για τις διάφορες εξετάσεις βοήθησε στην βελτιστοποίηση της απεικόνισης των εξεταζόμενων καθώς ο TEI ορίζεται έπειτα από σωστή βαθμονόμηση του συστήματος σύμφωνα με το πρότυπο IEC 62494-1.

Ο δείκτης έκθεσης (EI) και ο δείκτης απόκλισης (DI) δίνουν άμεση ανατροφοδότηση στον τεχνολόγο ακτινολόγο σχετικά με την επάρκεια της τεχνικής για κάθε εικόνα. Ο δείκτης έκθεσης (EI) μπορεί να χρησιμοποιηθεί ως εργαλείο διασφάλισης ποιότητας για την παρακολούθηση της σωστής χρήσης του ψηφιακού συστήματος και την παρατήρηση διακυμάνσεων στη δόση του ανιχνευτή. Με αυτόν τον τρόπο θα πρέπει να δίνεται προσοχή κατά την εξέταση οποιωνδήποτε δεδομένων που παράγονται από ένα τέτοιο πρόγραμμα, καθώς ο δείκτης έκθεσης (EI) μπορεί να επηρεαστεί από διάφορους παράγοντες. Επίσης όλα τα δεδομένα θα πρέπει να καταγράφονται σε

αναφορές DICOM και να διατηρείται αρχείο με όλες τις εξετάσεις έτσι ώστε να μπορούν να μελετηθούν τα δεδομένα και να εντοπιστούν μεμονωμένες εξετάσεις με υπερ και υπό έκθεση και με παρακολούθηση με την πάροδο του χρόνου να εντοπιστούν και να διορθωθούν τυχόν συστηματικές τάσεις. Επίσης μπορούν να χρησιμοποιηθούν για τον καθορισμό σημείων αναφοράς ώστε μακροπρόθεσμα να μιλάμε για ένα ενιαίο σύστημα παρακολούθησης του δείκτη έκθεσης που θα συμβάλει στην βελτιστοποίηση της απεικόνισης στα ψηφιακά συστήματα ακτινογραφιών.

Με τον δείκτη έκθεσης (EI) να θεωρείται ως ο μόνος αντικειμενικός δείκτης της τεχνικής βέλτιστης έκθεσης στην ψηφιακή ακτινογραφία, οι τεχνολόγοι ακτινολόγοι θα πρέπει να προσπαθούν να τηρήσουν την αρχή της ALARA. Στην εποχή της ψηφιακής ακτινογραφίας, ακολουθώντας την αρχή ALARA σημαίνει προσοχή στον δείκτη έκθεσης (EI), κατανόηση του (EI), γνώση των προτύπων δεικτών έκθεσης στόχου (TEI), γνώση των παραγόντων που επηρεάζουν το δείκτη έκθεσης (EI) και διορθωτικά μέτρα που πρέπει να ληφθούν σε περίπτωση που ο δείκτης έκθεσης (EI) διαφέρει από το δείκτη έκθεσης στόχου (TEI) . Η έλλειψη χρήσης και κατανόησης του δείκτη έκθεσης (EI) συνεπάγεται τη μη τήρηση της αρχής ALARA και παραβιάζει τον κώδικα ορθής πρακτικής για τα επαγγέλματα υγειονομικής περίθαλψης και τον κώδικα πρακτικής για τους χρήστες ιατρικού εξοπλισμού ακτινογραφίας.

Αν και η παρατήρηση των μη συμμορφούμενων εκθέσεων είναι μια χρήσιμη εργασία διασφάλισης ποιότητας, είναι πιθανών μεγαλύτερης αξίας ο εντοπισμός παραγόντων που σχετίζονται με τις διακυμάνσεις του δείκτη έκθεσης. Σε αυτή την έρευνα αναλύθηκαν οι εξής παράμετροι: τα KV, τα mAs, τα κιλά (Kg), η εστιακή απόσταση (SID) και η χρήση αντισκεδαστικού διαφράγματος (grid) και αναλύθηκε η σχέση τους

με τον δείκτη έκθεσης (EI) και προσδιορίστηκαν τέσσερις παράγοντες που βρέθηκαν να επηρεάζουν τον δείκτη έκθεσης.

Αναλυτικότερα, βρέθηκε ότι στην θώρακος επί κλίνης και στα τρία μηχανήματα (DR νέο, DR παλαιό, CR) υπάρχει εξάρτηση των κιλών με τον δείκτη έκθεσης (EI) και συγκεκριμένα σημαντική αρνητική σχέση μεταξύ των κιλών και του EI όπου στα δυο πρώτα για κάθε ένα κιλό αναμένεται μείωση κατά 2,5 μονάδες στο EI, ενώ στο CR παρατηρήθηκε ότι για κάθε επιπλέον κιλό μείωση κατά 7 μονάδες, με ισχυρή συσχέτιση των κιλών με το EI και στα τρία μηχανήματα που εκφράζεται μέσα από τις τιμές R^2 μέσα στα διάφορα υποσύνολα των δεδομένων (DR νέο (0.744), DR παλαιό (0.540), CR (0.615)).

Στην θώρακος face όρθια βρέθηκε ότι υπάρχει εξάρτηση των κιλών με τον δείκτη έκθεσης (EI) και συγκεκριμένα σημαντική αρνητική σχέση μεταξύ κιλών και EI όπου στα δυο πρώτα για κάθε ένα κιλό αναμένεται μείωση κατά 0,7 μονάδες στο EI, ενώ στο CR παρατηρήθηκε ότι για κάθε επιπλέον κιλό μείωση κατά 1,6 μονάδες, με μέτρια συσχέτιση των κιλών με το EI στα DR μηχανήματα και ισχυρή συσχέτιση στο CR που εκφράζεται μέσα από τις τιμές R^2 μέσα στα διάφορα υποσύνολα των δεδομένων (DR νέο (0.243), DR παλαιό (0.309), CR (0.500)). Επίσης βρέθηκε σημαντική θετική σχέση μεταξύ mAs και EI και στα τρία μηχανήματα (DR νέο, DR παλαιό, CR) όπου για κάθε ένα mAs αναμένεται αύξηση κατά 17,2 μονάδες στο EI, κατά 30 μονάδες και κατά 10,7 μονάδες αντίστοιχα.

Στην θώρακος profile όρθια βρέθηκε ότι υπάρχει εξάρτηση των κιλών με τον δείκτη έκθεσης (EI) και συγκεκριμένα σημαντική αρνητική σχέση μεταξύ κιλών και EI στο DR νέο και στο CR όπου για κάθε ένα κιλό αναμένεται μείωση κατά 0,8 και 1,3 μονάδες

αντίστοιχα με μέτρια συσχέτιση των κιλών με το EI με τιμές R^2 0,347 και 0,316 αντίστοιχα. Επίσης βρέθηκε σημαντική θετική σχέση μεταξύ mAs και EI και στα τρία μηχανήματα (DR νέο, DR παλαιό, CR) όπου για κάθε ένα επιπλέον mAs αναμένεται αύξηση κατά 8,7, 5,5 και 6,7 μονάδες αντίστοιχα. Στο DR παλαιό υπάρχει μικρή συσχέτιση με R τετράγωνο 0,166.

Στην θώρακος face ύπτια βρέθηκε ότι υπάρχει εξάρτηση των κιλών με τον δείκτη έκθεσης (EI) και συγκεκριμένα σημαντική αρνητική σχέση μεταξύ κιλών και EI στα μηχανήματα DR νέο και CR όπου για κάθε ένα κιλό επιπλέον αναμένεται μείωση κατά 1,1 και 2,08 μονάδες αντίστοιχα με μέτρια συσχέτιση των κιλών με το EI με τιμές R^2 0,463 και 0,371 αντίστοιχα. Επίσης στο DR παλαιό βρέθηκε σημαντική θετική σχέση μεταξύ mAs και EI όπου για κάθε ένα mAs αναμένεται αύξηση κατά 13,5 μονάδες, με ισχυρή συσχέτιση των mAs με το EI με τιμή R^2 0,832.

Στην κοιλίας face όρθια βρέθηκε ότι υπάρχει εξάρτηση των mAs με τον δείκτη έκθεσης (EI) και συγκεκριμένα σημαντική θετική σχέση μεταξύ mAs και EI στα μηχανήματα DR νέο και DR παλαιό όπου για κάθε ένα mAs αναμένεται αύξηση κατά 1,11 και 1,15 μονάδες αντίστοιχα με μέτρια συσχέτιση με τιμές R^2 0,318 και 0,390. Επίσης στο CR μηχανήματα δεν βρέθηκε καμία εξάρτηση των μεταβλητών με το EI με μέτρια συσχέτιση με τιμή R τετράγωνο 0,318.

Στην κοιλίας face ύπτια δεν βρέθηκε καμία εξάρτηση των μεταβλητών με τον δείκτη έκθεσης (EI) σε κανένα από τα τρία μηχανήματα (DR νέο, DR παλαιό, CR) με μικρή συσχέτιση με τιμές R^2 0,100, 0,094 και 0,106 αντίστοιχα.

Όσο αναφορά την εστιακή απόσταση σε σύγκριση με θώρακος face όρθια και ύπτια βρέθηκε μόνο ότι στο μηχανήματα DR Νέο υπάρχει εξάρτηση της εστιακής απόστασης με

τον δείκτη έκθεσης (EI) και συγκεκριμένα αρνητική σχέση καθώς όσο αυξάνεται η εστιακή απόσταση μειώνεται το EI, με μέτρια συσχέτιση με τιμή R^2 0,356.

Επίσης όσο αναφορά την εστιακή απόσταση σε σύγκριση με κοιλίας face όρθια και ύπτια βρέθηκε ότι μόνο στο μηχάνημα DR Παλαιό υπάρχει εξάρτηση της εστιακής απόστασης με τον δείκτη έκθεσης (EI) και συγκεκριμένα αρνητική σχέση καθώς όσο αυξάνεται η εστιακή απόσταση μειώνεται το EI, με μέτρια συσχέτιση με τιμή R^2 0,387.

Τέλος σχετικά με την χρήση αντισκεδαστικού διαφράγματος σε σύγκριση με θώρακος επί κλίνης και θώρακος face ύπτια βρέθηκε εξάρτηση με τον δείκτη έκθεσης (EI) μόνο στο CR μηχάνημα καθώς παρατηρήθηκε υψηλότερο Exposure Index EI χωρίς τη χρήση αντισκεδαστικού διαφράγματος με $t = 5.496$ και $p\text{-value} < 0.001$.

Τα αποτελέσματα αυτά δείχνουν ότι στις ακτινογραφίες θώρακος υπάρχει καθολική εξάρτηση των κιλών με τον δείκτη έκθεσης (EI) με αρνητική σχέση μεταξύ τους με την πιο ισχυρή συσχέτιση στην θώρακος επί κλίνης (από 54% έως 74,4% του πληθυσμού) πράγμα το οποίο υποδηλώνει ότι όσο αυξάνεται το βάρος των εξεταζόμενων και κατά συνέπεια και το πάχος του σώματος έχουμε μείωση του δείκτη έκθεσης (EI) καθώς λιγότερο ποσοστό ακτινοβολίας φτάνει στον ανιχνευτή. Επίσης στο CR μηχάνημα παρατηρείται μεγαλύτερη μείωση του δείκτη έκθεσης (EI) σε σχέση με τα DR μηχανήματα.

Ακόμη παρατηρείται εξάρτηση των mAs με τον δείκτη έκθεσης (EI) στις ακτινογραφίες θώρακος(face όρθια, ύπτια και profile) πλην της θώρακος επί κλίνης καθώς και στις ακτινογραφίες κοιλίας face όρθια με τον δείκτη έκθεσης να αυξάνεται όσο αυξάνονται τα mAs με την θώρακος face όρθια να εμφανίζει την μεγαλύτερη αύξηση από 10,7 μονάδες στο CR έως 17,2 - 30 μονάδες στα DR μηχανήματα και την ακτινογραφία

κοιλίας την μικρότερη αύξηση με 1,15 μονάδες στα DR μηχανήματα. Αυτό μας υποδηλώνει ότι με την αύξηση της δόσης του ασθενούς παρατηρείται αύξηση του δείκτη έκθεσης (EI) καθώς ο ανιχνευτής δέχεται μεγαλύτερο ποσοστό ακτινοβολίας.

Επίσης παρατηρείται ότι χωρίς την χρήση αντισκεδαστικού διαφράγματος έχουμε σημαντική αύξηση του δείκτη έκθεσης (EI) καθώς ο ανιχνευτής δέχεται και σκεδαζόμενη ακτινοβολία άρα ανιχνεύεται μεγαλύτερο ποσοστό ακτινοβολίας στον ανιχνευτή.

Τέλος παρατηρείται με την αύξηση της εστιακής απόστασης μείωση του δείκτη έκθεσης (EI) καθώς υπάρχει εξασθένηση της ακτινοβολίας που φτάνει στον ανιχνευτή όσο αυξάνεται η εστιακή απόσταση.

Εν κατακλείδι, προτείνονται τα ακόλουθα:

1. Κατά την αγορά νέου εξοπλισμού ψηφιακής και υπολογιστικής ακτινογραφίας, συστήνεται η εφαρμογή του προτύπου IEC 62494-1.
2. Για παλαιότερο εξοπλισμό άμεσης ακτινογραφίας και υπολογιστικής ακτινογραφίας, συνιστάται η απαίτηση από τον κατασκευαστή λογισμικού που συμμορφώνεται με το νέο πρότυπο IEC 62494-1.
3. Εκπαίδευση στο λογισμικό του κατασκευαστή που εφαρμόζει το πρότυπο IEC 62494-1.
4. Έλεγχος ότι οι δείκτες έκθεσης (EI), οι δείκτες έκθεσης στόχου (TEI) και οι δείκτες απόκλισης (DI) για όλες τις εξετάσεις είναι αρχειοθετημένοι και προσβάσιμοι, επανεξετάστε τις τιμές σε περιοδική βάση και διερευνήστε την αιτία των συχνών ακραίων τιμών.

5. Εκπαίδευση σχετικά με τη χρήση του δείκτη απόκλισης (DI), τα αποδεκτά όρια της τιμής του και τις μεθόδους αντιστάθμισης όταν είναι πέρα από το αποδεκτό εύρος και αξιολόγηση εάν οι παράμετροι έκθεσης ή ο δείκτης έκθεσης στόχου (TEI) είναι ακατάλληλοι.
6. Καταγραφή ανά εξέταση kVp, mAs και την χρήση φίλτρου
7. Διάχυση εμπειριών και δεδομένων προκειμένου να δημοσιευτεί στην κοινότητα πρωτογενής γνώση, στοιχεία με τα οποία μπορούν οι τεχνολόγοι ακτινολόγοι να επιδιώξουν τη βέλτιστη έκθεση για διαφορετικές εξετάσεις.

Κεφάλαιο 7: Συμπεράσματα

Η αναδρομική αξιολόγηση του δείκτη έκθεσης (EI) μεμονωμένων ασθενών στο ακτινολογικό τμήμα του Γ.Ν.Α Ευαγγελισμός δείχνει στοιχεία υποέκθεσης στην ψηφιακή ακτινογραφία σε συστήματα DR και CR και τιμές δείκτη έκθεσης που συμμορφώνονται με τις συνιστώμενες τιμές του κατασκευαστή. Επίσης αυτή η μελέτη προσπάθησε να εξετάσει τη σχέση μεταξύ του δείκτη έκθεσης (EI) και των παραμέτρων KV, mAs, βάρος εξεταζόμενου σε κιλά (Kg), εστιακή απόσταση (SID) και χρήση αντισκεδαστικού διαφράγματος (grid). Συμπερασματικά παρατηρήθηκε ότι υπήρχε εξάρτηση αυτών των παραμέτρων με τον δείκτη έκθεσης και συγκεκριμένα αύξηση των κιλών οδήγησε σε μείωση του δείκτη έκθεσης, αύξηση των mAs, μείωση της εστιακής απόστασης (SID) και η μη χρήση αντισκεδαστικού διαφράγματος (grid) οδήγησε σε αύξηση του δείκτη έκθεσης. Ο δείκτης έκθεσης (EI) μπορεί να χρησιμοποιηθεί ως εργαλείο για την παρακολούθηση της σωστής χρήσης του εξοπλισμού και την παρατήρηση διακυμάνσεων στη δόση του ανιχνευτή. Τα αποτελέσματα αυτά μπορούν να χρησιμοποιηθούν για τη βελτιστοποίηση των εκθέσεων και την παροχή συνεχούς εκπαίδευσης και κατάρτισης των τεχνολόγων ακτινολόγων στη χρήση των DR και CR συστημάτων.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. Agfa HealthCare N.V. (2009) CR General Info FAQ "Exposure Index" Document No: DD+DIS282.09E, pp 1-19
2. Andiscoa D., Blancob S., Buzzia A.E. (2014) Dosimetry in radiology, Revista Argentina Radiologica (Elsevier) 78(2), pp 114-117
3. Andriole K. P., Ruckdeschel T. G., Flynn M. J., Hangiandreou N. J., Kyle Jones A., Krupinski E., Seibert J. A., Shepard S. J., Walz-Flannigan A., Mian T. A., Pollack M. S., Wyatt M. (2013) ACR–AAPM–SIIM Practice Guideline for Digital Radiography, Journal of Digital Imaging 26(1), pp26-37
4. Bacher K., Smeets P., Bonnarens K., Hauwere A.D., Verstraete K., Thierens H. (2003) Dose reduction in patients undergoing chest imaging: digital amorphous silicon flat-panel detector radiography versus conventional film-screen radiography and phosphor-based computed radiography, AJR American Journal of Roentgenology 181(4), pp 923–929.
5. Båth M., Sund P., Månsson L.G. (2002) Evaluation of the imaging properties of two generations of a CCD-based system for digital chest radiography, Medical Physics 29, pp 2286-2297
6. Chotas H. G., Ravin C. E. (2001), Digital chest radiography with a solid-state flat-panel x-ray detector: contrast-detail evaluation with processed images printed on film hard copy, Radiology 218(3), pp 679 – 682
7. Cowen A.R., Kengyelics S.M., Davies A.G. (2008) Solid-state, flat-panel, digital radiography detectors and their physical imaging characteristics, Clinical Radiology 63(5), pp 487-498

- 8.** Don S., Whiting B. R., Rutz L. Jo, Apgar B. K. (2012) New Exposure Indicators for Digital Radiography Simplified for Radiologists and Technologists, *American Journal of Roentgenology* 199(6), pp 1337-1341
- 9.** Erenstein H.G., Browne D., Curtin S., Dwyer R.S., Higgins R.N., Hommel S.F., Menzinga J., Pires J.A., Jorge, Sauty M., Vries G.de, England A. (2020) The validity and reliability of the exposure index as a metric for estimating the radiation dose to the patient, *Radiography Science Direct* 26(2), pp S94-S99
- 10.** Fink C., Hallscheidt P. J., Noeldge G., Kampschulte A., Radeleff B., Hosch W. P., Kauffmann G. W., Hansmann J. (2002) Clinical comparative study with a large-area amorphous silicon flat-panel detector: image quality and visibility of anatomic structures on chest radiography, *AJR American Journal of Roentgenology* 178(2), pp 481– 486
- 11.** Fischbach F., Freund T., Pech M., Werk M., Bassir C., Stoeber B., Felix R., Ricke J. (2003) Comparison of indirect CsI/a:Si and direct a:Se digital radiography: an assessment of contrast and detail visualization, *Acta Radiologica* 44(6), pp 616-621
- 12.** Ganten M., Radeleff B., Kampschulte A., Daniels M. D., Kauffmann Günter W., Hansmann J. (2003) Comparing image quality of flat-panel chest radiography with storage phosphor radiography and film-screen radiography, *AJR American Journal of Roentgenology* 181(1), pp 171–176
- 13.** Geijer H., Beckman K.W., Andersson T., Persliden J. (2001) Image quality vs. radiation dose for a flat-panel amorphous silicon detector: a phantom study, *European Radiology* 11(9), pp 1704 –1709
- 14.** Gibson D.J., Davidson R. A. (2012) Exposure Creep in Computed Radiography: A Longitudinal Study, *Academic Radiology* 19(4), pp 458-462

15. Goo J.M., Im J.G., Kim J.H., Seo J.B., Kim T.S., Shine S.J., Lee W. (2000) Digital chest radiography with a selenium-based flat-panel detector versus a storage phosphor system: comparison of soft-copy images, *AJR American Journal of Roentgenology* 175(4), pp 1013–1018
16. Illers H., Buhr E., Bergmann D., Hoeschen C. (2004) Measurement of the detective quantum efficiency (DQE) of digital x-ray imaging devices according to the standard IEC 62220-1, *Proceedings SPIE*, 5368
17. Illers H., Buhr E., Hoeschen C. (2005) Measurement of the detective quantum efficiency (DQE) of digital X-ray detectors according to the novel standard IEC 62220-1, *Radiation Protection Dosimetry* 114(1-3), pp 39-44
18. International Electrotechnical Commission (IEC) (2008) IEC 62494-1, Medical electrical equipment - Exposure index of digital X-ray imaging systems - Part 1: Definitions and requirements for general radiography
19. Kim T.S., Im J.G., Goo J.M., Lee K.H., Lee Y.J., Kim S.H., Kim S. (2002) Detection of pulmonary edema in pigs: storage phosphor versus amorphous selenium-based flat-panel-detector radiography, *Radiology* 223(3), pp 695–701
20. Körner M., Weber C. H., Wirth S., Pfeifer K. J., Reiser M. F., Treit M. (2007) Advances in Digital Radiography: Physical Principles and System Overview, *Radiographics* 27(3), pp 675-686
21. Kotter E., Langer M. (2002) Digital radiography with large-area flat-panel detectors, *European Radiology* 12, pp 2562–2570
22. Kroft L. J. M., Veldkamp W. J. H., Mertens B. J. A., Boot M. V., Geleijns J. (2005) Comparison of eight different digital chest radiography systems: variation in

- detection of simulated chest disease, *AJR American Journal of Roentgenology* 185(2), pp 339 – 346
- 23.** Lança L., Silva A. (2009) Digital radiography detectors – A technical overview: Part 2, *Radiography Science Direct* 15(2), pp 134-138
- 24.** Lança L., Silva A. (2009), Digital radiography detectors – A technical overview: Part 1, *Radiography Science Direct* 15(1), pp 58-62
- 25.** Lewis S., Pieterse T., Lawrence H. (2019) Evaluating the use of exposure indicators in digital x-ray imaging system: Gauteng South Africa, *Radiography Science Direct* 25(3), pp e58-e62
- 26.** Lewis S., Pieterse T., Lawrence H. (2019) Retrospective evaluation of exposure indicators: a pilot study of exposure technique in digital radiography, *Journal of Medical Radiation Sciences* 66(1), pp 38-43
- 27.** Ludwig K., Henschel A., Bernhardt T. M., Lenzen H., Wormanns D., Diederich S., Heindel W. (2003) Performance of a flat-panel detector in the detection of artificial erosive changes: comparison with conventional screen-film and storage-phosphor radiography, *European Radiology*, 13(6), pp 1316 –1323
- 28.** Ludwig K., Lenzen H., Kamm K. F., Link T. M., Diederich S., Wormanns D., Heindel W. (2002) Performance of a flat-panel detector in detecting artificial bone lesions: comparison with conventional screen-film and storage-phosphor radiography, *Radiology* 222(2), pp 453– 459
- 29.** Mothiram U., Brennan P. C., Lewis S. J., Moran B., Robinson J. (2014) Digital radiography exposure indices: A review, *Journal of Medical Radiation Sciences* 61(2), pp 112-118

- 30.** Neitzel U. (2005) Status and prospects of digital detector technology for CR and DR, *Radiation Protection Dosimetry* 114(1-3), pp 32–38
- 31.** Neitzel U. (2006) *The Exposure Index and its Standardization*, Philips Medical Systems
- 32.** Okamura T., Tanaka S., Koyama K., Tanaka S., Koyama K., Norihumi N., Daikokuya H., Matsuoka T., Kishimoto K., Hatagawa M., Kudoh H., Yamada R. (2002) Clinical evaluation of digital radiography based on a largearea cesium iodide-amorphous silicon flat-panel detector compared with screen-film radiography for skeletal system and abdomen, *European Radiology* 12 , pp 1741–1747
- 33.** Ono K., Yoshitake T., Akahane K., Yamada Y., Maeda T., Kai M., Kusama T. (2005) Comparison of a digital flat-panel versus screen-film, photofluorography and storage-phosphor systems by detection of simulated lung adenocarcinoma lesions using hard copy images, *The British Journal of Radiology* 78(934), pp 922–927
- 34.** Orava R. (1999) New detectors for radiology, *Medical Physics* 15, pp 295-300
- 35.** Pascoal A., Lawinski C.P., Mackenzie A., Tabakov S., Lewis C.A. (2005) Chest radiography: a comparison of image quality and effective dose using four digital systems, *Radiation Protection Dosimetry* 114(1-3), pp 273–277
- 36.** Rong X.J., Shaw C.C., Liu X., Lemacks M. R., Thompson S. K. (2001) Comparison of an amorphous silicon/cesium iodide flat-panel digital chest radiography system with screen/film and computed radiography systems: a contrastdetail phantom study, *Medical Physics* 28(11), pp 2328 – 2335
- 37.** Rowlands, J. A. (2002) The physics of computed radiography, *Physics in Medicine & Biology* 47(23), pp123-166

38. Samei E. (2003) Image quality in phosphor-based flat panel digital radiographic detectors, *Medical Physics* 30(7), pp 1747-1757
39. Samei E., Flynn M. J. (2003) An experimental comparison of detector performance for direct and indirect radiography systems, *Medical Physics* 30(4), pp 608-622
40. Samei E., Flynn, M.J. (2002) An experimental comparison of detector performance for computed radiography systems, *Medical Physics* 29(4), pp 447-459
41. Schaefer-Prokop C.M., Boo D.W.De, Uffmann M., Prokop M. (2009) DR and CR: Recent advances in technology, *European Journal of Radiology* 72(2) pp 194-201
42. Schoonhoven T. V, Hayre C. M., England A. (2021) Exploring the reliability of the exposure index with a range of kV and mAs values: An experimental study, *Journal of Medical Imaging and Radiation Sciences* 52(4), pp 559-566
43. Seibert J.A., Morin I. L. (2011) The standardized exposure index for digital radiography: an opportunity for optimization of radiation dose to the pediatric population, *Pediatric Radiology* 41(5), pp 573–581
44. Seibert J. A. (2009) Digital radiography: The bottom line comparison of CR and DR technology, *Applied Radiology*, pp 21-28
45. Shepard S. J., Wang J., Flynn M., Gingold E., Goldman L., Krugh K., Leong D. L., Mah E., Ogden K., Peck D., Samei E., Wang J., Willis C. E. (2009) An exposure indicator for digital radiography: AAPM Task Group 116 (Executive Summary), *Medical Physics* 36(7), pp 2898-2914
46. Sonoda M., Takano M., Miyahara J., Kato, H. (1983) Computed radiography utilizing scanning laser stimulated luminescence, *Radiology* 148(3), pp833-838
47. Strotzer M., Gmeinwieser J., Volk M., Fründ R., Seitz J., Manke C., Albrich H., Feuerbach S. (1998), Clinical application of a flat-panel X-ray detector based on

amorphous silicon technology: image quality and potential for radiation dose reduction in skeletal radiography., *AJR American Journal of Roentgenology* 171(1), pp 3– 27

48. Uffmann M., Schaefer-Prokop C. (2009) Digital radiography: The balance between image quality and required radiation dose, *European Journal of Radiology* 72(2), pp 202-208
49. Uffmann M., Schaefer-Prokop C., Neitzel U., Weber M., Herold C. J., Prokop M. (2004) Skeletal applications for flat-panel versus storagephosphor radiography: effect of exposure on detection of low-contrast details, *Radiology* 231(2), pp 506 – 514
50. Veldkamp W.J., Kroft L.J., Boot M.V., Mertens B.J.A., Geleijns J. (2006) Contrastdetail evaluation and dose assessment of eight digital chest radiography systems in clinical practice, *European Radiology* 16(2), pp 333–341.
51. Völk, M., Hamer, O. W., Feuerbach, S. and Strotzer, M. (2004), Dose reduction in skeletal and chest radiography using large-area flat-panel detector based on amorphous silicon and thallium-doped cesium iodide: technical background, basic image quality parameters, and review of the literature, *Eur. Radiol.*, vol 14, pp 827-834
52. Volk M., Strotzer M., Holzknicht N., Manke C., Lenhart M., Gmeinwieser J., Link J., Reiser M., Feuerbach S (2000) Digital radiography of the skeleton using a large-area detector based on amorphous silicon technology: image quality and potential for dose reduction in comparison with screen-film radiography, *Clinical Radiology* 55(8), pp 615– 621

53. Yaffe, M. J., Rowlands, J. A. (1996) X-ray detectors for digital radiography, *Physics in Medicine & Biology* 42(1), pp 1–39
54. Κανδαράκης Ι. (2007), Ακτινοδιαγνωστική, Ιατρική φυσική- Βιοϊατρική τεχνολογία, Αράκυνθος, pp 242-251