



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ
ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ ΥΓΕΙΑΣ ΚΑΙ ΠΡΟΝΟΙΑΣ
ΤΜΗΜΑ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ
ΤΟΜΕΑΣ ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΑΣ ΑΚΤΙΝΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ
ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ ΣΠΟΥΔΩΝ ΣΥΓΧΡΟΝΕΣ
ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΣΤΗΝ ΙΑΤΡΙΚΗ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ
(MSc in Current Applications in Medical Imaging)
ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ
ΕΞΕΛΙΞΗ ΑΚΤΙΝΟΓΡΑΦΙΚΗΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ
POST GRADUATE THESIS
EVOLUTION OF RADIOLOGICAL IMAGING



ΟΝΟΜΑ ΦΟΙΤΗΤΗ / ΑΡΙΘΜΟΣ ΜΗΤΡΩΟΥ ΦΟΙΤΗΤΗ
ΜΠΙΖΙΡΓΙΑΝΝΗΣ ΘΩΜΑΣ / 20012
NAME OF STUDENT / NUMBER OF STUDENT
BIZIRGIANNIS THOMAS / 20012
ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ / NAME OF THE SUPERVISOR
ΜΠΑΚΑΣ ΑΘΑΝΑΣΙΟΣ / ΒΑΚΑΣ ATHANASIOS
ΦΥΣΙΚΟΣ ΙΑΤΡΙΚΗΣ – ΑΚΤΙΝΟΦΥΣΙΚΟΣ M.Sc, Ph.D
ΑΘΗΝΑ/ΔΕΚΕΜΒΡΙΟΣ /2023

ΕΞΕΛΙΞΗ ΑΚΤΙΝΟΓΡΑΦΙΚΗΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ

Μέλη Εξεταστικής Επιτροπής συμπεριλαμβανομένου και του Εισηγητή

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

ΟΝΟΜΑ ΕΠΩΝΥΜΟ	ΒΑΘΜΙΑΔΑ/ΙΔΙΟΤΗΤΑ	ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ
ΑΘΑΝΑΣΙΟΣ ΜΠΑΚΑΣ	ΑΝΑΠΛΗΡΩΤΗΣ ΚΑΘΗΓΗΣ ΤΟΥ ΤΜΗΜΑΤΟΣ ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΑΣ ΑΚΤΙΝΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ / ΦΥΣΙΚΟΣ ΙΑΤΡΙΚΗΣ - ΑΚΤΙΝΟΦΥΣΙΚΟΣ	
ΓΕΩΡΓΙΑ ΟΙΚΟΝΟΜΟΥ	ΑΝΑΠΛΗΡΩΤΡΙΑ ΚΑΘΗΓΗΤΡΙΑ ΤΟΥ ΤΜΗΜΑΤΟΣ ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΑΣ ΑΚΤΙΝΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ / ΙΑΤΡΟΣ ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΟΣ	
ΠΕΡΙΚΛΗΣ ΠΑΠΑΒΑΣΙΛΕΙΟΥ	ΕΠΙΚΟΥΡΟΣ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ ΤΟΥ ΤΜΗΜΑΤΟΣ ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΑΣ ΑΚΤΙΝΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ / ΤΕΧΝΟΛΟΓΟΣ ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΑΣ ΑΚΤΙΝΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ	


ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗΣ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Ο κάτωθι υπογεγραμμένος Μπιζιργιάννης Θωμάς του Χρήστου με αριθμό μητρώου (ΑΜ) 20012 φοιτητής 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 «ΕΞΕΛΙΞΗ ΑΚΤΙΝΟΓΡΑΦΙΚΗΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ» 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».

Ο Δηλών



(υπογραφή)

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ	3
ΠΕΡΙΛΗΨΗ	4
ABSTRACT	5
Εισαγωγή	6
1. Κεφάλαιο 1 ^ο - Ιστορική Αναδρομή Ακτίνων Χ	7
1.1 Παραγωγή ακτίνων – χ	8
1.2 Φασματοσκοπία Ακτίνων χ	10
1.3 Παράγοντες επίδρασης στην ακτινοβολία Χ	11
2. Κεφάλαιο 2 ^ο - Συγκρότηση Ακτινολογικού Εργαστηρίου	13
2.1 Αναλογικά συστήματα Απεικόνισης	15
a) Φίλμ	16
b) Ενισχυτική πινακίδα	16
c) Χημική Επεξεργασία	18
d) Κλασσική Τομογραφία	20
e) Γαστρεντερικό Σύστημα	21
2.2 Μέσα Σκιαγραφικής Αντίθεσης	22
3. Κεφάλαιο 3 ^ο - Συστήματα Απεικόνισης Ιατρικής Εικόνας και Εξέλιξη	24
3.1 Αναλογική ακτινογραφία – ψηφιακή ακτινογραφία CR	24
3.2 Ψηφιακή Εικόνα – DR	27
3.3 Ακτινογραφία πλάκας φωσφόρου – PSP (flat panel)	28
4. Κεφάλαιο 4 ^ο - Ποιότητα Ιατρικής Εικόνας	29
4.1 Χωρική Ανάλυση	29
4.2 Ποιοτικά χαρακτηριστικά εικόνων – παράγοντας MTF	29
4.3 Δυναμική Περιοχή	31
4.4 Αποδοτικότητα Κβαντικής Ανίχνευσης – DQE (Detective Quantum Efficiency)	32
4.5 Δείκτης Έκθεσης Ακτινοβολίας	32
5. Κεφάλαιο 5 ^ο - Πληροφοριακά Ιατρικά Συστήματα Απεικόνισης	36
5.1 Τεχνητή Νοημοσύνη και Ακτινολογία	43
5.2 Τεχνητά νευρωνικά δίκτυα ως το μέλλον της υπολογιστικής επιστήμης	44
6. Κεφάλαιο 6 ^ο - Συμπεράσματα	47
6.1 Μελλοντικές εξελίξεις της ακτινολογικής απεικόνισης	47
Βιβλιογραφία	49

ΠΙΝΑΚΑΣ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΩΝ ΕΙΚΟΝΩΝ

Εικόνα 1 : Ο W. C. Roentgen και η πρώτη «ιατρική ακτινογραφία». Πηγή : https://www.google.com	7
Εικόνα 2 : Ιοντίζουσα και μη ακτινοβολία . Πηγή : https://www.google.com	8
Εικόνα 3: Λυχνία ακτίνων χ . Πηγή : Δ. Φ. Αναγνωστόπουλος Τμήμα Μηχανικών Επιστήμης Υλικών Πανεπιστήμιο Ιωαννίνων, Ιωάννινα 2013, http://users.uoi.gr/danagno/TXY/EX_09_2013.pdf	9
Εικόνα 4 : Ακτινοβολία πέδησης – Χαρακτηριστική ακτινοβολία . Πηγή : Φυσική της Ακτινοδιαγνωστικής , Πανεπιστήμιο Πατρών https://eclass.upatras.gr	9
Εικόνα 5: Φάσμα Ακτινοβολίας χ . Πηγή : https://www.google.com	11
Εικόνα 6: Εξειδικευμένος εξοπλισμός ακτινολογικού εργαστηρίου (φορητό ακτινολογικό, μαστογράφος, c - arm). Πηγή: https://www.google.com	13
Εικόνα 7 : Ακτινολογικό Εργαστήριο . Πηγή : Κατηγοριοποίηση των χώρων εργασίας των ΤΑ , Ένωση Τεχνολόγων Ακτινολόγων . https://www.otae.gr	14
Εικόνα 8 : Σκοτεινός Θάλαμος . Πηγή : https://parallaximag.gr/life/zise-tin-empeiria-tou-skoteinou-thalamou-sti-thessaloniki	15
Εικόνα 9: Φιλμ – Ενισχυτικές Πινακίδες . Πηγή : https://www.google.com	17
Εικόνα 10 : Ενισχυτική Πινακίδα . Πηγή : https://www.google.com	18
Εικόνα 11 : Χημική επεξεργασία φιλμ . Πηγή : https://www.google.com	19
Εικόνα 12: Τυπική Τομογραφία . Πηγή : The evolution and State of the Art Principles of Multislice Computed Tomography . February 2005 – Gerhard Kohl, https://www.researchgate.net/figure/Measurement-principle-of-a-modern-third-generation-CT-system_fig2_7416782	21
Εικόνα 13: Γαστρεντερικό σύστημα. Πηγή: https://www.google.com	22
Εικόνα 14: Αγγειογραφία εγκεφάλου με χρήση σκιαγραφικής ουσίας. Πηγή: https://www.google.com	23
Εικόνα 15: Αναλογική – Ψηφιακή Εικόνα. Πηγή : https://www.google.com	25
Εικόνα 16: Εσωτερική όψη Ψηφιακής κασέτας CR.....	27
Εικόνα 17: Πρόσθια και Οπίσθια όψη ψηφιακής κασέτας DR. Πηγή: https://www.google.com . 27	
Εικόνα 18: Σύγκριση συστημάτων απεικόνισης (CR,DR). Πηγή : https://www.google.com	28
Εικόνα 19: Ποιότητα εικόνας αξονικής τομογραφίας . Πηγή: https://www.google.com	30
Εικόνα 20: Παράγοντας MTF σε σχέση με το μέγεθος του pixel της εικόνας. Πηγή: https://www.thalesgroup.com/en/market-specific/microwave-imaging-sub-systems/magazine/thales-digital-radiography-technology	31
Εικόνα 21: Ακτινογραφίες ε αόξηση των KVp διαδοχικά των εικόνων (60kv,70kv,80kv - 50mAs). Πηγή: http://ikee.lib.auth.gr/record/308918/files/Tsouroukidis.pdf	33
Εικόνα 22:Νευρωνικά δίκτυα. Πηγή: https://www.google.com	41
Εικόνα 23: Φυσικό Νευρωνικό Δίκτυο ανθρώπινου οργανισμού. Πηγή: https://www.google.com 45	
Εικόνα 24: Απλό μοντέλο Νευρωνικού Δικτύου. Πηγή: https://www.google.com	46

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Οι ευχαριστίες μου ανήκουν στην οικογένειά μου, στην σύντροφο μου, στους φίλους και συμφοιτητές μου. Ακόμα, ευχαριστώ τους καθηγητές μου και ιδιαίτερα τον κύριο Μπάκα, που στήριξαν κάθε βήμα μου, με όποια αποτυχία συνάντησα και ξεπέρασα, ώσπου έφτασα να συντάξω αυτή εδώ τη διπλωματική εργασία.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Ο τομέας της Ακτινολογίας είναι από τους σημαντικότερους τομείς απεικόνισης βλαβών του ανθρώπινου σώματος, σε ελάχιστο χρόνο τις περισσότερες φορές, συμβάλλοντας έτσι στην πρόληψη, στην έγκαιρη διάγνωση και τέλος, στη θεραπεία μιας παθολογίας. Η απεικόνιση μεν βασίζεται στην εκπομπή ιοντίζουσας ή μη ακτινοβολίας, αλλά και σε εικόνες μέσω μιας σειράς συστημάτων (αναλογικά, ψηφιακά) που χρησιμοποιούνται. Αυτά τα συστήματα με το πέρασμα των χρόνων εξελίχθηκαν προσφέροντας έτσι περισσότερα πλεονεκτήματα στη χρήση τους, απ' ό,τι μειονεκτήματα.

Αυτός είναι και ο σκοπός της παρούσας εργασίας, η ανάδειξη δηλαδή της πορείας εξέλιξης των συστημάτων απεικόνισης, από την εποχή ανακάλυψης της ακτινοβολίας (ακτίνες χ) έως και σήμερα (ψηφιακά συστήματα), με ότι συνέπειες επέφερε αυτή η αλλαγή στο διάβα της και κατά πόσο αυτή η εξέλιξη βοήθησε στη διάγνωση παθολογιών.

Λέξεις Κλειδιά: *Ακτινολογία, Απεικόνιση, Ακτινοβολία, Συστήματα απεικόνισης, Εξέλιξη.*

ABSTRACT

The field of Radiology is one of the most important fields of imaging damage to the human body, in a minimum of time most of the time, thus contributing to the prevention, early diagnosis and finally, the treatment of a pathology. Imaging is based on the emission of ionizing or non-ionizing radiation, but also on images through a series of systems (analog, digital) that are used. These systems have evolved over the years thus offering more advantages in their use than disadvantages.

This is also the purpose of this work, that is to highlight the course of development of imaging systems, from the time of the discovery of radiation (x-rays) until today, with what consequences this change brought about along the way and to what extent this development helped in the diagnosis of pathologies.

Keywords: *Radiology, Imaging, Radiation, Imaging systems, Evolution.*

Εισαγωγή

Καθοριστική ήταν η ανακάλυψη των ακτίνων χ, από τον W.C Roentgen το 1895, αφού από τότε η Ιατρική Επιστήμη δέχθηκε τεράστια βοήθεια στον τομέα των απεικονίσεων διαφόρων παθολογιών. Πιο συγκεκριμένα, υπήρχε η δυνατότητα απεικόνισης μιας βλάβης εντός του ανθρώπινου σώματος μέσω διαφόρων μεθόδων διαγνωστικών απεικονίσεων, όπως είναι η Υπολογιστική Τομογραφία (Computed Tomography), η Μαγνητική Τομογραφία (Magnetic Tomography), η απεικόνιση με χρήση Υπερήχων (Ultra Sound) και ραδιονουκλιδίων, αλλά και η απλή ακτινογραφία (Doi, 2006).

Στην απλή ακτινογραφία θα σταθούμε περισσότερο, αφού με την πάροδο των χρόνων, η ορολογία αυτή μετατράπηκε σε ψηφιακή ακτινογραφία ή ακόμα και ψηφιοποιημένη ακτινογραφία.

Πολύ απλά, παλαιότερα υπήρχε η δυνατότητα λήψης μιας ακτινογραφίας και η εμφάνισή της στο λεγόμενο «σκοτεινό θάλαμο». Έπειτα, μετά την εξέλιξη των συστημάτων απεικονίσεων, την παρουσίαση μιας ακτινογραφίας στην οθόνη ενός Ηλεκτρονικού Υπολογιστή, ακολούθησε η επεξεργασία, η καταγραφή, η αποθήκευση, η μετάδοση της εικόνας μέσω συστήματος αποθήκευσης και οργάνωσης αρχείων εικόνων (Picture Archiving and Communication System – PACS) (Huang, 2004). Υπήρχε πλέον η δυνατότητα δημιουργίας αρχείου εξετάσεων και αποστολή ή εκτύπωση αυτού προς μεταφορά του στον κλινικό Ιατρό. Στη συνέχεια, ο τελευταίος ήταν σε θέση να καθορίσει τη θεραπευτική αγωγή του ασθενή του.

1. Κεφάλαιο 1^ο - Ιστορική Αναδρομή Ακτίνων Χ

Στο Πανεπιστήμιο του Würzburg το 1895, ο Wilhelm Röntgen ήταν απασχολημένος με τη δουλειά του. Χρησιμοποιώντας κυανιούχο βάριο $\text{BaPt}(\text{CN})_4$ για την μελέτη του φθορισμού που προκαλείται από τις ακτίνες καθόδου ηλεκτρονίων, ο Röntgen συνέχισε την έρευνα για τη διαπερατότητα αυτών των ακτίνων. Η έμπνευσή του προήλθε από τα πειράματα του Philipp von Lenard που διερεύνησαν τις θεμελιώδεις ιδιότητες των καθοδικών ακτίνων. Καλύπτοντας τον σωλήνα που παράγει τις καθοδικές ακτίνες και δουλεύοντας σε ένα δωμάτιο με χαμηλό φωτισμό, ο Röntgen έκανε μια ανακάλυψη στις 8 Νοεμβρίου 1895 – το πέρασμα στο βάθος φωσφόριζε.

Τα «γενέθλια» των ακτίνων Χ καθιερώθηκαν σε μια συγκεκριμένη ημέρα που εμφανίστηκε ο φθορισμός. Ωστόσο, αυτό δεν προκλήθηκε από τις καθοδικές ακτίνες καθώς ο σωλήνας ήταν καλυμμένος με μαύρο χαρτόνι και το πέρασμα ήταν πολύ μακριά από αυτό. Αργότερα επισημάνθηκε από τον Röntgen ότι δημιουργήθηκε ένας διαφορετικός τύπος ακτινοβολίας που δεν προσομοίαζε με το φως ή τις καθοδικές ακτίνες. Στις 22 Δεκεμβρίου 1895 πέτυχε την πρώτη «ιατρική» ακτινογραφία:

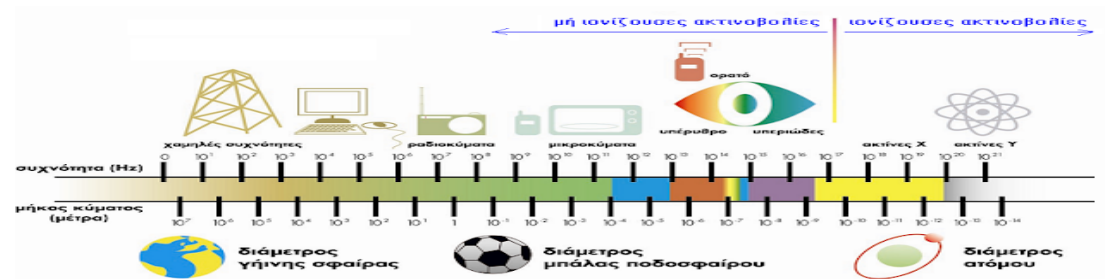


Εικόνα 1 : Ο W. C. Roentgen και η πρώτη «ιατρική ακτινογραφία». Πηγή : <https://www.google.com>

Στην πρώτη επίσημη παρουσίαση του Roentgen τον Ιανουάριο του 1896, περιέγραψε την ανακάλυψή του ως εξής: "Όταν μια εκκένωση από ένα μεγάλο πηνίο Ruhmkorff, περνούσε μέσα από ένα σωλήνα Crookes και ο σωλήνας καλυπτόταν με ένα μαύρο περίβλημα από χαρτόνι, παρατηρήθηκε ότι σε ένα απόλυτα σκοτεινό δωμάτιο, πέταλα χαρτιού επικαλυμμένα με διχλωριούχο βάριο

άρχισε να λάμπει έντονα και να φθορίζει εξίσου καλά είτε ήταν στραμμένα προς το σωλήνα εκκένωσης είτε προς το επικαλυμμένο χαρτόνι".

Οι ακτίνες X βρίσκονται στο φάσμα μεταξύ των υπεριωδών και των ακτίνων γάμμα και η ενέργειά τους προκαλεί ιονισμό ατόμων και μορίων, γεγονός που τις καθιστά δυνητικά επικίνδυνες για τους ζωντανούς οργανισμούς ως ιονίζουσα ακτινοβολία.

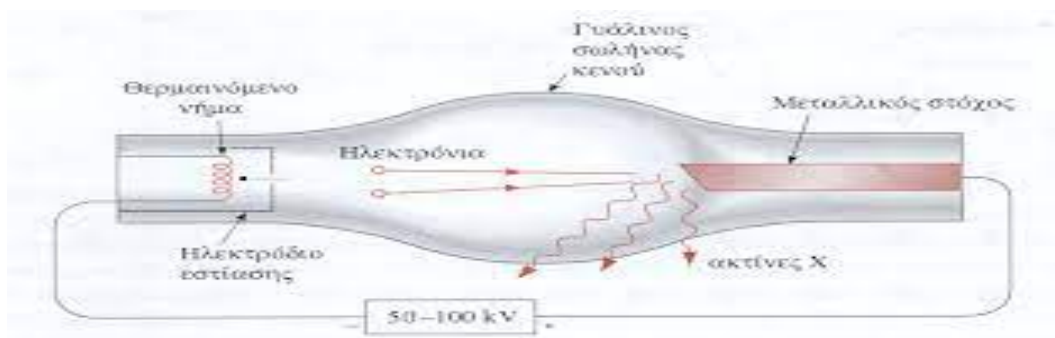


Εικόνα 2 : Ιονίζουσα και μη ακτινοβολία . Πηγή : <https://www.google.com>

1.1 Παραγωγή ακτίνων - χ

Ο γυάλινος σωλήνας που χρησιμοποιεί ο Roentgen για τη δημιουργία ακτίνων X αποτελείται από την άνοδο ή θετικό ηλεκτρόδιο και την κάθοδο ή αρνητικό ηλεκτρόδιο. Η πηγή των ηλεκτρονίων, η κάθοδος, θερμαίνεται και εκπέμπει ηλεκτρόνια και είναι ακριβές ότι μια υψηλότερη θερμοκρασία προκαλεί την απελευθέρωση περισσότερων ηλεκτρονίων σε μια δεδομένη περίοδο. Η επιτάχυνση των ηλεκτρονίων απαιτεί την εφαρμογή υψηλής τάσης μεταξύ της ανόδου και της καθόδου. Η άνοδος δέχεται ένα χτύπημα από ηλεκτρόνια υψηλής ταχύτητας στον γυάλινο σωλήνα.

Η άνοδος, η οποία είναι ο στόχος για τα ηλεκτρόνια, εκπέμπει διεισδυτική ακτινοβολία με τη μορφή ακτίνων X. Η άνοδος παράγει πολύ υψηλές θερμοκρασίες, οπότε το υλικό της (μέταλλο) ψύχεται για να μην λιώσει. Επομένως, οι ακτίνες-X παράγονται όταν τα ηλεκτρόνια επιταχυνόμενα με υψηλή τάση, υψηλής ταχύτητας, συγκρούονται με τον μεταλλικό στόχο και αλληλεπιδρούν με τα άτομά του (βολφραμίου, μολυβδαίνιου).

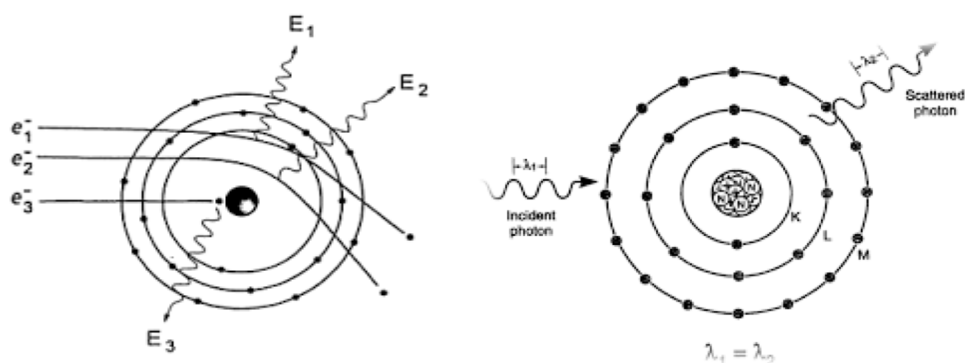


Εικόνα 3: Λυχνία ακτίνων χ . Πηγή : Δ. Φ. Αναγνωστόπουλος Τμήμα Μηχανικών Επιστήμης Υλικών Πανεπιστήμιο Ιωαννίνων, Ιωάννινα 2013, http://users.uoi.gr/danagno/TXY/EX_09_2013.pdf

Ανάλογα με το αν η ακτινοβολία έρχεται σε επαφή με τον πυρήνα του ατόμου ή με τα τροχιακά ηλεκτρόνια στην εσωτερική τροχιά, οι τύποι ακτινοβολίας μπορούν να χωριστούν σε ακτινοβολία πέδησης (bremsstrahlung) και χαρακτηριστική ακτινοβολία, αντίστοιχα. Από αυτές, η ακτινοβολία Bremsstrahlung αντιπροσωπεύει το μεγαλύτερο ποσοστό των φωτονίων της δέσμης.

Στην ακτινοβολία Bremsstrahlung, πέδησης δηλαδή, τα γρήγορα κινούμενα ηλεκτρόνια περιφέρονται σε τροχιά πολύ κοντά στον ατομικό πυρήνα. Λόγω άσκησης δυνάμεων από τον πυρήνα του ατόμου, αλλάζει την τροχιά των ηλεκτρονίων της δέσμης και χάνεται κινητική ενέργεια εκπέμποντας ακτινοβολία Bremsstrahlung.

Ωστόσο, η ενέργεια των φωτονίων που παράγονται εξαρτάται από την απόσταση από τον πυρήνα, με μεγαλύτερες αποστάσεις από τον πυρήνα να δίνουν φωτόνια χαμηλότερης ενέργειας και αντίστροφα. Από την άλλη πλευρά, τα ταχέως κινούμενα ηλεκτρόνια απομακρύνουν ηλεκτρόνια από την εσωτερική στιβάδα K, ιονίζοντας το άτομο. Το κενό που δημιουργείται από την αποκόλληση των ηλεκτρονίων συμπληρώνεται από ένα άλλο εξωτερικό στρώμα, το οποίο εκπέμπει ακτινοβολία ίση με τη διαφορά ενέργειας μεταξύ των δύο άλλων στρωμάτων. Αυτή η εκπεμπόμενη ακτινοβολία ονομάζεται χαρακτηριστική ακτινοβολία.



Εικόνα 4 : Ακτινοβολία πέδησης – Χαρακτηριστική ακτινοβολία . Πηγή : Φυσική της Ακτινοδιαγνωστικής, Πανεπιστήμιο Πατρών <https://eclass.upatras.gr>

1.2 Φασματοσκοπία Ακτίνων χ

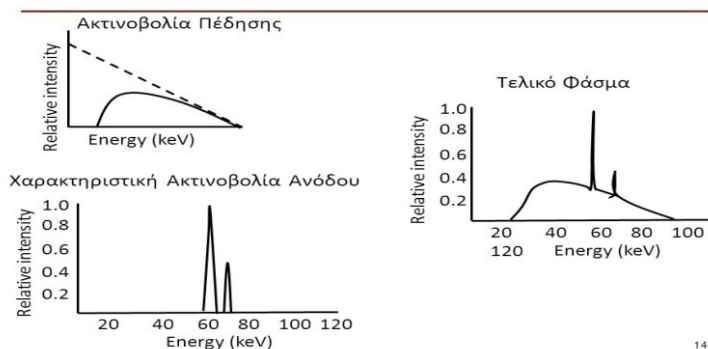
Οι ακτίνες X χωρίζονται σε δύο συνιστώσες, το συνεχές φάσμα και το γραμμικό φάσμα, με το σύνολο των χαρακτηριστικών γραμμών να βρίσκεται στο συνεχές φάσμα. Το συνεχές φάσμα ορίζεται ως φάσμα με χαμηλή ένταση ακτινοβολίας επειδή τα εκπεμπόμενα ηλεκτρόνια αλληλεπιδρούν με τους πυρήνες του ανοδικού υλικού και επιβραδύνονται (bremsstrahlung). Τα ηλεκτρόνια μπορεί να χάσουν μέρος της ενέργειάς τους μέσω της αλληλεπίδρασης με τον πυρήνα (σκέδαση Coulomb) ή να χάσουν όλη την ενέργειά τους μέσω κεντρικής σκέδασης με τον πυρήνα.

Ωστόσο, οι ακτίνες X πολύ χαμηλής ενέργειας δεν είναι χρήσιμες για την ακτινολογική διάγνωση, επειδή απορροφώνται από τον ασθενή, αυξάνοντας τη δόση ακτινοβολίας και κρατώντας την μέσα στο σώμα του ασθενή. Ως εκ τούτου, είναι απαραίτητο να τοποθετούνται φίλτρα από υλικά με χαμηλούς ατομικούς αριθμούς που απορροφούν ακτίνες X χαμηλής ενέργειας.

Το γραμμικό φάσμα είναι αποτέλεσμα της εκπομπής ηλεκτρονίων από τον φλοιό των ατόμων της ανόδου και της αλληλεπίδρασής τους με τα ηλεκτρόνια των ατόμων του υλικού-στόχου. Δημιουργούνται κενά στον φλοιό, τα οποία γεμίζουν με τη μεταφορά ηλεκτρονίων από το εξωτερικό στο εσωτερικό κέλυφος και εκπέμπονται φωτόνια.

Το μήκος κύματός τους δίνεται από το νόμο του Moseley. Σε αυτόν τον νόμο, " Z " είναι ο ατομικός αριθμός υλικού της ανόδου, " S " είναι ο παράγοντας πόλωσης και " n_1, n_2 " είναι οι κύριοι κβαντικοί αριθμοί των κελυφών των ηλεκτρονίων. Οι κορυφές στο διάγραμμα αντιστοιχούν σε μεταβάσεις και το άθροισμα των κορυφών είναι το γραμμικό φάσμα. Εάν η διαθέσιμη ενέργεια για τον ιονισμό δεν είναι επαρκής, δεν εμφανίζονται οι χαρακτηριστικές γραμμές του φάσματος.

Φάσμα Ακτινών X



Εικόνα 5: Φάσμα Ακτινοβολίας χ. Πηγή : <https://www.google.com>

1.3 Παράγοντες επίδρασης στην ακτινοβολία X

Μια δέσμη ακτινοβολίας X χαρακτηρίζεται από δύο ιδιότητες που αφορούν την ποιότητα και την ποσότητά της. Η ποιότητα καθορίζει τη διείσδυση της δέσμης στο υλικό και η ποσότητα καθορίζει τον αριθμό των φωτονίων που την αποτελούν. Ένας από τους παράγοντες που επηρεάζουν αυτά τα δύο χαρακτηριστικά της δέσμης είναι η υψηλή τάση, η οποία καθορίζει τη μέγιστη ενέργεια των παραγόμενων φωτονίων και τη συνολική μορφή του φάσματος.

Καθώς αυξάνεται η τάση, οι φασματικές κορυφές μετακινούνται σε υψηλότερες ενέργειες και το εμβαδόν της φασματικής καμπύλης αυξάνεται. Η μετατόπιση των κορυφών σχετίζεται με την ποιότητα, οπότε καθώς επιτυγχάνεται η ποιότητα και αυξάνεται η περιοχή, αυξάνεται αντίστοιχα και η ποσότητα της δέσμης.

Το υλικό της ανόδου, που συμβολίζεται με "Z", δεν έχει καμία επίδραση στην ποιότητα της δέσμης (συνεχές φάσμα), αντίθετα η ποσότητα της δέσμης είναι ανάλογη του ατομικού αριθμού του υλικού της ανόδου. Η κυματομορφή υψηλής τάσης αντιπροσωπεύει την εφαρμοζόμενη τάση. Αυτή η κυματομορφή προέρχεται από τον μετασχηματιστή υψηλής τάσης. Το ρεύμα της λυχνίας καθορίζει τη συνολική εκπομπή φωτονίων X της ακτινοβολίας και είναι ανάλογο του αριθμού των ηλεκτρονίων που προσπίπτουν στην άνοδο ή του ρεύματος της λυχνίας (mA). Η ποιότητα της δέσμης δεν επηρεάζεται από το ρεύμα της λυχνίας.

Ένας άλλος παράγοντας είναι το φίλτρο, το οποίο συμβάλλει στην απομάκρυνση των φωτονίων χαμηλής ενέργειας παρεμβαίνοντας στη διαδρομή της δέσμης. Τα

φωτόνια που διέρχονται από το φίλτρο έχουν υψηλότερη ενέργεια, γεγονός που μειώνει την ποσότητα και βελτιώνει την ποιότητα της δέσμης.

2. Κεφάλαιο 2^ο - Συγκρότηση Ακτινολογικού Εργαστηρίου

Οι ακτινοδιαγνωστικές αίθουσες ακτίνων Χ περιλαμβάνουν την τράπεζα χειρισμού, γεννήτρια υψηλής τάσης, μία οριζόντια τράπεζα ακτίνων Χ, συστήματα ανάρτησης λυχνίας, τη λυχνία ακτίνων Χ και εξειδικευμένο εξοπλισμό (φορητό μηχάνημα ακτίνων Χ, μαστογράφο, C-arm).



Εικόνα 6: Εξειδικευμένος εξοπλισμός ακτινολογικού εργαστηρίου (φορητό ακτινολογικό, μαστογράφος, c - arm). Πηγή: <https://www.google.com>

Η περιοχή της τράπεζας χειρισμού (πίνακας ελέγχου ή κονσόλα) πρέπει να παρέχει εύκολη πρόσβαση στον ακτινολογικό θάλαμο και καλή οπτική επαφή με τον ασθενή. Ο θάλαμος θα πρέπει να προστατεύεται από κατάλληλη θωράκιση από την ιονίζουσα ακτινοβολία, καθώς και να διαθέτει παράθυρο θέασης του ασθενούς. Η κονσόλα πρέπει να είναι ικανή να ελέγχει τους παράγοντες έκθεσης για την αποτελεσματική λειτουργία της λυχνίας.

Η γεννήτρια υψηλής τάσης είναι ένα κιβώτιο που βρίσκεται στο θάλαμο ακτινοβολίας, στο οποίο υπάρχει ένας μετασχηματιστής υψηλής τάσης, διάταξη ανορθωτών, ένας μετασχηματιστής για την πυράκτωση των νημάτων της καθόδου και ένα ζεύγος καλωδίων υψηλής τάσης που συνδέεται με τη λυχνία. Ο σκοπός της ύπαρξης αυτού του κιβωτίου στο δωμάτιο είναι να διασφαλίζεται η σωστή λειτουργία των παραγόντων έκθεσης (Κνρ: τάση, mA: ένταση, sec: χρόνος) καθώς η ακτινοβολία εξέρχεται από την λυχνία.

Η οριζόντια τράπεζα έχει σχεδιαστεί για την εκτέλεση ακτινογραφιών με τον ασθενή στην απαιτούμενη θέση (ύπτια, πρηνή, όρθια), ανάλογα με την περιοχή που πρόκειται να

ακτινογραφηθεί. Αποτελείται από μια οριζόντια αιωρούμενη επιφάνεια, έναν χειριστή ή χειροδιακόπτη για τον έλεγχο της κίνησής της και ένα συρτάρι (υποδοχέας) για την κασέτα και το αντιδιαχυτικό διάφραγμα (bucky).



Εικόνα 7 : Ακτινολογικό Εργαστήριο. Πηγή : Κατηγοριοποίηση των χώρων εργασίας των ΤΑ, Ένωση Τεχνολόγων Ακτινολόγων. <https://www.otae.gr>

Η λυχνία ακτινοβολήσης αποτελείται από ένα σύστημα μετακίνησης, ένα κουτί διαφραγμάτων και ένα σύστημα ελέγχου της λυχνίας, όπως περιγράφεται παραπάνω. Το κουτί διαφραγμάτων χρησιμοποιείται για τον προσδιορισμό του πεδίου ακτινοβολίας και διαθέτει στο εσωτερικό του φωτεινή ένδειξη και διαφανές πλαστικό σταυρόνημα. Τα χειριστήρια της λυχνίας, δηλαδή οι λαβές, οι διακόπτες κίνησης και οι ενδείξεις της, χρησιμοποιούνται για να επιτυγχάνονται διάφορες κινήσεις επικέντρωσης στην περιοχή ενδιαφέροντος.

Η αίθουσα περιέχει επίσης μια βάση (ορθοστάτης), η οποία είναι το μηχάνημα που χρησιμοποιείται κάθε φορά που ο ασθενής κρατείται όρθιος (π.χ. ακτινογραφία θώρακα). Διαθέτει έναν διακόπτη για την κίνηση και ένα συρτάρι (υποδοχέας) για την κασέτα και το αντιδιαχυτικό διάφραγμα.

Ο σκοτεινός θάλαμος είναι ο χώρος όπου το φιλμ των ακτίνων X εμφανίζεται αυτόματα ή μηχανικά. Περιλαμβάνει χώρο αποθήκευσης φιλμ, δοχεία χημικής επεξεργασίας φιλμ (εμφάνισης και στερέωσης), φωτισμό ασφαλείας, σύστημα εξαερισμού και σωληνώσεις. Υπάρχουν δύο συστήματα εμφάνισης: daylight και ξηρή εκτύπωση. Ωστόσο, με την πάροδο των ετών δεν υπάρχει τέτοιο σύστημα εμφάνισης φιλμ, καθώς ο τρόπος εμφάνισης φιλμ έχει αντικατασταθεί από ψηφιακά συστήματα.



Εικόνα 8 : Σκοτεινός Θάλαμος. Πηγή : <https://parallaximag.gr/life/zise-tin-empيريا-tou-skoteinou-thalamou-sti-thessaloniki>

Η ακτινοσκόπηση είναι η απεικόνιση των εσωτερικών ιστών και οργάνων του ανθρώπινου σώματος σε πραγματικό χρόνο και με πολύ καλή ανάλυση, σε αντίθεση με το φιλμ ακτίνων Χ, το οποίο απεικονίζει εικόνες ακαριαία (στιγμιότυπα). Τα σύγχρονα συστήματα ακτινοσκόπησης διαθέτουν ενισχυτή εικόνας συνδεδεμένο με τηλεόραση κλειστού κυκλώματος, με μεγάλη διάμετρο οθόνης εισόδου και υψηλή ανάλυση εικόνας σε σχέση με το χρόνο.

Τα ακτινοσκοπικά συστήματα αποτελούνται από λυχνία ακτίνων Χ, φίλτρο, σύστημα καθοδήγησης, τραπέζι εξέτασης ασθενούς, διάφραγμα αντιδιαχυτικό, ενισχυτή εικόνας, οπτικά και σύστημα παρατήρησης και καταγραφής της εξέτασης. Είναι σημαντικό για χρήση σε καρδιολογικές επεμβάσεις και αγγειογραφίες, όπου είναι σημαντική η παρακολούθηση της προόδου της επέμβασης σε πραγματικό χρόνο.

2.1 Αναλογικά συστήματα Απεικόνισης

Το βασικότερο στοιχείο των αναλογικών συστημάτων προβολής είναι το σύστημα οθόνης-φιλμ. Η μέθοδος αυτή χρησιμοποιείται λίγο μετά την ανακάλυψη των ακτίνων Χ μέχρι σήμερα, αλλά τείνει να αντικατασταθεί από τα ψηφιακά συστήματα απεικόνισης. Τα τελευταία χρόνια, το υλικό απορρόφησης των ακτίνων Χ στα συστήματα φιλμ - οθόνης έχει αντικατασταθεί από φωσφορίζουσες σπάνιες γαίες αντί για φωσφόρους. Ο υψηλότερος ρυθμός απορρόφησης και η αποδοτικότητα μετατροπής των τελευταίων σε ορατό φως κατέστησε δυνατή τη μείωση της δόσης ακτινοβολίας που δέχεται ο ασθενής χωρίς να διακυβεύεται η ποιότητα της διαγνωστικής εικόνας.

a) Φιλμ

Αρχικά, στα τέλη του 19^{ου} αιώνα, η φωτογραφία είχε αναπτυχθεί και κατέστη δυνατή η καταγραφή φωτογραφιών που είχαν ληφθεί σε γυάλινες πλάκες, φιλμ και χαρτί. Ωστόσο, οι γυάλινες πλάκες έπρεπε να επικαλύπτονται με ένα υλικό (βρωμιούχο άργυρο) μέχρι να εφευρεθούν μηχανές για την αυτοματοποίηση της διαδικασίας επικάλυψης (1879).

Δέκα χρόνια αργότερα, ο George Eastman εισήγαγε ανθεκτικά, διαφανή φωτογραφικά φιλμ από νιτρική κυτταρίνη. Αυτά ήταν εξαιρετικά εύφλεκτα, αλλά εξοικονομούσαν χώρο. Με την πάροδο του χρόνου, η ζήτηση για ακτινογραφία από τους γιατρούς αυξήθηκε, και μαζί της αυξήθηκε και η ζήτηση για φιλμ που καθιερώθηκαν για τη φωτογράφιση ανθρώπινων δομών (Mould, 1995).

Το 1923, η Kodak εισήγαγε την οξική κυτταρίνη ως κύριο υλικό φιλμ, το οποίο είχε λιγότερες αρνητικές επιπτώσεις από τη νιτρική κυτταρίνη. Η χημική επεξεργασία του φιλμ με το χέρι υποβοηθήθηκε από την Paco, η οποία εισήγαγε τον πρώτο αυτόματο επεξεργαστή φιλμ το 1942, και συνεχίστηκε από την Kodak, η οποία εισήγαγε τον πρώτο επεξεργαστή με κυλίνδρους το 1956.

Αργότερα, το 1994, οι σκοτεινοί θάλαμοι αντικαταστάθηκαν από σύγχρονα αυτοματοποιημένα συστήματα που χρησιμοποιούν δέσμες λέιζερ. Στις σύγχρονες εγκαταστάσεις υγειονομικής περίθαλψης, τα ακτινολογικά τμήματα δεν χρησιμοποιούν πλέον φιλμ και οι διαγνωστικές εικόνες μεταφέρονται μέσω CD ή δικτύων PACS (Mould, 1995).

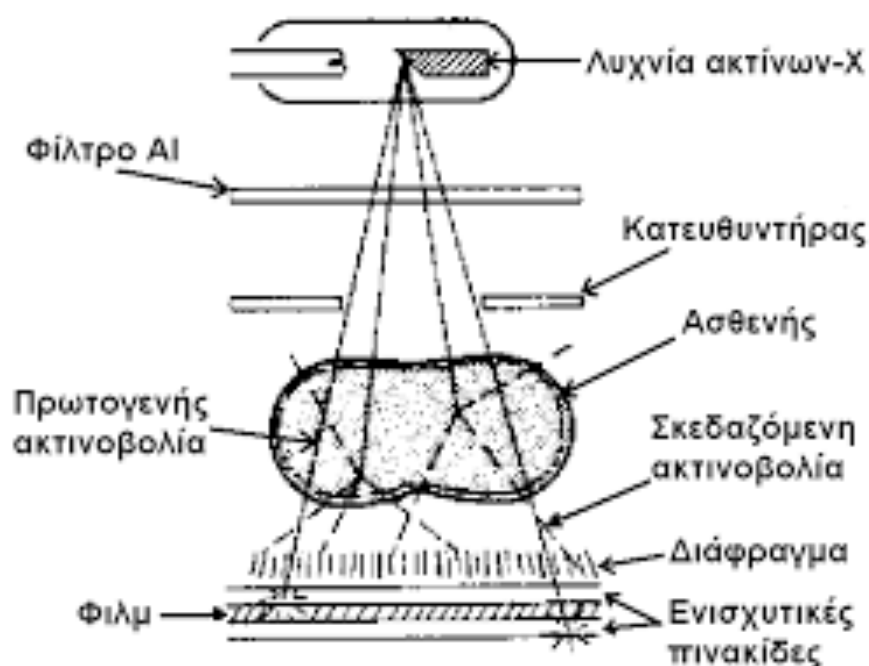
b) Ενισχυτική πινακίδα

Στα αναλογικά συστήματα απεικόνισης, ο υποδοχέας εικόνας (κασέτα) αποτελεί βασικό προϊόν για την επεξεργασία των ακτίνων Χ. Η κύρια λειτουργία του υποδοχέα εικόνας είναι η μετατροπή της αόρατης εικόνας σε ορατή εικόνα προκειμένου να αξιολογηθεί η κατάσταση του ασθενούς.

Μέρος της ακτινοβολίας που εκπέμπεται από την λυχνία ακτίνων Χ απορροφάται από το ανθρώπινο σώμα, ενώ το υπόλοιπο πέφτει στο φιλμ ακτίνων Χ, όπου

καταγράφονται οι πληροφορίες. Η ενέργεια ή η διεισδυτικότητα της ακτινοβολίας που προσπίπτει στο ανθρώπινο σώμα σχετίζεται με το KVp. Όπου, KVp είναι η διαφορά δυναμικού μεταξύ της ανόδου και της καθόδου του λαμπτήρα. Από την άλλη πλευρά, ο αριθμός των ηλεκτρονίων της καθόδου που προσπίπτουν στην άνοδο στη μονάδα του χρόνου ορίζεται ως ρεύμα ανόδου και μετράται σε mA και ο χρόνος σε δευτερόλεπτα. Το συνολικό φορτίο που απαιτείται για την ακτινοβολήση του ασθενούς μετράται σε mAs ($\text{mA} \times \text{sec} = \text{mAs}$).

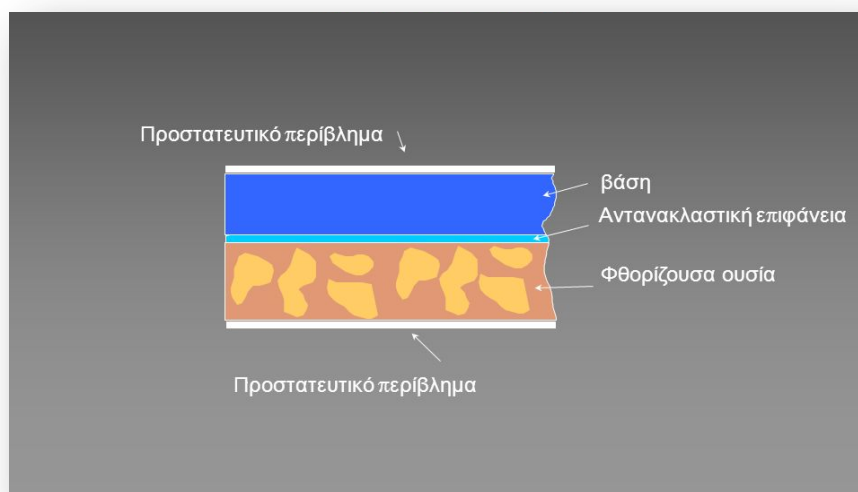
Από το συνολικό αριθμό ή αριθμό φωτονίων που προσπίπτουν στον ασθενή, το 1-2 % εισέρχεται στο φιλμ και το υπόλοιπο ποσοστό χάνεται καθώς σκεδάζεται. Για την εξοικονόμηση του ποσοστού της ακτινοβολίας που χάνεται και για τη λήψη καλύτερων ακτινογραφικών εικόνων, δημιουργήθηκαν οι ενισχυτικές πλάκες ή ενισχυτικές πινακίδες (Bacarini, Giacomich, & Saccavini, 1995).



Εικόνα 9: Φιλμ – Ενισχυτικές Πινακίδες . Πηγή : <https://www.google.com>

Η ενισχυτική πινακίδα και το φιλμ βρίσκονται εντός μίας κασέτας, όπου ένα διαφανές, άκαμπτο περίβλημα τα κρατάει πολύ κοντά το ένα στο άλλο (Taibi, 2004). Οι κασέτες μπορεί να είναι επίπεδες, εύκαμπτες ή άκαμπτες. Ο πιο συνηθισμένος τύπος είναι ο επίπεδος τύπος, αλλά υπάρχουν σε διάφορα μεγέθη και χρησιμοποιείται το αντίστοιχο μέγεθος ανάλογα με την εξεταζόμενη περιοχή.

Οι ενισχυτικές πλάκες περιέχουν συνήθως ένα στρώμα φθορίζοντος υλικού (βολφραμικό ασβέστιο) που στηρίζεται σε υπόστρωμα από πλαστικό, χαρτί ή χαρτόνι (Εικόνα 10). Το εξωτερικό τοίχωμα της Ε.Π. επικαλύπτεται με ειδική επίστρωση για την προστασία της πλάκας από την υγρασία και διάφορες πιθανές φθορές. Μεταξύ του φθορίζοντος υλικού και του στρώματος στήριξης υπάρχει ένα υλικό που αντανακλά το φως.



Εικόνα 10 : Ενισχυτική Πινακίδα. Πηγή : <https://www.google.com>

Το στρώμα φωσφόρου λειτουργεί ως μετατροπέας ενέργειας, μετατρέποντας τα αόρατα φωτόνια υψηλής ενέργειας ακτινοβολίας-Χ σε ορατά φωτόνια χαμηλής ενέργειας, τα οποία απορροφώνται αποτελεσματικότερα από το φιλμ (Taibi, 2004).

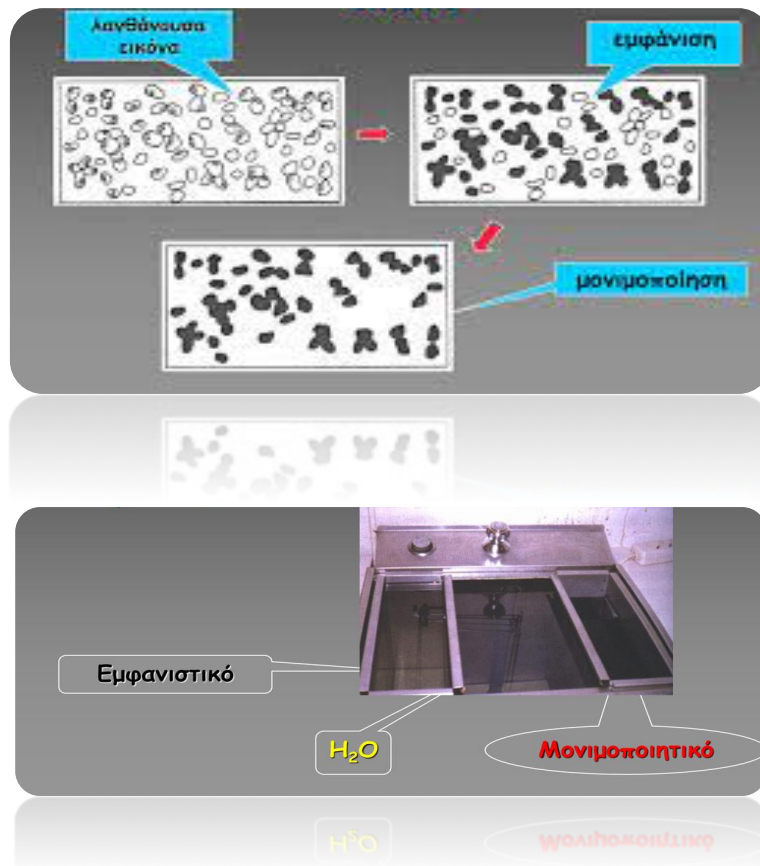
c) Χημική Επεξεργασία

Για να παραχθεί μια ακτινογραφική εικόνα, οι ακτίνες Χ, οι οποίες δεν απορροφώνται από τους ζωντανούς οργανισμούς, πρέπει να προσκρούσουν στα στρώματα της ενισχυτικής πλάκας και να μετατραπούν σε ορατό φως. Το φως αυτό προσπίπτει στην επιφάνεια του φιλμ, το οποίο περιέχει την πληροφορία και υφίσταται χημική επεξεργασία προτού αποτυπωθεί ως ακτινογραφική εικόνα. Η χρήση Ε.Π. κάνει αποδοτικότερη την ανίχνευση των ακτίνων Χ, καθώς σχηματίζεται μια λανθάνουσα εικόνα γκριζου χρώματος, ενώ η ακτινοβολία μετατρέπεται σε ορατό φως και καταγράφεται στο φωτοευαίσθητο φιλμ.

Το ακτινογραφικό φιλμ διαθέτει ένα γαλάκτωμα, το οποίο έχει μια φωτοευαίσθητη επίστρωση, καθώς αυτό το τμήμα του φιλμ αλληλεπιδρά με τις ακτίνες ορατού

φωτός της Ε.Π. για να αποτυπώσει όλες τις πληροφορίες. Το γαλάκτωμα αποτελείται από ζελατίνη, κρυστάλλους AgBr και AgI και μετά από χημική επεξεργασία προκύπτει αρχικά μια λανθάνουσα εικόνα.

Μετά την εμφάνιση της λανθάνουσας εικόνας, ακολουθεί η διαδικασία της εμφάνισης (χειροκίνητη ή αυτόματη), η μονιμοποίηση, δηλαδή η στερέωση του φιλμ και τέλος το πλύσιμο και στέγνωμα του ακτινογραφικού φιλμ. Στο σκοτεινό θάλαμο διατίθεται κατάλληλος φωτισμός ασφαλείας, κατάλληλη μονάδα εμφάνισης τριών θέσεων (εικόνα 11) και επιπλέον, θερμόμετρο, χρονόμετρο, αρπάγες και στεγνωτήρας. Αυτή η μέθοδος χημικής επεξεργασίας του φιλμ δεν χρησιμοποιείται πλέον σήμερα λόγω των ψηφιακών συστημάτων που αναπτύσσουν, αποθηκεύουν και μεταφέρουν εικόνες.



Εικόνα 11 : Χημική επεξεργασία φιλμ . Πηγή : <https://www.google.com>

Εκτός από τη χημική επεξεργασία ή την εμφάνιση, η ποιότητα των ακτίνων Χ είναι επίσης σημαντική. Ο όρος ποιότητα χρησιμοποιείται για να περιγράψει την ακρίβεια της αναπαραγωγής των ανατομικών δομών στο φιλμ, η οποία εξαρτάται από ορισμένα ποιοτικά χαρακτηριστικά. Η οπτική πυκνότητα ή αμαύρωση, της εικόνας μπορεί να ρυθμιστεί και να επιλεγεί με τα mAs και KVp, αλλά εξαρτάται

επίσης από το πάχος του ανατομικού αντικειμένου, την απόσταση λυχνίας-ασθενούς, την Ε.Π., τη χρήση ή μη bucky και τη χημική επεξεργασία.

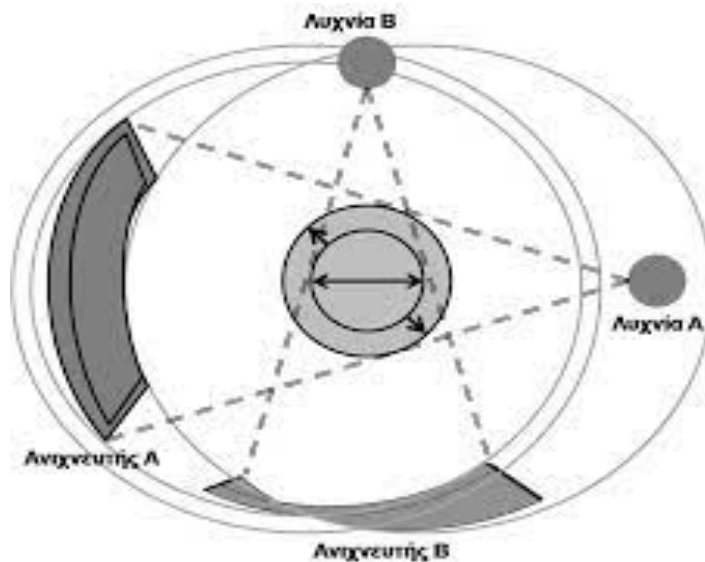
Η αντίθεση φιλμ αναφέρεται στην ικανότητα ενός φιλμ να παρουσιάζει διαφορετικές πυκνότητες μετά από ακτινοβολήση, ενώ η αντίθεση θέματος (contrast) προκύπτει από τη διαφορετική εξασθένιση της ακτινοβολίας μετά την διέλευσή της από το αντικείμενο.

Άλλα ποιοτικά χαρακτηριστικά που επηρεάζουν την εμφάνιση των εικόνων ακτίνων Χ περιλαμβάνουν το θόλωμα, το οποίο εμφανίζεται όταν το φιλμ αποθηκεύεται σε υψηλές θερμοκρασίες και υγρασία, την αναλογία φιλμ προς Ε.Π., την πιθανή κίνηση ανατομικών δομών και την ευκρίνεια, η οποία εξαρτάται από γεωμετρικούς παράγοντες (μεγέθυνση, σχήμα, θόλωση-ασάφεια).

d) Κλασσική Τομογραφία

Η συμβατική ακτινογραφία παρείχε δισδιάστατες εικόνες που αναπαριστούσαν τρισδιάστατες ανατομικές δομές. Πριν από την υπολογιστική τομογραφία, χρησιμοποιήθηκαν τεχνικές για την απόκτηση περισσότερων πληροφοριών σχετικά με τις ανατομικές δομές. Μια τέτοια τεχνική ήταν η στερεοσκοπία, κατά την οποία μια μικρή ανατομική δομή φωτογραφίζεται από διαφορετικές γωνίες για να ληφθούν δύο ελαφρώς διαφορετικές εικόνες της ίδιας δομής, δίνοντας την εντύπωση του βάθους.

Ωστόσο, η πιο αποτελεσματική τρισδιάστατη ιατρική απεικόνιση είναι η τομογραφία. Αυτή η τεχνική επιτρέπει την εξέταση διαφορετικών επιπέδων της δομής και μπορεί να αποκρύψει χαρακτηριστικά που δεν βρίσκονται στο επίπεδο ενδιαφέροντος. Στην τομογραφία, ο ασθενής δεν κινείται, αλλά η λυχνία ακτίνων Χ και το φιλμ κινούνται γύρω από έναν σταθερό άξονα. Ο Bocage ανέπτυξε για πρώτη φορά αυτή την τεχνική το 1921, ακολουθούμενος από τον Vallebona το 1937, ο οποίος κράτησε τη λυχνία ακτίνων Χ σταθερή και μετακίνησε μόνο το φιλμ και τον ασθενή. Την ίδια εποχή, ο Watson σχεδίασε μια νέα συσκευή για να κρατάει τον ασθενή σε όρθια θέση, με αποτέλεσμα την παραγωγή εικόνων αξονικής τομογραφίας (Εικ.12) (Kassebaum & McDowell, 1993).

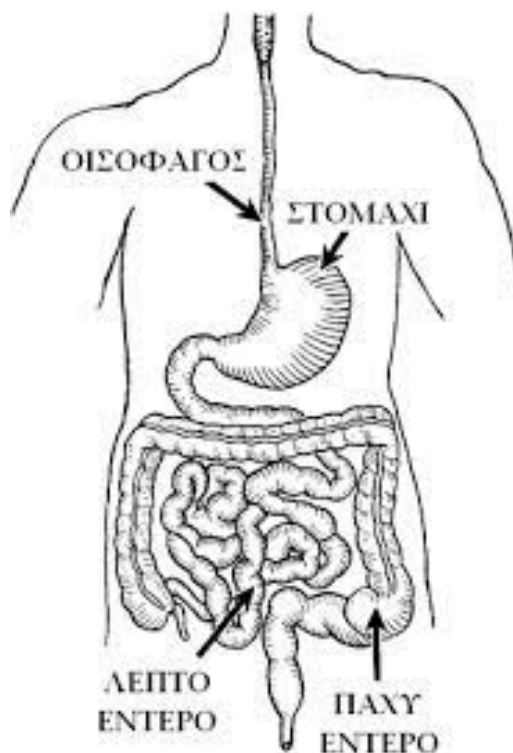


Εικόνα 12: Τυπική Τομογραφία. Πηγή : The evolution and State of the Art Principles of Multislice Computed Tomography. February 2005 – Gerhard Kohl, https://www.researchgate.net/figure/Measurement-principle-of-a-modern-third-generation-CT-system_fig2_7416782

Η εφαρμογή αυτής της τεχνικής καθιερώθηκε λόγω της ικανότητάς της να απεικονίζει ανατομικές δομές με μικρό πάχος μέσω πολύπλοκων κινήσεων. Λόγω της χαμηλής ανάλυσης των πρώτων εικόνων που ελήφθησαν, η τομογραφική απεικόνιση διατηρήθηκε για αρκετά μεγάλο χρονικό διάστημα μέχρι την έλευση των αξονικών τομογράφων (Kawashima, Glockner, & King, 2003).

e) Γαστρεντερικό Σύστημα

Στις αρχές του περασμένου αιώνα, οι ακτινολόγοι επικεντρώθηκαν στην απεικόνιση του ανώτερου γαστρεντερικού σωλήνα, αλλά σύντομα το ενδιαφέρον τους μετατοπίστηκε στο παχύ έντερο. Οι πρώτες μελέτες χρησιμοποίησαν ως σκιαγραφικό παράγοντα το βισμούθιο, το οποίο αντικαταστάθηκε από το βάριο όταν ανακαλύφθηκε η τοξικότητά του (Cicero & Mazziotti, 2021).



Εικόνα 13: Γαστρεντερικό σύστημα. Πηγή: <https://www.google.com>

2.2 Μέσα Σκιαγραφικής Αντίθεσης

Από τις πρώτες εφαρμογές της απεικόνισης με ακτίνες Χ, έχει παρατηρηθεί ότι υπάρχουν δυσκολίες στην απεικόνιση των μαλακών ιστών, ιδίως στην κοιλιά, λόγω του μεγάλου πάχους του ιστού. Αρχικά χρησιμοποιήθηκαν ανιχνευτές, αλλά σχετικά γρήγορα αντικαταστάθηκαν από σκιαγραφικά μέσα.

Οι ουσίες αυτές, ή σκιαγραφικές ουσίες, χορηγήθηκαν στο ανθρώπινο σώμα με τη μορφή ενέσεων. Το 1906, οι Voelcker και Lichtenbec έκαναν ένεση νιτρικού βισμούθιου για να πραγματοποιήσουν πυελογραφία και να απεικονίσουν πλήρως το ουροποιητικό σύστημα. Ωστόσο, δεν άργησε να ανακαλυφθεί ότι το κύριο πρόβλημα αυτής της τεχνικής ήταν η τοξικότητα του σκιαγραφικού παράγοντα, ο οποίος αποτελούνταν κυρίως από βισμούθιο και τον άργυρο.

Δοκιμάστηκαν διάφορες ουσίες με απώτερο σκοπό να βελτιωθεί αυτή η τοξικότητα, εφόσον δεν διακυβεύονταν οι ιδιότητές τους. Το 1907, οι Buckhardt και Polano πειραματίστηκαν με την έγχυση οξυγόνου στο ουροποιητικό σύστημα, αλλά απέτυχαν, καθώς οι εικόνες έμοιαζαν να είναι ένα μείγμα αερίων του ουροποιητικού και του πεπτικού συστήματος. Το 1915, ένας νέος χειρουργός

Cameron χρησιμοποίησε ιωδιούχο κάλιο, και η επακόλουθη εργασία των Swick και Lichtwitch το 1930 βασίστηκε σε αυτή τη δοκιμή χρησιμοποιώντας ιώδιο, το οποίο έχει την ιδιότητα να αποβάλλεται επιλεκτικά από τους νεφρούς και το ήπαρ (Lusic & Grinstaff, 2013), (Grainger, 1981).

Στις αρχές της δεκαετίας του 1920, διαλύματα ιωδιούχου νατρίου και ιωδιούχου βρωμίου άρχισαν να χρησιμοποιούνται για την αγγειογραφία, ιδίως την αρτηριογραφία. Μια σημαντική εξέλιξη στην αγγειογραφία ήταν η απεικόνιση των ανθρώπινων καρωτιδικών αρτηριών, όπου οι Monizetal χρησιμοποίησαν άλατα ιωδίου λόγω του μεγαλύτερου ατομικού τους βάρους σε σύγκριση με τα άλατα βρωμίου. Η ανάπτυξη αυτών των σκιαγραφικών ουσιών καθιέρωσε την τεχνική της εγκεφαλικής αγγειογραφίας, η οποία χρησιμοποιείται ευρέως για τη μελέτη της παθολογίας του εγκεφάλου (Ligon, April 2003).



Εικόνα 14: Αγγειογραφία εγκεφάλου με χρήση σκιαγραφικής ουσίας. Πηγή:
<https://www.google.com>

3. Κεφάλαιο 3^ο - Συστήματα Απεικόνισης Ιατρικής Εικόνας και Εξέλιξη

Η αναλογική ακτινολογική απεικόνιση, που βασίζεται στη χρήση φιλμ, έχει αντικατασταθεί με την πάροδο των ετών από την ψηφιακή απεικόνιση. Τα ψηφιακά συστήματα βασίζονται στην τεχνολογία των ηλεκτρονικών υπολογιστών, δηλαδή στη χρήση υπολογιστή για την παραγωγή ψηφιακών εικόνων ανατομικών δομών. Οι εικόνες που παράγονται από αυτά τα συστήματα αποτελούν μορφή είτε ψηφιοποιημένη- υπολογιστική (CR) είτε άμεση ψηφιακή (DR).

3.1 Αναλογική ακτινογραφία – ψηφιακή ακτινογραφία CR

Υπάρχουν ορισμένες διαφορές στην ψηφιακή ακτινογραφία σε σύγκριση με την αναλογική ακτινογραφία, καθώς και όλες οι παράμετροι που έχουν εξελιχθεί με την πάροδο των ετών.

Η αναλογική απεικόνιση έχει περιορισμένη γραμμική απόκριση στην ακτινοβολία και δεν μπορεί να εκτεθεί σε υψηλές εντάσεις ακτινοβολίας χωρίς να αυξηθεί η πιθανότητα κορεσμού της εικόνας. Ο ακτινολόγος-ιατρός καλείται, με άλλα λόγια, να επιλέξει μεταξύ των παραμέτρων αντίθεσης ή του εύρους της εικόνας.

Τα συστήματα αναλογικής απεικόνισης δεν επιτρέπουν την τροποποίηση της εικόνας μετά την απόκτηση της εικόνας. Ιδανικά, το φιλμ ακτινοβολείται με ακτίνες Χ και υφίσταται χημική επεξεργασία έως ότου παρατηρηθεί στο διαφανοσκόπιο. Μετά από αυτή την επεξεργασία, τα σφάλματα που γίνονται κατά την έκθεση δεν μπορούν να διορθωθούν και τα πιθανά σφάλματα μπορεί να οδηγήσουν σε επανεξέταση του ασθενούς, πρόσθετη απορρόφηση ακτινοβολίας από τον ασθενή και αυξημένο διαγνωστικό κόστος.

Στη συνέχεια, απαιτείται η διαχείριση των φιλμ για την παρατήρηση, την αποθήκευση και τη μετάδοση των διαγνωστικών εικόνων. Αποθηκεύονται σε μια φυσική τοποθεσία και μετατρέπονται σε ψηφιακή μορφή ώστε να είναι δυνατή η ψηφιακή μετάδοση (Roberts, 2001).



Εικόνα 15: Αναλογική – Ψηφιακή Εικόνα. Πηγή : <https://www.google.com>

Η ψηφιακή απεικόνιση, ένα ολοκληρωμένο σύστημα για τη διαχείριση ψηφιακών εικόνων με χρήση ακτίνων Χ, εισήχθη από την Fujifilm Medical Systems το 1980 και χρησιμοποιείται όλο και περισσότερο όχι μόνο στην ιατρική αλλά και στην οδοντιατρική και την κτηνιατρική (Roberts, 2001).

Σε σύγκριση με την αναλογική απεικόνιση, η ψηφιακή χαρακτηρίζεται από τη δυνατότητα λήψης πλήρων ψηφιακών εικόνων, οι οποίες μπορούν να αποθηκευτούν και να διανεμηθούν με τη χρήση τεχνολογίας δικτύου χωρίς να χάνονται ιατρικά αρχεία. Αυτό οφείλεται στο γεγονός ότι η τεχνολογία ελαχιστοποιεί την πιθανότητα τεχνικών σφαλμάτων, μειώνει την ανάγκη για συχνές επαναλήψεις και μειώνει την ακτινική επιβάρυνση του ασθενούς.

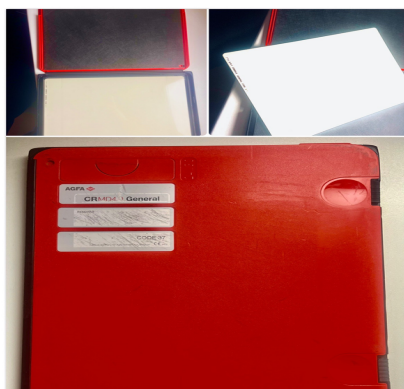
Οι εικόνες δεν αλλοιώνονται εντός του αποθηκευμένου αρχείου, τα ιατρικά δεδομένα των ασθενών είναι εύκολα και γρήγορα προσβάσιμα και η πιθανότητα απώλειας δεδομένων είναι μηδενική, καθώς οι διαγνωστικές πληροφορίες καταγράφονται ακόμη και εξ αποστάσεως μέσω ασφαλούς σύνδεσης στο διαδίκτυο. Η διαφορά μεταξύ αναλογικού και ψηφιακού συστήματος είναι η χρήση ψηφιακών κασετών αντί για φιλμ ή ενισχυτικές πλάκες.

Αυτές οι κασέτες είναι κατασκευασμένες από αλουμίνιο, πλαστικό ή ανοξείδωτο χάλυβα και έχουν στην πρόσοψη ίνες άνθρακα με χαμηλό συντελεστή απορρόφησης ακτίνων Χ. Αναλυτικότερα, η ψηφιακή κασέτα δεν είναι ευαίσθητη στο φως, προστατεύει την ενισχυτική πλάκα από μηχανικές βλάβες και μπορεί να

τοποθετηθεί και να μεταφερθεί με ασφάλεια κάτω από τον ασθενή. Στο πίσω μέρος της ψηφιακής κασέτας υπάρχει ένα φύλλο μολύβδου, το οποίο είναι υπεύθυνο για την απορρόφηση των φωτονίων που δεν απορροφώνται από την πλάκα. Υπάρχει επίσης ένα ειδικό τσιπ με τα στοιχεία του ασθενούς αποτυπωμένα ψηφιακά σε αυτό. Μια εγκάρσια τομή της πλάκας CR δείχνει ότι έχει μια βάση από πολυαιθυλένιο, ένα προστατευτικό στρώμα, ένα απορροφητικό στρώμα που μεταδίδει το φως του κρυστάλλου αλλά όχι το φως του λέιζερ και ένα φύλλο μολύβδου που αποκόπτει την οπισθοσκέδαση.

Στο ακτινογραφικό φιλμ, όταν χρησιμοποιούνται φθορίζοντες κρύσταλλοι ως Ε.Π., δημιουργείται μια λανθάνουσα εικόνα από την οποία λαμβάνεται μια ψηφιακή εικόνα μετά από φωτοδιέγερση με υπέρυθρο φως. Τα κενά στην επιφάνεια του κρυστάλλου καλύπτονται με ουσίες όπως το ιώδιο ή το βρώμιο, όπου παγιδεύονται ελεύθερα ηλεκτρόνια μετά την ακτινοβολήση. Πρόκειται για τη λεγόμενη ψηφιοποίηση.

Κατά την ανάγνωση, η κασέτα αποφορτίζεται και φωτοδιεγείρεται ,δηλαδή η ψηφιακή πλάκα, σαρώνεται με ένα λέιζερ (red light) και το φως (blue light) συλλέγεται από έναν φωτοπολλαπλασιαστή (PMT) και μετατρέπεται σε ψηφιακό σήμα. Ειδικές λάμπες διαγράφουν τις πληροφορίες στην πλάκα και τις καθιστά ξανά διαθέσιμες. Η προκύπτουσα εικόνα της πλάκας παρουσιάζεται σε μια ηλεκτρονική οθόνη ώστε να επεξεργαστεί. Στο σημείο αυτό δίνεται η δυνατότητα ρύθμισης των ορίων της εικόνας, των διαβαθμίσεων του γκρι – αμαύρωση, σχολιασμός της εικόνας και σήμανση με συμβολισμούς - χαρακτηριστικούς αντιληπτούς από τους γιατρούς ακτινοδιαγνώστες και τέλος, αποθήκευση της εικόνας στο αρχείο (PACS–Picture Archiving Communication System).



Εικόνα 16:
Εσωτερική όψη
Ψηφιακής κασέτας
CR.



Εικόνα 17: Πρόσθια και Οπίσθια όψη ψηφιακής κασέτας DR. Πηγή:
<https://www.google.com>

3.2 Ψηφιακή Εικόνα – DR

Για την απεικόνιση με ακτίνες X DR εικόνας, τα δεδομένα από τον εξεταζόμενο συλλαμβάνονται χρησιμοποιώντας μια ευαίσθητη πλάκα ακτίνων X και μεταφέρονται απευθείας στο σύστημα υπολογιστή χωρίς τη χρήση ενδιάμεσων κασετών. Η μέθοδος αυτή εξοικονομεί χρόνο, καθώς δεν απαιτείται χημική επεξεργασία και οι εικόνες μπορούν να μεταφερθούν απευθείας χωρίς διαγνωστικά προβλήματα.

Αντί για φιλμ, το οποίο απαιτεί χημική επεξεργασία, χρησιμοποιούνται ειδικές συσκευές ψηφιακής λήψης εικόνων που προ επεξεργάζονται και προβάλλουν ταυτόχρονα τις εικόνες. Χρησιμοποιούνται επίσης δύο τύποι ανιχνευτών επίπεδης οθόνης (FPD). Διακρίνονται οι έμμεσοι ανιχνευτές FPD, όπως οι ανιχνευτές άμορφου πυριτίου (a-Si), οι οποίοι, σε συνδυασμό με έναν σπινθηριστή, μετατρέπουν την ακτινοβολία σε φως, το οποίο στη συνέχεια μετατρέπεται σε ψηφιακό σήμα εξόδου και διαβάζεται από μια διάταξη TFT λεπτής μεμβράνης ή CCD συνδεδεμένη με ίνες. Οι άμεσοι ανιχνευτές, όπως το άμορφο σελήνιο (α-Se), μετατρέπουν επίσης την ακτινοβολία απευθείας σε ηλεκτρικό φορτίο.

Τα συστήματα DR είναι σημαντικά πιο βολικά, διότι απαιτούν ελάχιστους μηχανικούς χειρισμούς, ελαχιστοποιούν τον χρόνο αναμονής του ασθενούς, παράγουν και εμφανίζουν απευθείας εικόνες και δεδομένα, επεξεργάζονται και διαγιγνώσκουν ψηφιακές εικόνες και δεδομένα και τα αποθηκεύουν εύκολα ψηφιακά.

3.3 Ακτινογραφία πλάκας φωσφόρου – PSP (flat panel)

Η ακτινογραφία με πλάκες φωσφόρου θυμίζει την αναλογική διαδικασία όπου το φιλμ τοποθετείται μεταξύ ευαίσθητων Ε.Π.. Η διαφορά είναι ότι το φιλμ αντικαθίσταται από μια πλάκα απεικόνισης φωσφόρου PSP και η εικόνα διαβάζεται από έναν αναγνώστη και μεταφέρεται σε ένα σύστημα αποθήκευσης και επικοινωνίας εικόνων (PACS).

Η ακτινοβολημένη πλάκα τοποθετείται σε σαρωτή, όπου ένα ειδικό λέιζερ αφαιρεί τη λανθάνουσα εικόνα και την ψηφιοποιεί. Στη συνέχεια αποθηκεύονται και εμφανίζονται σε οθόνη υπολογιστή. Τα συστήματα DR είναι τα πιο ακριβά από άποψη κόστους, καθώς το υλικό είναι επιρρεπές σε βλάβες. Διαφέρουν από τα συστήματα CR, τα οποία γεφυρώνουν το χάσμα μεταξύ του αναλογικού φιλμ ακτίνων Χ και ενός πλήρως ψηφιακού ανιχνευτή.



Εικόνα 18: Σύγκριση συστημάτων απεικόνισης (CR,DR). Πηγή :

<https://www.google.com>

4. Κεφάλαιο 4^ο - Ποιότητα Ιατρικής Εικόνας

Μια ψηφιακή εικόνα αποτελείται από μικρά στοιχεία που ονομάζονται εικονοστοιχεία. Το δισδιάστατο άθροισμα των εικονοστοιχείων ονομάζεται πλέγμα και εκφράζεται ως γινόμενο του ύψους x πλάτους (και τα δύο εκφράζονται σε εικονοστοιχεία). Το μέγεθος και η απόσταση των εικονοστοιχείων καθορίζουν τη μέγιστη χωρική ανάλυση (κύκλοι ανά mm) που μπορεί να επιτευχθεί.

Όσο μικρότερο είναι το μέγεθος των εικονοστοιχείων, τόσο μεγαλύτερη είναι η μέγιστη χωρική ανάλυση. Το συνολικό μέγεθος του ανιχνευτή καθορίζει την καταλληλότητά του για κλινικές εφαρμογές. Αυτό σημαίνει ότι η ακτινογραφία θώρακα απαιτεί ιδανικά έναν μεγαλύτερο ανιχνευτή σε σύγκριση με αυτόν που χρησιμοποιείται για την απεικόνιση των άκρων. Στα συστήματα που βασίζονται σε κασέτες, μπορούν να χρησιμοποιηθούν ανιχνευτές διαφορετικών μεγεθών, καθώς είναι εύκολα εναλλάξιμοι (Körner, 2007).

4.1 Χωρική Ανάλυση

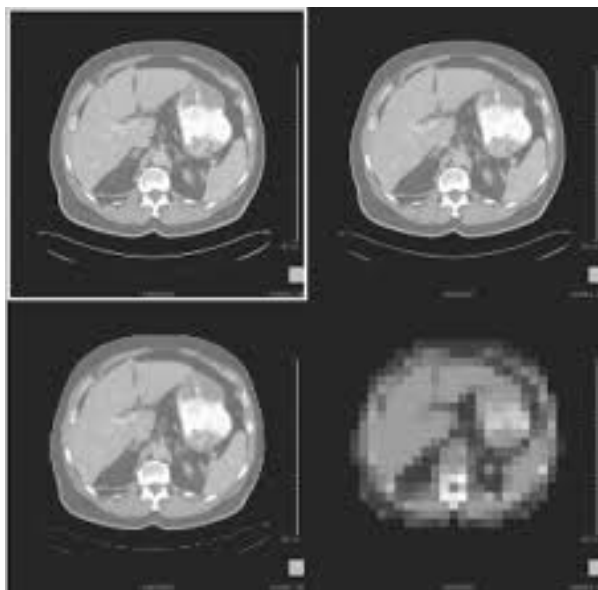
Η χωρική ανάλυση αναφέρεται στο διαχωρισμό αντικειμένων υψηλής αντίθεσης. Στους ψηφιακούς ανιχνευτές, η χωρική ανάλυση ορίζεται από το ελάχιστο μέγεθος εικονοστοιχείου και επηρεάζεται από τη σκέδαση των ακτίνων X και την ποσότητα των φωτονίων που εισέρχονται στον ανιχνευτή. Επομένως, η Χ.Α. ενός άμεσου ανιχνευτή Se είναι μεγαλύτερη από τη Χ.Α. ενός έμμεσου ανιχνευτή. Η χωρική ανάλυση ενός ανιχνευτή πρέπει να είναι τουλάχιστον 3 κύκλοι/mm και ανάλογα με τη διαγνωστική εφαρμογή του, η χωρική ανάλυση προσαρμόζεται. Για παράδειγμα, η μαστογραφία απαιτεί ανιχνευτές με υψηλότερη χωρική ανάλυση (>5 κύκλους/mm), η οποία με τη σειρά της απαιτεί ανιχνευτές με μικρότερα εικονοστοιχεία και υψηλότερη ανάλυση (Mahesh, 2004).

4.2 Ποιοτικά χαρακτηριστικά εικόνων – παράγοντας MTF

Οι ποιοτικοί παράγοντες ανίχνευσης είναι στην πραγματικότητα παράγοντες που επηρεάζουν την ποιότητα της λαμβανόμενης εικόνας. Ένας από αυτούς είναι η φωτεινότητα, η οποία αντιπροσωπεύει τη συνολική ποσότητα φωτός που

εκπέμπεται από την εικόνα. Η αντίθεση αντιπροσωπεύει την ποσοστιαία διαφορά μεταξύ του πιο φωτεινού και του πιο σκοτεινού τμήματος της εικόνας, ενώ η συνολική ποσότητα χρώματος που εκπέμπεται από την εικόνα αντιπροσωπεύει τη φωτεινότητα του χρώματος απεικόνισης.

Η χρωματική αντίθεση περιγράφει την ποσοστιαία διαφορά μεταξύ του φωτεινότερου και του σκοτεινότερου σημείου μιας εικόνας και τη μέγιστη και την ελάχιστη ποσότητα χρωματικής πληροφορίας. Η ασάφεια (ή θολούρα) είναι μια πρόσθετη ιδιότητα μιας εικόνας που περιγράφει πόσο μεγάλο μέρος της εικόνας είναι χωρικά οριοθετημένο ή πόσο καλά αναπαρίστανται τα όρια της εικόνας. Μια άλλη ιδιότητα είναι η χωρική διακριτική ικανότητα (Χ.Δ.Ι.), η οποία καθορίζει το μέγεθος των εικονοστοιχείων. Πιο συγκεκριμένα, εκφράζει την ικανότητα μιας εικόνας να απεικονίζει διακριτές δομές που βρίσκονται πολύ κοντά μεταξύ τους χωρικά.



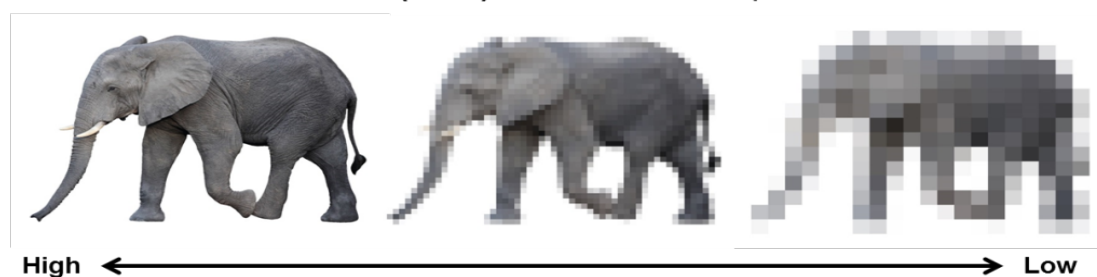
Εικόνα 19: Ποιότητα εικόνας αξονικής τομογραφίας . Πηγή:

<https://www.google.com>

Η ελάχιστη απόσταση που απαιτείται για τη διάκριση μεταξύ δύο τέτοιων δομών ονομάζεται κατώφλι ή όριο και επηρεάζεται από το θόλωμα και την αντίθεση της εικόνας. Η συνάρτηση μεταφοράς διαμόρφωσης MTF (Modulation Transfer Function) είναι η διαδικασία με την οποία η διαμόρφωση εισέρχεται στον ανιχνευτή και μετατρέπεται σε οπτικοποιημένη διαγνωστική εικόνα.

Η μεταβολή της έντασης που προσπίπτει στον ανιχνευτή εικόνας είναι η διαμόρφωση εισόδου, η οποία είναι στην πραγματικότητα όλη η αρχική πληροφορία. Από την άλλη πλευρά, η μεταβολή στην τελική εικόνα είναι η μεταβολή εξόδου, καθώς προκαλεί αλλοίωση του σήματος λόγω ατελειών στο σύστημα επεξεργασίας εικόνας. Όταν ο λόγος της μεταβολής εξόδου προς τη μεταβολή εισόδου είναι ίσος με 1, υπάρχει μετατόπιση αντίθεσης του πλήρους αντικειμένου σε κλίμακα του γκρι (σε μονάδες Hounsfield) και όταν είναι ίσος με 0, δεν υπάρχει μετατόπιση αντίθεσης.

Το τελευταίο ποιοτικό χαρακτηριστικό του ανιχνευτή είναι ο θόρυβος, ο οποίος αντιπροσωπεύει τη στατιστική μεταβλητότητα της πληροφορίας της εικόνας. Με άλλα λόγια, αντιπροσωπεύει την τυπική απόκλιση των τιμών της εικόνας στο εύρος των ομοιογενών εντάσεων σήματος των εικονοστοιχείων της εικόνας (Illers, Buhr, & Hoeschen, 2005).



Εικόνα 20: Παράγοντας MTF σε σχέση με το μέγεθος του pixel της εικόνας.

Πηγή: <https://www.thalesgroup.com/en/market-specific/microwave-imaging-sub-systems/magazine/thalless-digital-radiography-technology>

4.3 Δυναμική Περιοχή

Το δυναμικό εύρος μετρά την απόκριση του σήματος του ανιχνευτή όταν ακτινοβολείται με ακτίνες Χ. Για τα συστήματα με φιλμ-ενισχυτικής πινακίδας, το εύρος αυτό αντιπροσωπεύεται από μια καμπύλη S, η οποία υποδεικνύει την ανοχή του φιλμ σε υψηλή και χαμηλή έκθεση σε ακτίνες Χ, με αποτέλεσμα κακή ποιότητα ακτινογραφικής εικόνας. Όταν αναφερόμαστε σε συστήματα ψηφιακών ανιχνευτών, η περιοχή αυτή αναφέρεται στην κλινικά σημαντική περιοχή έκθεσης σε ακτίνες Χ.

Οι ψηφιακοί ανιχνευτές έχουν μεγαλύτερο, πιο γραμμικό δυναμικό εύρος σε βαθμό που μειώνεται η πιθανότητα αποτυχημένων εκθέσεων. Ένα άλλο πλεονέκτημα της δυναμικής των ψηφιακών ανιχνευτών είναι ότι διαφορετικοί ιστοί με διαφορετική απορρόφηση των ακτίνων Χ μπορούν να αποτυπωθούν σε μία μόνο εικόνα. Καθώς αυξάνεται η έκθεση στις ακτίνες Χ, αυξάνεται και η απόδοση του ανιχνευτή και πρέπει να λαμβάνεται υπόψη η άσκοπη υπερέκθεση του ασθενούς .

4.4 Αποδοτικότητα Κβαντικής Ανίχνευσης – DQE (Detective Quantum Efficiency)

Μία από τις σημαντικότερες παραμέτρους για την ποιότητα της εικόνας και ένδειξη της αποτελεσματικότητας του ανιχνευτή στη μετατροπή της ενέργειας των ακτίνων Χ σε σήμα είναι η DQE. Η DQE υπολογίζεται συγκρίνοντας τον λόγο σήματος προς θόρυβο στην είσοδο του ανιχνευτή ως συνάρτηση της χωρικής συχνότητας. Εξαρτάται από την ακτινοβολία ακτίνων Χ, τη χωρική συχνότητα, τον συντελεστή MTF και το υλικό κατασκευής του ανιχνευτή. Η τάση και η ένταση της ακτινοβολίας καθορίζουν την ποιότητα της ακτινοβολίας που παρέχεται στον ασθενή και επηρεάζουν την DQE (Illers, Buhr, & Hoeschen, 2005).

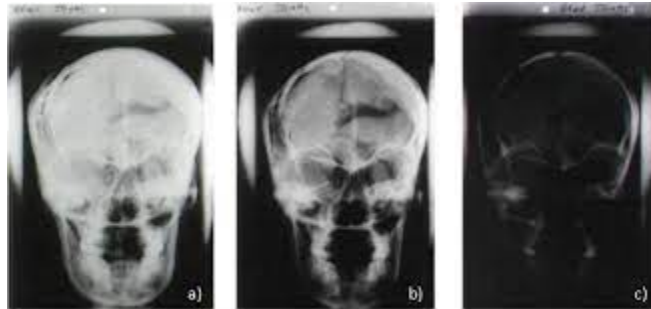
Όσο υψηλότερη είναι η τιμή DQE, τόσο χαμηλότερη είναι η δόση ακτινοβολίας που απαιτείται ώστε οι λαμβανόμενες εικόνες να είναι της ίδιας ποιότητας. Αντίστροφα, όμως, μια υψηλότερη τιμή του DQE με σταθερή δόση ακτινοβολίας μπορεί να οδηγήσει σε καλύτερη ποιότητα εικόνας. Μια τιμή DQE ίση με 1 σημαίνει ότι όλη η ενέργεια της ακτινοβολίας έχει μετατραπεί σε πληροφορία εικόνας, πράγμα που σημαίνει ότι ο ανιχνευτής είναι ιδανικός. Στην πράξη, η DQE των ψηφιακών ανιχνευτών κυμαίνεται περίπου στην τιμή 0,45 (Illers, Buhr, & Hoeschen, 2005).

4.5 Δείκτης Έκθεσης Ακτινοβολίας

Καθώς το φιλμ χρησιμοποιείται στην αναλογική επεξεργασία εικόνας, υπάρχει ένας περιορισμός πεδίου, σύμφωνα με τον οποίο το υπερεκτεθειμένο φιλμ οδηγεί σε μια πολύ σκοτεινή εικόνα και το υποεκτεθειμένο φιλμ οδηγεί σε μια πολύ φωτεινή εικόνα. Με άλλα λόγια, το δυναμικό εύρος είναι η τιμή έκθεσης στην οποία το δυναμικό εύρος γίνεται μικρότερο, πράγμα που σημαίνει ότι το παράθυρο βέλτιστης έκθεσης για την εικόνα που προκύπτει είναι μικρότερο. Στην κλινική πρακτική, έχει σημειωθεί στροφή από την αναλογική φωτογράφιση με φιλμ στην

ψηφιακή φωτογράφιση, η οποία παρέχει μεγαλύτερο δυναμικό εύρος (Berkhout, Beuger, Sanderink, & Stelt, 2004).

Οι εικόνες που είναι υποεκτεθειμένες στην ακτινοβολία είναι δύσκολο να αποκρυπτογραφηθούν λόγω θορύβου και έχουν χαμηλή διαγνωστική αξία. Στην κλινική πρακτική, οι ακτινογραφίες θώρακος όταν υποεκτίθενται στην ακτινοβολία, είναι κοκκώδεις και απεικονίζουν ανεπαρκώς τη δομή του μεσοθωρακίου, δηλαδή δεν παρέχουν χρήσιμες διαγνωστικές πληροφορίες για το μεσοθωράκιο. Οι υπερεκτεθειμένες εικόνες, από την άλλη πλευρά, είναι κορεσμένες και φαίνεται να μην έχουν καμία ανατομική εικόνα. Η αύξηση της έκθεσης ακτινοβολίας για την επίτευξη βελτιωμένης ποιότητας εικόνας χωρίς θόρυβο αναφέρεται ως "dose creep" (Mothiram, Brennan, Lewis, Moran, & Robinson, 2014).



Εικόνα 21: Ακτινογραφίες ε αύξηση των KVp διαδοχικά των εικόνων (60kv,70kv,80kv - 50mAs). Πηγή:

<http://ikee.lib.auth.gr/record/308918/files/Tsouroukidis.pdf>

Για την αντιμετώπιση των φαινομένων "dose creep" και τον υπολογισμό της δόσης ακτινοβολίας στην οποία εκτίθενται οι ασθενείς, η Αμερικανική Ένωση Φυσικών Ιατρικής έχει αναπτύξει κριτήρια για την καταγραφή της έκθεσης στην ακτινοβολία (Shepard et al.,2009). Κάθε σύστημα απεικόνισης ακτινοβολίας (αναλογικό ή ψηφιακό) διαθέτει έναν δείκτη έκθεσης (Exposure Index -EI), έναν στόχο και έναν αποκλεισμό από αυτόν τον στόχο.

Ο δείκτης έκθεσης ορίζεται από τον λόγο σήματος προς θόρυβο της εικόνας και αποτελεί ποιοτικό παράγοντα της έκθεσης. Για κάθε κλινική εξέταση, υπάρχει μια αριθμητική τιμή που αντιστοιχεί στο δείκτη έκθεσης-στόχο. Εάν η τιμή είναι κάτω από τον δείκτη, θεωρείται υποεκτεθειμένη, εάν είναι πάνω από τον δείκτη,

θεωρείται υπερεκτεθειμένη. Ο δείκτης έκθεσης παρέχει χρήσιμες πληροφορίες σχετικά με την ποιότητα της εικόνας και επηρεάζεται από την ευθυγράμμιση, τις συσκευές προστασίας γονάτων και τα ιατρικά εμφυτεύματα (Mothiram, Brennan, Lewis, Moran, & Robinson, 2014).

Γενικά, οι υψηλότερες τιμές DQE των ψηφιακών ανιχνευτών σε σύγκριση με τους αναλογικούς ανιχνευτές βελτιώνουν την ποιότητα της εικόνας και μειώνουν την έκθεση του ασθενούς χωρίς να διακυβεύεται η ποιότητα της λαμβανόμενης εικόνας. Κατά τη διάρκεια της εξέλιξης της ακτινολογικής απεικόνισης, έχουν καταβληθεί προσπάθειες για τη βελτιστοποίηση της ποιότητας της εικόνας και τη μείωση της έκθεσης του ασθενούς. Ο πιο προφανής τρόπος μείωσης της έκθεσης του ασθενούς είναι η μείωση του αριθμού των επαναληπτικών ακτινογραφιών, δηλαδή των ψευδώς θετικών αποτελεσμάτων που απαιτούν πρόσθετες ακτινογραφίες.

Η μείωση αυτή επιτυγχάνεται με την παρουσία ψηφιακών ανιχνευτών σε σύγκριση με τις επιλογές που υπάρχουν με τα αναλογικά συστήματα οθόνης-φίλμ. Παρ' όλα αυτά, με τη μείωση της ποσότητας ακτινοβολίας που απαιτείται για την ακτινογραφία, το ποσοστό έκθεσης του ασθενούς μειώνεται σημαντικά. Σε μια μελέτη που εξέτασε τις δυνατότητες μείωσης της έκθεσης με την ακτινογραφία με βάση τον φώσφορο, οι Heyne et al. διαπίστωσαν μείωση του δείκτη έκθεσης κατά τη χρήση ψηφιακών ανιχνευτών αντί των αναλογικών συστημάτων στην ακτινογραφία του κρανίου, των άνω άκρων, της πυελικής ζώνης και της σπονδυλικής στήλης. Η μελέτη κατέληξε στο συμπέρασμα ότι η μείωση της έκθεσης στην ακτινοβολία με τη χρήση ανιχνευτών φωσφόρου είναι δυνατή αλλά εξαρτάται σε μεγάλο βαθμό από τον τύπο της κλινικής έρευνας (Heyne, Sehner, Neumann, & al., 2002).

Παρομοίως, οι Busch et al. συνέκριναν πολλαπλά συστήματα ανιχνευτών φωσφόρου και επίπεδου ανιχνευτή σε ακτινογραφίες χαμηλής αντίθεσης των άνω άκρων, της κοιλιάς και του θώρακα. Ακόμα και σε αυτή την περίπτωση, ανέφεραν ότι η μείωση του δείκτη έκθεσης δεν μπορεί να εφαρμοστεί σε όλες τις κλινικές περιπτώσεις, καθώς ορισμένες παθολογίες καλύπτονται από αυξημένο θόρυβο σε εικόνες με υποέκθεση (Busch, Busch, Decker, & al, 2003).

Σε αντίθεση με τα συστήματα αποθήκευσης φωσφόρου, τα συστήματα άμεσης ψηφιακής απεικόνισης έχουν μεγαλύτερη δυνατότητα μείωσης του δείκτη έκθεσης λόγω της υψηλότερης κβαντικής απόδοσης για τις ακτίνες Χ. Σε μια σχετική μελέτη, αποδείχθηκε ότι η έμμεση μετατροπή που επιτυγχάνεται από τους επίπεδους ανιχνευτές μπορεί να μειώσει τον δείκτη έκθεσης, ανεξάρτητα από την κλινική πρακτική.

Επιπλέον, έχει αποδειχθεί ότι οι επίπεδοι ανιχνευτές παρέχουν καλύτερα αποτελέσματα στην υποεκτεθειμένη απεικόνιση σε σύγκριση με άλλα συστήματα DR (Se) (Neofotistou, Tsapaki, Kottou, Schreiner-Karoussou, & Vano, 2005). Το γενικό συμπέρασμα αυτών των μελετών είναι ότι η ψηφιακή απεικόνιση με επίπεδους ανιχνευτές μπορούν να μειώσουν το δείκτη έκθεσης και ότι η υπερέκθεση των ασθενών από ψηφιακές εικόνες είναι σπάνια και αφορά μόνο τις ακτινογραφίες θώρακος όπου χρησιμοποιούνται ανιχνευτές αποθήκευσης φωσφόρου (π.χ. ακτινογραφίες θώρακος για σκολίωση) (Geijer, Beckman, Jonsson, & al., 2001). Σε μεταγενέστερη μελέτη, η ίδια ομάδα ερευνητών κατέληξε στο συμπέρασμα ότι η βελτιστοποίηση των συστημάτων DR μπορεί να παρέχει καλύτερη ποιότητα εικόνας σε χαμηλότερη έκθεση (Geiger, 2002).

5. Κεφάλαιο 5^ο - Πληροφοριακά Ιατρικά Συστήματα

Απεικόνιση

Τα συστήματα ιατρικής απεικόνισης είναι επιτεύγματα της τεχνολογίας που αποσκοπούν στην παραγωγή εικόνων των δομών του ανθρώπινου σώματος που είναι άορατες με γυμνό μάτι για διαγνωστικούς σκοπούς. Τέτοια συστήματα είναι της ακτινογραφίας, συστήματα μαστογραφίας, συστήματα υπολογιστικής τομογραφίας, συστήματα απεικόνισης υπολογιστικού και μαγνητικού συντονισμού, συστήματα υπερηχογραφίας και συστήματα απεικόνισης με ραδιοϊσότοπα (SPECT, κάμερες γ).

Πολλά από αυτά τα συστήματα δημιουργούν ψηφιακές εικόνες συνθέτοντας μεμονωμένες συλλογές δεδομένων από διαφορετικές απεικονίσεις. Αυτή η διαδικασία σύνθεσης ονομάζεται ανακατασκευή και απαιτεί τη χρήση ειδικών αλγορίθμων που υλοποιούνται σε υπολογιστή. Για το λόγο αυτό, τα συστήματα που απαιτούν τη χρήση υπολογιστή για την επεξεργασία των πληροφοριών της εικόνας αναφέρονται ως συστήματα πληροφοριών.

α) Ακτινολογικά Πληροφοριακά Συστήματα (*Radiological Information Systems – RIS*)

Τα συστήματα RIS διαχειρίζονται τη συνολική ροή εργασιών των μονάδων παροχής υπηρεσιών υγείας. Τέτοιες μονάδες είναι τα νοσοκομειακά ακτινολογικά κέντρα και τα διαγνωστικά ακτινολογικά εργαστήρια. Ο όρος "ραδιολογία" ή "ακτινολογία" περιγράφει το αντικείμενο εργασίας της μονάδας, αλλά αναφέρεται και στην απεικόνιση γενικά (κλασική ακτινολογία, υπολογιστική τομογραφία, μαγνητική τομογραφία, υπερηχογράφημα, γ κάμερα, SPECT). Σε όλες τις περιπτώσεις, το ακτινολογικό σύστημα παρέχει την ίδια λειτουργικότητα.

Η διαχείριση των εικόνων και των αναφορών είναι ευθύνη του συστήματος αυτού και του πληροφοριακού συστήματος, καθώς οι απαραίτητες πληροφορίες προστίθενται και ανακτώνται από τον ηλεκτρονικό ιατρικό φάκελο του ασθενούς. Είναι δυνατή η δημιουργία ραντεβού για εσωτερικούς ασθενείς του νοσοκομείου αλλά και εξωτερικούς. Τα αποτελέσματα των εξετάσεων καταγράφονται στη συνέχεια από τον ακτινολόγο, είτε ψηφιακά είτε σε αναλογική μορφή.

Στην ψηφιακή καταγραφή, ο γιατρός καταγράφει ψηφιακά τα ευρήματα στις εικόνες και τα τοποθετεί ως αρχείο στον φάκελο του ασθενούς. Το αρχείο αυτό μπορεί στη συνέχεια να αποθηκευτεί για να αντιμετωπιστούν και να διορθωθούν τυχόν λάθη που μπορεί να προκύψουν κατά τη διάρκεια του αυτοματοποιημένου συστήματος μετατροπής ομιλίας σε κείμενο ή της δακτυλογράφησης. Κατά την πρώτη επίσκεψη, καταγράφονται και ταυτοποιούνται όλα τα απαραίτητα δεδομένα (δημογραφικά στοιχεία, στοιχεία επικοινωνίας, φορολογικά, ασφάλιση) και κατά τη δεύτερη επίσκεψη, ταυτοποιούνται μόνο αυτά τα δεδομένα.

Τα χειρόγραφα έγγραφα που αφορούν τον ασθενή (εντολές εισαγωγής, αποτελέσματα εξετάσεων, προγράμματα ραντεβού) ψηφιοποιούνται και τοποθετούνται στον φάκελο του ασθενούς αφού ταυτιστούν με τα δεδομένα του. Οι πληροφορίες σε αυτό το ψηφιακό αρχείο διατίθενται τόσο στον τεχνολόγο ακτινολόγο που διενεργεί την εξέταση όσο και στον ακτινολόγο που εκδίδει τη γνωμάτευση. Η αυτόματα μεταδιδόμενη γνωμάτευση της εξέτασης μπορεί επίσης να ληφθεί εξ αποστάσεως μέσω του διαδικτύου. Απαραίτητη προϋπόθεση είναι η διασύνδεση μεταξύ του RIS και του συστήματος PACS ή των επικρατέστερων λειτουργιών RIS για την ανάκτηση και αποθήκευση εικόνων σε αυτό.

Η ακτινολογική πρακτική, σε χώρες του εξωτερικού μπορεί να τιμολογηθεί αμέσως μετά την ολοκλήρωση της εξέτασης. Στον φάκελο του ασθενούς καταγράφεται η κατάσταση του τιμολογίου και τα υλικά (σκιαγραφικά) που πιθανόν να καταναλώθηκαν κατά την εξέταση. Οι τεχνολόγοι είναι επίσης εξουσιοδοτημένοι να διαβιβάζουν τα δεδομένα του τιμολογίου ηλεκτρονικά στο ταμείο της υπηρεσίας. Για λόγους ασφαλείας, συνιστάται η διαβίβαση των δεδομένων σε ψηφιακή μορφή και η επισύναψη ηλεκτρονικής απόδειξης για κάθε εξέταση που διενεργείται.

Αυτή η σκοπιμότητα και δυνατότητα ονομάζεται EDI (Electronic Data Interchange). Μπορεί να δημιουργηθεί ένας κατάλογος εργασίας που επιτρέπει τόσο στον τεχνολόγο ακτινολόγο όσο και στον ακτινολόγο γιατρό να παρακολουθούν την κατάσταση της υπόθεσής τους, π.χ. καθυστερήσεις, ακυρώσεις ή πιθανές υποκαταστάσεις (αλλεργίες σε φάρμακα) για το επόμενο ραντεβού. Οι ασθενείς εποπτεύονται πλήρως από τη στιγμή της εισαγωγής τους και όλα καταγράφονται στον

προσωπικό τους φάκελο υγείας. Όλες οι διαδικασίες ολοκληρώνονται με τη χρήση ενός ξεχωριστού συστήματος, του PACS.

b) Συστήματα PACS (Picture Archiving Communication Systems)

Τα συστήματα PACS συμπληρώνουν άλλα συστήματα και είναι υπεύθυνα για την άμεση αποθήκευση, διαχείριση και μεταφορά εικόνων. Εκτός από την αποθήκευση και ανάκτηση εικόνων, τα PACS μπορούν να παρέχουν πρόσβαση σε εικόνες που έχουν αποκτηθεί σε άλλο εξοπλισμό τεχνολογίας απεικόνισης, συνήθως υποσυστήματα μονάδων ακτινολογικών υπηρεσιών.

Το σύστημα PACS αποτελείται από τέσσερα στοιχεία: τον εξοπλισμό ακτινολογικής απεικόνισης(CT,MR), ένα ασφαλές δίκτυο για τη μεταφορά πληροφοριών των εξεταστών, σταθμούς εργασίας για την εξέταση και τη διάγνωση των ακτινολογικών εικόνων και ένα σύστημα αποθήκευσης για την αποθήκευση και ανάκτηση εικόνων και αποτελεσμάτων. Το σύστημα PACS αντικαθιστά το φυσικό μέσο αποθήκευσης της εξέτασης, αποθηκεύεται μόνο ένα ψηφιακό αντίγραφο της εξέτασης, με αποτέλεσμα να μειώνεται συνεχώς το κόστος αποθήκευσης. Μειώνεται ο αποθηκευτικός χώρος, αφού είναι ανύπαρκτος ο φυσικός χώρος και μηδενίζεται ο χρόνος πρόσβασης σε προηγούμενες εξετάσεις από το αρχείο. Παρόμοια με το RIS, το PACS προσφέρει επίσης τη δυνατότητα απομακρυσμένης πρόσβασης στις ιατρικές εικόνες και τη διάγνυσή τους.

Η εξ αποστάσεως εκπαίδευση και η εξ αποστάσεως διάγνωση είναι δεδομένες. Εκτός από το Σύστημα Ραδιολογικών Πληροφοριών (RIS), υπάρχει και το Σύστημα Νοσοκομειακών Πληροφοριών (HIS- Hospital Information Systems), στο οποίο διατίθεται μια ηλεκτρονική πλατφόρμα για την ενσωμάτωση και την ανταλλαγή ιατρικών ακτινολογικών εικόνων με τη βοήθεια του PACS. Η ροή εργασιών που εκτελείται από το ανθρώπινο δυναμικό της μονάδας εργασίας, και συγκεκριμένα από το προσωπικό του ακτινολογικού εργαστηρίου, χρησιμοποιεί μια ποικιλία εξοπλισμού τεχνολογίας απεικόνισης (modalities).

Τα αποτελέσματα της ροής εργασίας αποστέλλονται από την έξοδο του εξοπλισμού στο σταθμό εργασίας (πύλη) που είναι υπεύθυνος για τη διασφάλιση ποιότητας (QA-quality assurance). Πρόκειται για ένα σημείο ελέγχου που διασφαλίζει ότι όλα

τα χαρακτηριστικά των δημογραφικών στοιχείων του ασθενούς και των απεικονιστικών μελετών είναι σωστά. Εάν οι πληροφορίες είναι έγκυρες, οι εικόνες αποστέλλονται σε ένα αρχείο (archive) για την αρχειοθέτηση και την αποθήκευση εικόνων, αναφορών, μετρήσεων και άλλων διαγνωστικών πληροφοριών.

Στη συνέχεια, οι εικόνες εμφανίζονται σε ένα σταθμό εργασίας ανάγνωσης (reading work-station), όπου ο ακτινολόγος γιατρός τις μελετά και καταγράφει τα διαγνωστικά αποτελέσματα. Τα δεδομένα αναφοράς και υπαγόρευσης, δηλαδή η γνωμάτευση της εξέτασης, μπορεί να παρέχονται από το RIS/HIS ή να αποτελούν ανεξάρτητη μονάδα. Η έκθεση αποθηκεύεται σε εξωτερικό δίσκο, ο οποίος παρέχεται στον ασθενή στο τέλος της εξέτασης για την κοινοποίηση των αποτελεσμάτων και των ακτινολογικών εικόνων προς άλλες ιατρικές μονάδες.

c) *DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine)*

Το DICOM είναι ένα πρότυπο που δημιουργήθηκε από την NEMA (National Electrical Manufacturers Association), η οποία είναι υπεύθυνη για τη διανομή και την προβολή ιατρικών εικόνων. Έχει υιοθετηθεί διεθνώς και χρησιμοποιείται εξίσου ευρέως στα νοσοκομεία. Κάθε αρχείο στο πρότυπο περιέχει πληροφορίες σχετικά με τον ασθενή, τη μελέτη, τη σειρά εικόνων, τον εξοπλισμό με τον οποίο λήφθηκε η εικόνα και τη μεμονωμένη εικόνα (single) ή τη σειρά εικόνων (image series). Στα μηχανήματα υπολογιστικής τομογραφίας και μαγνητικής τομογραφίας, όπου οι εικόνες λαμβάνονται μέσω πολλαπλών διαδικασιών απεικόνισης, ο αριθμός των εικόνων που λαμβάνονται αυξάνεται κατά την εξέταση πολλών ασθενών.

Ως εκ τούτου, εάν οι εικόνες δε διαθέτουν πληροφοριακά στοιχεία, ελλοχεύει ο κίνδυνος να χαθούν οι εικόνες αυτές, να μη συσχετιστούν με περιστατικά ή ακόμα και με ασθενείς. Αυτός είναι ο λόγος για τον οποίο δημιουργήθηκε το PACS, διαφορετικά θα αρκούσε ένα γενικό σύστημα διαχείρισης φακέλων ή εγγράφων. Το σύστημα DICOM είναι μια δομή δεδομένων ιατρικής απεικόνισης, μετάδοσης ιατρικών εικόνων, ανάκτησης εικόνων από το αρχείο του PACS, εκτύπωσης εικόνων, ενσωμάτωσης από RIS, PACS και modalities. Συνδέεται με υπηρεσίες που διαμεσολαβούνται μέσω δικτύου και παρέχονται σε συνδυασμό με άλλα συστήματα. Σχετίζεται επίσης με τη μορφή αποθήκευσης εικόνων σε μέσα, την

ανταλλαξιμότητα και τις προδιαγραφές συμμόρφωσης των διαφόρων εξοπλισμών και του λογισμικού.

d) Διάγνωση υποβοηθούμενη από Υπολογιστή

Η διάγνωση με τη βοήθεια υπολογιστή (CAD- Computer Aided Diagnosis) είναι μια εφαρμογή αναγνώρισης προτύπων που έχει σχεδιαστεί για να βοηθά τους ακτινολόγους γιατρούς στις διαγνωστικές τους αποφάσεις. Φυσικά, η τελική διάγνωση της παθολογίας γίνεται από τον γιατρό και όχι από ένα σύστημα υποστήριξης.

Το CAD είναι ένας από τους σημαντικότερους ερευνητικούς τομείς στην ιατρική απεικόνιση. Σε αυτό το σύστημα, τα αποτελέσματα που λαμβάνονται από τον υπολογιστή χρησιμοποιούνται ως "δεύτερη γνώμη" για την τελική διάγνωση. Αντίθετα, στις αυτοματοποιημένες διαγνωστικές μεθόδους, η διάγνωση γίνεται από ένα πληροφοριακό σύστημα υπολογιστή. Το σύστημα CAD χρησιμεύει επομένως ως συμπλήρωμα της εργασίας που εκτελεί ο γιατρός.

Τα πληροφοριακά συστήματα υπολογιστών μπορούν να λαμβάνουν και να επεξεργάζονται εικόνες και, στην περίπτωση των μικρο - επεμβατικών απεικονιστικών μελετών (λαπαροσκόπηση, υστεροσκόπηση), να παρέχουν επίσης εικόνες ή βίντεο. Η διαδικασία αυτή μειώνει το ρόλο του παρατηρητή ιατρού, επιτρέποντας την ενδεδειγμένη αξιολόγηση και σύγκριση των εικόνων προκειμένου να εντοπιστούν ύποπτες περιοχές και να επιτευχθεί καλύτερη, δηλαδή πιο ολοκληρωμένη διάγνωση. Παρόμοιες εξελίξεις έχουν σημειωθεί και σε άλλους τομείς, όπως η ενδοσκόπηση του γαστρεντερικού σωλήνα, η απεικόνιση του θώρακα, του μαστού και άλλων ανατομικών δομών.

e) Τεχνητή Νοημοσύνη στην Ιατρική

Το 1956, η αλγεβρική γλώσσα επεξεργασίας λιστών που ανέπτυξε ο John McCarthy στο πλαίσιο του ερευνητικού προγράμματος TN (τεχνητή νοημοσύνη) έδωσε ώθηση στη μελέτη των γενετικών αλγορίθμων. Ένας γενετικός αλγόριθμος είναι ένας αλγόριθμος που εξερευνά το χώρο των υποψήφιας λύσεων και βρίσκει την καταλληλότερη με βάση ορισμένα κριτήρια. Σημαντικά προβλήματα που αντιμετωπίζονται με τη μέθοδο αυτή είναι η εύρεση της μέγιστης συνάρτησης μιας

μεταβλητής, προβλήματα συντομότερης διαδρομής, σχεδιασμός κυκλωμάτων VLSI και σχεδιασμός ωρολογιακών προγραμμάτων κ.ά.

Στη δεκαετία του 1970 εμφανίστηκαν τα πρώτα συστήματα εμπειρογνομόνων ως εμπορικές εφαρμογές και στη δεκαετία του 1980 η γλώσσα λειτουργικού προγραμματισμού LISP. Έγινε προσπάθεια να ενοποιηθούν οι διάλεκτοι με ένα κοινό πρότυπο LISP. Η LISP βασίζεται στην αξιολόγηση συναρτήσεων αντί της εκτέλεσης εντολών. Τα προγράμματα που βασίζονται στον λειτουργικό προγραμματισμό γράφονται με βάση συναρτήσεις που αξιολογούν βασικές τιμές.

Ταυτόχρονα, εφαρμόστηκαν τα πρώτα τεχνητά νευρωνικά δίκτυα. Το αντικείμενο των τεχνητών νευρωνικών δικτύων είναι ένα ευρύ και αυτόνομο επιστημονικό πεδίο που σχετίζεται με το γενικό πλαίσιο των ευφυών συστημάτων και δικτύων. Μπορούν να θεωρηθούν πολυάριθμες επιτυχημένες εφαρμογές, όπως έξυπνα φίλτρα ηλεκτρονικού ταχυδρομείου, γρήγοροι και αποτελεσματικοί δρομολογητές και αυτόματη αναγνώριση σχετικών και συναφών πληροφοριών.



Εικόνα 22:Νευρωνικά δίκτυα. Πηγή: <https://www.google.com>

Ένα άλλο βήμα στην εξέλιξη της TN ήταν η σύνδεσή της με τη θεωρία της ασαφούς λογικής. Η θεωρία της ασαφούς λογικής προσαρμόστηκε στο σύστημα μέσω κατάλληλων αλγορίθμων, επιτρέποντάς του να εξαγει διαχειρίσιμα και συγκεκριμένα συμπεράσματα μέσω της υπάρχουσας γνώσης των ασαφών καταστάσεων. Κύριος υποστηρικτής της είναι ο καθηγητής LotfiZadeh, ο οποίος την έχει εφαρμόσει σε συστήματα ταξινόμησης και αυτόματους διορθωτές προτάσεων.

Στη δεκαετία του 1990, με την ανάπτυξη και την εξάπλωση του διαδικτύου, εμφανίστηκαν για πρώτη φορά οι ευφυείς πράκτορες και τα ρομπότ διαδικτύου, ανεξάρτητα προγράμματα που λαμβάνουν αποφάσεις και αλληλεπιδρούν με διάφορα συστήματα. Ο εξελικτικός υπολογισμός, η νοημοσύνη σμήνους, η χρήση της μηχανικής μάθησης και η ανακάλυψη γνώσης σε βάσεις δεδομένων αναδείχθηκαν στη συνέχεια ως κατηγορίες της υπολογιστικής νοημοσύνης.

Πιο συγκεκριμένα, ο όρος τεχνητή νοημοσύνη ή Artificial Intelligence περιγράφει τη δημιουργία ευφύων αλγορίθμων και αντίστοιχων προγραμματιστικών λύσεων που επιτρέπουν στους υπολογιστές να αναπαράγουν ή να ξεπερνούν την ανθρώπινη λογική ή νοημοσύνη για ένα συγκεκριμένο πρόβλημα. Με άλλα λόγια, η ΤΝ αναφέρεται στον κλάδο της πληροφορικής που αναπτύσσει ευφυή συστήματα, τα οποία αναφέρθηκαν για πρώτη φορά από τον John McCarthy το 1956 σε ένα συνέδριο στο Dartmouth και από τον Πυθαγόρα το 550 π.Χ., ο οποίος δήλωσε ότι "όλα τα υπάρχοντα αντικείμενα μπορούν να αναχθούν σε αριθμητικές σχέσεις". Τα ευφυή συστήματα είναι συστήματα υπολογιστών που σκέφτονται και ενεργούν όπως οι ίδιοι οι άνθρωποι.

Η επιρροή της τεχνητής νοημοσύνης είναι απολύτως απαραίτητη, ιδίως στον ιατρικό τομέα, ο οποίος γίνεται όλο και πιο πολύπλοκος κάθε χρόνο που περνάει. Μια ευρεία ποικιλία εξετάσεων που συνδυάζουν βιολογικές εξετάσεις, ακτινολογικές εικόνες, γενετικά δεδομένα κλπ. Παράγουν εδώ και καιρό τεράστιες ποσότητες πληροφοριών που δεν μπορούν να επεξεργαστούν άμεσα από τον ανθρώπινο εγκέφαλο. Επίσης, ως αποτέλεσμα αυτής της ποικιλομορφίας, καθίσταται αναγκαία η λεπτομερέστερη υποταξινόμηση των ασθενειών.

Υπάρχουν πολλά οφέλη που μπορεί να αποκομίσει ο τομέας της υγειονομικής περίθαλψης από τη χρήση της τεχνητής νοημοσύνης. Αυτό ισχύει ιδιαίτερα στις αναπτυσσόμενες χώρες, καθώς η παροχή υγειονομικής περίθαλψης εξαρτάται από την έλλειψη εξειδικευμένου προσωπικού και όχι τόσο από την έλλειψη τεχνολογίας. Ένα άλλο πλεονέκτημα της τεχνητής νοημοσύνης είναι ότι μπορεί επίσης να ελέγξει την αποτελεσματικότητα της θεραπείας που εφαρμόζεται δημιουργώντας μοτίβα θεραπείας.

Επί του παρόντος, σε ασθένειες όπως ο καρκίνος, η τεχνητή νοημοσύνη μπορεί να αντιληφθεί συσχετισμούς που είναι αόρατοι στο ανθρώπινο μάτι.. Αυτή η προσέγγιση της συσχέτισης μπορεί να βοηθήσει στο μέλλον στην άμεση θεραπεία ασθενών με παρόμοια συμπτώματα.

Τα τεχνητά ευφυή υπολογιστικά συστήματα (μηχανές) πρέπει να πληρούν ορισμένες απαιτήσεις. Πρέπει να είναι σε μεγάλο βαθμό αυτοματοποιημένα, να λαμβάνουν δεδομένα από το περιβάλλον, να τα αναλύουν, να ενεργούν βάσει της ανάλυσης για να επιτύχουν τα καλύτερα αποτελέσματα (ορθολογική συμπεριφορά) και να παρατηρούν την αποτελεσματικότητα της συμπεριφοράς και να προσαρμόζονται ανάλογα (μάθηση).

Γενικά, η μηχανική μάθηση βασίζεται στα υποπεδία της επιστήμης των υπολογιστών και της τεχνητής νοημοσύνης. Περιλαμβάνει αλγορίθμους που μαθαίνουν από δεδομένα και κάνουν προβλέψεις. Έτσι, δημιουργούνται μοντέλα και πρότυπα από σύνολα δεδομένων, τα οποία εξελίσσονται γρήγορα λόγω του μεγάλου όγκου δεδομένων. Η μηχανική μάθηση στην υγειονομική περίθαλψη, από την άλλη πλευρά, βοηθά τους γιατρούς στη διάγνωση ασθενειών, μειώνοντας έτσι σημαντικά τους χρόνους διαβούλευσης και βελτιστοποιώντας τη χρήση των νοσοκομειακών πόρων. Μπορεί επίσης να ταξινομήσει τους ασθενείς ώστε να παρέχει εξατομικευμένη ιατρική φροντίδα για κάθε ασθενή και να συμβάλει στην πρόληψη των ασθενειών.

5.1 Τεχνητή Νοημοσύνη και Ακτινολογία

Όπως κάθε επαγγελματικός κλάδος, έτσι και ο κλάδος της Ακτινολογίας απαιτεί βήματα προόδου τόσο για θέματα μεταξύ διάγνωσης και θεραπείας, μεταξύ γιατρού και ασθενή, όσο και μεταξύ των αναγκών του σήμερα και του αύριο. Καθοριστικό ρόλο στη θεραπεία μιας ασθένειας έχει η διάγνωση μιας ασθένειας σε αρχικά στάδια εκδήλωσής της. Βασικό εργαλείο της διάγνωσης ασθενειών αποτελούν οι απεικονιστικές εξετάσεις, τεράστιας σημασίας αφού αποδεικνύεται εδώ και χρόνια από μελέτες που τις συνδέουν με το μεγαλύτερο προσδόκιμο ζωής, τη μείωση της θνησιμότητας, τη μείωση των χειρουργικών επεμβάσεων αλλά και τις λιγότερες εισαγωγές στα νοσοκομεία.

Η έγκαιρη διάγνωση, που διεισδύσει όλο και πιο αποτελεσματικά στην Ιατρική πράξη αναδεικνύει τη βαρύτητα του κλάδου της Ακτινολογίας, όπως αυτό αποτυπώνεται από την αυξημένη ζήτηση της ιατρικής απεικόνισης, καθώς και την εντυπωσιακή αύξηση των μεθόδων που διευκολύνουν τη διάγνωση και το σχεδιασμό της απαραίτητης και εξατομικευμένης θεραπείας.

Με το πέρασμα των χρόνων αυξάνεται η ποικιλομορφία των ασθενειών, πράγμα το οποίο επιτάσσει την ανάγκη για πιο σύγχρονα και αποτελεσματικά μέσα επίλυσής τους βασιζόμενα στην ραγδαία τεχνολογική εξέλιξη με παράλληλη επίτευξη της αποτελεσματικότητας και τη διασφάλιση ποιότητας χρήσης καινοτόμων μηχανημάτων. Πιο συγκεκριμένα, με την τεχνητή νοημοσύνη απαιτείται η δημιουργία καινοτόμων τεχνολογικών μηχανών με απώτερο σκοπό την υψηλή ποιότητα υπηρεσιών συμπεριλαμβανομένων αυτών των μέσων σκιαγραφικής (Σ.Μ.) αντίθεσης για αξονική τομογραφία (CT), ακτίνες Χ και μαγνητική τομογραφία (MRI). Επιπλέον, απαραίτητη είναι η δημιουργία κατάλληλου εξοπλισμού για την ακριβή χορήγηση των Σ.Μ. αλλά και πληροφοριακών συστημάτων που θα υποστηρίζουν την αποτελεσματική και βέλτιστη φροντίδα του ασθενή.

Όπως έχει προαναφερθεί στην προηγούμενη ενότητα, για την άρτια επικοινωνία και λειτουργία των συστημάτων υγείας, είναι χρήσιμη μία ηλεκτρονική πλατφόρμα μέσω της οποίας οι επαγγελματίες υγείας θα ενημερώνουν και θα ενημερώνονται σχετικά με τη ροή εργασιών. Γίνεται λόγος για το περιβάλλον ιατρικής απεικόνισης των PACS (Picture Archiving Communication System) και Radiology Information System (RIS), μέσω των οποίων λαμβάνονται αποφάσεις προκειμένου να δεχθεί ο ασθενής μία σαφή κατεύθυνση από τη διάγνωση ως τη θεραπεία του.

5.2 Τεχνητά νευρωνικά δίκτυα ως το μέλλον της υπολογιστικής επιστήμης

Στον 21ο αιώνα, ίσως κανένας τομέας της πληροφορικής δεν έχει προσελκύσει μεγαλύτερη προσοχή από ακαδημαϊκούς και ανεξάρτητους ερευνητές παγκοσμίως από τον τομέα των τεχνητών νευρωνικών δικτύων. Παράλληλα με το υπολογιστικό νέφος (cloud computing) και την τεχνητή νοημοσύνη, τα νευρωνικά δίκτυα οδηγούν την επιστήμη της πληροφορικής και των πληροφοριών σε εξωπραγματικά επίπεδα.

Τα νευρωνικά δίκτυα δεν είναι πρωτογενής εφεύρεση κάποιου ή κάποιων επιστημόνων, αντίθετα, είναι αντίγραφα της φύσης. Το μοντέλο ενός τεχνητού νευρωνικού δικτύου είναι μια αναπαράσταση αυτού που είναι φυσικό, δηλαδή αυτού που υπάρχει στο ανθρώπινο σώμα.

Αν προσπαθήσουμε να ορίσουμε ένα τεχνητό νευρωνικό δίκτυο, μπορούμε να πούμε ότι είναι ένα δίκτυο νευρώνων που έχει κατασκευαστεί με αλγόριθμους και επικεντρώνεται στην επίλυση υπολογιστικών προβλημάτων ή ένα δίκτυο που προσπαθεί να μιμηθεί όσο το δυνατόν περισσότερο το φυσικό νευρωνικό δίκτυο.

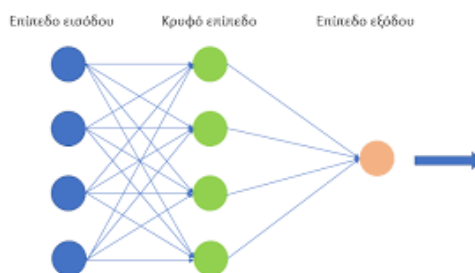


Εικόνα 23: Φυσικό Νευρωνικό Δίκτυο ανθρώπινου οργανισμού. Πηγή:
<https://www.google.com>

Ένα τεχνητό νευρωνικό δίκτυο αποτελείται από X (όπου X : τυχαίος αριθμός) αριθμό κόμβων. Ο συγκεκριμένος αριθμός αυτών των τεχνητών κόμβων (νευρώνων) αυξάνεται ή μειώνεται ανάλογα με την πολυπλοκότητα του νευρωνικού δικτύου, δηλαδή τον όγκο των δεδομένων που καλείται να επεξεργαστεί, τη φύση του προβλήματος και τα επεξεργασμένα δεδομένα που πρέπει να παρέχει.

Το πλαίσιο ενός απλού νευρωνικού δικτύου είναι ιδιαίτερα εύκολο να σχεδιαστεί και να συλληφθεί. Αποτελείται από έναν αριθμό κόμβων εισόδου, οι οποίοι αποτελούν τα σημεία εισόδου των δεδομένων, έναν αριθμό "κρυφών" επιπέδων (συνήθως περισσότερα), των οποίων ο κύριος σκοπός είναι να λαμβάνουν αποφάσεις (επεξεργασία) για τα δεδομένα, και τέλος, ένα τελικό επίπεδο κόμβων που εξάγει ή δίνει έξοδο από την προηγούμενη επεξεργασία. Αυτό το απλό μοντέλο μπορεί να γίνει πιο πολύπλοκο με την προσθήκη στρωμάτων επεξεργασίας και

λήψης αποφάσεων. Αυτό που παραμένει το ίδιο, ωστόσο, είναι οι είσοδοι και οι έξοδοι, οι οποίες, άλλωστε, είναι εκεί που χρειάζονται οι είσοδοι και οι έξοδοι.



Εικόνα 24: Απλό μοντέλο Νευρωνικού Δικτύου. Πηγή: <https://www.google.com>

Η κατασκευή ενός τέτοιου δικτύου μπορεί και ποικίλλει από απλή έως απολύτως πολύπλοκη, ανάλογα με το είδος της αναμενόμενης επεξεργασίας και τον αριθμό των ενδιάμεσων ή "υπολογιστικών" νευρώνων. Για παράδειγμα, ας υποθέσουμε ότι το νευρωνικό δίκτυο που περιγράφηκε παραπάνω τροφοδοτείται με διάφορες φωτογραφίες, εκ των οποίων οι υπολογιστικοί νευρώνες αναλαμβάνουν να τις αναλύσουν και να αποφασίσουν αν απεικονίζουν γάτα ή όχι.

Το σχήμα της γάτας είναι ένας αρκετά χαρακτηριστικός τύπος, καθώς περιέχει μοναδικές λεπτομέρειες, όπως τα αυτιά, τα τέσσερα πόδια, η υφή του τριχώματος και η ουρά. Ωστόσο, οι υπολογιστικοί νευρώνες δεν γνωρίζουν όλες αυτές τις λεπτομέρειες περί των χαρακτηριστικών των γατών και έτσι, μετά από μια περίοδο εκπαίδευσης, κατά τη διάρκεια της οποίας βομβαρδίζονται με φωτογραφίες γατών, καταφέρνουν τελικά να αφομοιώσουν και να ξεχωρίζουν πλέον τη μορφή τους. Έτσι, όταν μια εικόνα μιας άγνωστης γάτας έρχεται στο νευρωνικό δίκτυο, αυτό προσπαθεί να αναγνωρίσει και να ταυτοποιήσει τη μορφή με τα χαρακτηριστικά που του δόθηκαν κατά τη σχετική εκπαίδευση και να προσδιορίσει αν πρόκειται για γάτα ή για κάτι άλλο άγνωστο (C.E.A., 2016).

6. Κεφάλαιο 6^ο - Συμπεράσματα

Μετά την ολοκλήρωση της βιβλιογραφίας, προκύπτει ότι τα ψηφιακά μηχανήματα απεικόνισης φαίνεται να αποτελούν τον κανόνα στη σύγχρονη κλινική πρακτική. Η πλειονότητα των ακτινολογικών κέντρων χρησιμοποιούν σαρωτές φωσφορικών κασετών για την καλύτερη ακτινολογική απεικόνιση. Χρησιμοποιούνται όλο και περισσότερο ολοκληρωμένοι ανιχνευτές χωρίς την τεχνολογία κασέτας σε περιπτώσεις όπου απαιτούνται υψηλές επιδόσεις. Η σύγκριση των συστημάτων CR με αυτά του DR, με βάση την ιστορική εξέλιξη των συστημάτων, δεν είναι πολύ καλά θεμελιωμένη. Ωστόσο, οι διαφορές μεταξύ αυτών των συστημάτων είναι λιγότερο έντονες από ό, τι ήταν πριν από μερικές δεκαετίες.

Τα νέα συστήματα με ανιχνευτές επίπεδης οθόνης, δεν διακρίνονται μόνο για την ταχύτητά τους, αλλά και για την προηγμένη ικανότητα λήψης και επεξεργασίας, όπως η ακτινολογία διπλής ενέργειας και η ψηφιακή τομοσύνθεση. Είναι πολύ πιθανό ότι αυτές οι δυνατότητες θα γίνουν κυρίαρχες τα επόμενα χρόνια. Ωστόσο, θα χρειαστούν δεκαετίες για να ξεπεραστούν ευκολότερα αυτοί οι περιορισμοί της συμβατικής ακτινολογικής απεικόνισης έως ότου καταλήξει στην ακριβέστερη διάγνωση.

Ωστόσο, η γνώση της εξέλιξης του συστήματος αναλογικής και ψηφιακής απεικόνισης με ακτίνες Χ, μπορεί να συμβάλει στη λήψη σωστών αποφάσεων όσον αφορά την επιλογή του εξοπλισμού και των βελτιστοποιημένων συστημάτων ψηφιακής απεικόνισης όπως αυτά τείνουν να χρησιμοποιηθούν. Ως εκ τούτου, και έπειτα από την αναλυτική αναφορά στα πλεονεκτήματα των ψηφιακών σαρωτών, φαίνεται ότι τα ψηφιακά ακτινολογικά συστήματα είναι αυτά που θα εδραιώσουν τη χρήση τους στην ακτινολογική απεικόνιση του μέλλοντος.

6.1 Μελλοντικές εξελίξεις της ακτινολογικής απεικόνισης

Σημαντική χρηματοδότηση έχει επενδυθεί στον τομέα της ακτινολογικής απεικόνισης για την ανακάλυψη νέων συστημάτων φωσφόρου και ανιχνευτών για χρήση της CR. Αυτά τα συστήματα αποθήκευσης φωσφόρου είναι δομημένα έτσι ώστε οι κρύσταλλοί τους να επικαλύπτονται με γυαλί ή αλουμίνιο και χωρίς κανένα υλικό συγκόλλησης μεταξύ των κρυστάλλων. Αυτή η τεχνολογία έχει ως αποτέλεσμα μια

πιο συμπαγή δομή αποθήκευσης φωσφόρου και μικρότερο μέγεθος pixel, που σημαίνει υψηλή τιμή DQE, τόσο όσο παρατηρείται στους επίπεδους ανιχνευτές (Pfeiffer, et al., 2015).

Τα συστήματα αυτά έχουν επίσης τη δυνατότητα πολλαπλής απεικόνισης, η οποία μπορεί να εξοικονομήσει χρόνο σε διάγνωση με ακτίνες X. Εάν ο χρόνος ανίχνευσης διατηρηθεί σταθερός, τότε οι 'νέοι' σαρωτές είναι ικανοί να διαβάσουν τα εικονοστοιχεία με μεγαλύτερη ταχύτητα, συγκριτικά με το χρόνο που απαιτούσε ένας 'παλαιότερος', με αποτέλεσμα να παράγεται εικόνα υψηλότερου σήματος. Παρ' όλα αυτά, μελέτες που χρησιμοποίησαν τέτοια συστήματα για μία ακτινογραφία θώρακος είχαν παρόμοια απεικονιστική εικόνα, όσον αφορά την ποιότητα εικόνας με τα CR, αλλά μεγαλύτερη μείωση του δείκτη έκθεσης. (Tebrün, Ludewing, Köhler, Böhme, & Pees, 2019).

Με την έλευση των φορητών συσκευών, τα συστήματα επίπεδων ανιχνευτών θεωρήθηκαν

πιο ευέλικτα και ήταν ικανά να αντικαταστήσουν πλήρως τα CR. Ωστόσο, θα πρέπει να ελεγχθεί περισσότερο η ποιότητα της εικόνας που προκύπτει από τους ανιχνευτές φωσφόρου σε σχέση με τις φορητές συσκευές (Sheth, et al., March 2018).

Μια άλλη εφαρμογή είναι η χρήση δυναμικού επιπέδου ανιχνευτή κατά την ακτινοσκόπηση ώστε να επιτευχθεί βελτίωση της ποιότητας της εικόνας και μείωση της έκθεσης του ασθενούς στην ακτινοβολία (Liu & Kim, 2022).

Η βελτίωση της παραμέτρου DQE και του λόγου σήματος προς θόρυβο μπορούν να επιφέρουν περαιτέρω μειώσεις στην έκθεση και την ποιότητα της εικόνας. Επιπλέον, τα συστήματα ανίχνευσης μπορούν να βελτιωθούν με τη μείωση του μεγέθους των κυκλωμάτων και του μεγέθους των pixel (Tanguari, Kim, Iniewski, & Cunningham, 2020).

Βιβλιογραφία

Ελληνική Βιβλιογραφία

ΓΕΩΡΓΙΟΥ, Ε. (2014). ΙΑΤΡΙΚΗ ΦΥΣΙΚΗ. Στο Ε. ΓΕΩΡΓΙΟΥ, ΔΙΑΓΝΩΣΤΙΚΕΣ & ΘΕΡΑΠΕΥΤΙΚΕΣ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΤΩΝ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΩΝ (2 εκδ., σσ. 216-220). ΚΥΠΡΟΣ: Π.Χ. ΠΑΣΧΑΛΙΔΗΣ.

ΓΕΩΡΓΙΟΥ, Ε. (2014). ΙΑΤΡΙΚΗ ΦΥΣΙΚΗ. Στο Ε. ΓΕΩΡΓΙΟΥ, ΔΙΑΓΝΩΣΤΙΚΕΣ & ΘΕΡΑΠΕΥΤΙΚΕΣ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΤΩΝ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΩΝ (2 εκδ., σσ. 212-216). ΚΥΠΡΟΣ: Π.Χ. ΠΑΣΧΑΛΙΔΗΣ.

Χ. ΝΙΚΗΦΟΡΙΔΗΣ, Γ. (2015). ΙΑΤΡΙΚΗ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗ. ΑΘΗΝΑ: ιατρικές εκδόσεις Λίτσας.

ΓΕΩΡΓΙΟΥ, Ε. (2014). ΙΑΤΡΙΚΗ ΦΥΣΙΚΗ. Στο Ε. ΓΕΩΡΓΙΟΥ, ΔΙΑΓΝΩΣΤΙΚΕΣ & ΘΕΡΑΠΕΥΤΙΚΕΣ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΤΩΝ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΩΝ (2 εκδ., σσ. 305-314). ΚΥΠΡΟΣ: Π.Χ. ΠΑΣΧΑΛΙΔΗΣ.

ΨΑΡΡΑΚΟΣ, Κ., ΜΟΛΥΒΔΑ-ΑΘΑΝΑΣΟΠΟΥΛΟΥ, Ε., ΓΚΟΤΖΑΜΑΝΗ-ΨΑΡΡΑΚΟΥ, Α., & ΣΙΟΥΝΤΑΣ, Α. (2009). ΙΑΤΡΙΚΗ ΦΥΣΙΚΗ. Στο Στοιχεία Ακτινοφυσικής και Εφαρμογές στην Ιατρική. Ακτινοβολία, Ακτινοπροστασία (5 εκδ., Τόμ. Α, σσ. 57-62). ΘΕΣΣΑΛΟΝΙΚΗ: ΨΑΡΡΑΚΟΣ ΚΥΡΙΑΚΟΣ.

ΓΙΑΚΟΥΜΑΚΗΣ, Ε., ΓΚΥΡΤΗΣ, Κ., ΜΠΕΛΕΣΙΩΤΗΣ, Β. Σ., ΞΥΝΟΣ, Π., & ΣΤΕΡΓΙΟΠΟΥΛΟΥ-ΚΑΛΑΝΤΖΗ, Ν. (2012). Εφαρμογές Πληροφορικής Υπολογιστών. ΑΘΗΝΑ: ΙΝΣΤΙΤΟΥΤΟ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ ΚΑΙ ΕΚΔΟΣΕΩΝ "ΔΙΟΦΑΝΤΟΣ".

Οικονόμου, Ε. (1995). Η Φυσική σήμερα: Οι Δέκα Κλίμακες της Ύλης. Πανεπιστημιακές Εκδόσεις Κρήτης.

Παπαδάκης, Ε. (n.d.). Επεξεργασία του φιλμ στο σκοτεινό θάλαμο.

Παναγιωτάκης, Γ. (1990). Φυσική της Ακτινοδιαγνωστικής. Πάτρα.

Προυκάκης, Χ. (1981). Ιατρική Φυσική. Παρισιανός.

Σακκάς, Γ. (2023, 4). Η Τεχνητή Νοημοσύνη στην αποφυγή λαθών.

Στράτη, Ι., Θεμελή, Δ., Ζαχαριάδη, Γ., Ανθεμίδη, Α., & Οικονόμου, Α. (2004). "Ενόργανη Χημική Ανάλυση II". Θεσσαλονίκη, Κεφ.4.

ΥΓΕΙΑΜΟΥ.GR TEAM. (2023, 2 8). Πώς η σύγχρονη Ακτινολογία βελτιώνει τη φροντίδα των ασθενών.

Αγγλική Βιβλιογραφία

Bacarini, L., Giacomich, R., & Saccavini, C. (1995). The physical aspects of traditional radiology and of computed radiology compared. In *La Radiologia Medica* (pp. 506-519).

Berkhout, W., Beuger, D., Sanderink, G., & Stelt, P. (2004). The dynamic range of digital radiographic systems: dose reduction or risk of overexposure?. *Dento maxillo facial radiology*.33(1):1-5.

Busch, H., Busch, S., Decker, C., & et.al. (2003). Image quality and exposure dose in digital projection radiography. *Rofo*,175:32-37

Cicero, G., & Mazziotti, S. (2021). Crohn's disease at radiological imaging: focus on techniques and intestinal tract. *Intestinal Research*, 19(4),(p. 365).

Doi, K. (2006). Diagnostic imaging over the last 50 years: research and development in medical imaging science and technology, *Physics in Medicine & Biology*,51(13), p.R5.

Egas Moniz and angiography. . In *Seminars in pediatric infectious diseases*(Vol.14, No.2, pp. 173-181). W.B.Saunders.

Grainger, R. (1981). Intravascular contrast media-the past, the present and the future. Mackenzie Davidson Memorial Lecture, April 1982. *The British journal of radiology*, 55(649), (pp. 1-18).

Geiger, H. (2002). Radiation dose and image quality in diagnostic radiology: optimization of the dose-image quality relationship with clinical experience from scoliosis radiography, coronary intervention and a flat-panel digital detector. *Acta Radiol Suppl* (pp. 43:1-43).

Geijer, H., Beckman, K., Jonsson, B., & et.al. (2001). Digital radiography of scoliosis with a scanning method: initial evaluation. *Radiology*, 218:402-410

Heyne, J., Sehner, J., Neumann, R., & et.al. (2002). Reduction of radiation exposure by using storage phosphor radiography on pelvis and lumbar spine. *Rofo*, 174:104-111

Huang, H. (2004). *PACS and Imaging Informatics, Basic Principles and Applications*. (NEW JERSEY:Wiley).

Kassebaum, D., & McDowell, J. (1993). Tomography. *Dental Clinics of North America*, 37(4), (pp. 567-574).

Kawashima, A., Glockner, J. F., & King, B. F. (2003). CT urography and MR urography. *Radiologic Clinics*, 41(5), (pp. 945-961).

Liu, J., & Kim, J. (2022). A Novel Sub-Pixel-Shift-Based High-Resolution X-ray Flat Panel Detector. *Coatings*, 12(7), p.921.

Ligon, B. (April 2003). Biography: history of developments in imaging techniques:

Lusic, H., & Grinstaff, M. (2013). X-ray-computed tomography contrast agents. *Chemical reviews*, 113(3), (pp. 1641-1666).

Mahesh, M. (2004). AAPM/RSNA physics tutorial for residents. Digital mammography. In J. Mattoon, & C. Smith, *Breakthroughs in radiography: computed radiography*. Compendium.

Mothiram, U., Brennan, P., Lewis, S., Moran, B., & Robinson, J. (2014). Digital radiography exposure indices: A review. *Journal of medical radiation sciences*, 61(2),(pp.112-118).

Mould, R. F. (1995). The early history of x-ray diagnosis with emphasis on the contributions of physics 1895-1915. In *Physics in Medicine & Biology*, 40(11), (p. 1741).

Neofotistou, v., Tsapaki, V., Kottou, S., Schreiner-Karoussou, A., & Vano, E. (2005). Does digital imaging decrease patient dose? a pilot study and review of the literature. *Radiat Prot Dosimetry*.

Roberts G, G. J. (2001). Computed radiography in Kraft S. In R. G. (eds), *Vet Clin North Am Equine Pract: Modern Diagnostic Imaging* (pp. 47-62). Philadelphia: WB Saunders.

Sheth, N., Jacobson, M., Zbijewski, W., Kleinszing, G., Vogt, S., Soellradl, S., et al. (March 2018). Imaging performance of CMOS and a-Si: flat-panel detectors for C-arm fluoroscopy and cone-beam CT. In *Medical Imaging 2018: Physics of Medical Imaging* (pp. 166-171). SPIE.

Tanguari, J., Kim, H., Iniewski, K., & Cunningham, I. (2020). Frequency[dependent signal and noise in spectroscopic x-ray imaging. *Medical physics*.

Tanguari, J., Kim, H., Iniewski, K., & Cunningham, I. (2020). Frequency dependent signal and noise in spectroscopic x-ray imaging. *Medical physics*,47(7),pp.2881-2901.

Tebrün, W., Ludewing, E., Köhler, C., Böhme, J., & Pees, M. (2019). Needle-based storage-phosphor detector radiography is superior to a conventional powder-based storage-phosphor detector and a high-resolution screen-film system in small patients (budgerigars and mice). *ScientificReports*,9(1), pp.1-9.

Taibi, A. (2004). Conventional radiology. In *Ionizing radiation detectors for medical imaging* (pp. 17-52).

Διαδικτυακή Βιβλιογραφία

C.E.A. (2016, ΣΕΠΤΕΜΒΡΙΟΣ 12). *Τεχνητά νευρωνικά δίκτυα: το μέλλον της υπολογιστικής επιστήμης [part 1]*. Retrieved ΜΑΡΤΙΟΣ 20, 2023, from Τεχνητά νευρωνικά δίκτυα: το μέλλον της υπολογιστικής επιστήμης [part 1]: <https://www.cea.gr>

EBERHART, J. (1991). ΔΟΜΙΚΗ ΚΑΙ ΧΗΜΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ ΥΛΙΚΩΝ. Ανάκτηση 11 19, 2022, από Structural and Chemical Analysis of Materials: <https://www.materials.uoc.gr/el/undergrad/courses/ETY248/notes/2020/lec03.pdf>

NEWS247. (2022, ΔΕΚΕΜΒΡΙΟΣ 15). Τεχνητή νοημοσύνη και Ακτινολογία: Γιατί η εξέλιξη της ιατρικής απεικόνισης σε αφορά. Ανάκτηση ΑΠΡΙΛΙΟΣ 4, 2023, από Τεχνητή νοημοσύνη και Ακτινολογία: Γιατί η εξέλιξη της ιατρικής απεικόνισης σε αφορά: <https://www.news247.gr/ygeia/techniti-noimosyni-kai-aktinologia-giati-i-exelixa-tis-iatrikis-apeikonisis-se-afora.9832320.html>

PHYSICSGG. (2014, ΑΥΓΟΥΣΤΟΣ 11). Η ανακάλυψη των ακτίνων Χ από τον Röntgen. Ανάκτηση 12 20, 2022, από Η ανακάλυψη των ακτίνων Χ από τον Röntgen: <https://physicsgg.me/2014/11/08/-rontgen/>

ΒΙΒΛΙΑ, Φ. Δ. (n.d.). 3.4 ΤΕΧΝΗΤΗ ΝΟΗΜΟΣΥΝΗ. Ανάκτηση από Εισαγωγή στις Αρχές της Επιστήμης των Η/Υ (B Λυκείου): http://ebooks.edu.gr/ebooks/v/html/8547/2716/Pliroforiki_B-Lykeiou_html-empl/index3_4.html

ΒΙΒΛΙΑ, Φ. Δ. (n.d.). 4.4 ΑΚΤΙΝΕΣ Χ . Ανάκτηση ΙΑΝΟΥΑΡΙΟΣ 21, 2023, από ΦΥΣΙΚΗ Β ΛΥΚΕΙΟΥ ΓΕΝΙΚΗΣ ΠΑΙΔΕΙΑΣ: http://ebooks.edu.gr/ebooks/v/html/8547/2682/Fysiki_B-Lykeiou-GP_html-empl/index4_4.html

ΓΕΩΡΓΑΚΑΚΟΣ, Π., ΣΦΑΡΝΑΣ, Ν., ΣΚΑΛΩΜΕΝΟΣ, Α., & ΧΡΙΣΤΑΚΟΠΟΥΛΟΣ, Ι. (n.d.). ΦΥΣΙΚΗ ΓΕΝΙΚΗΣ ΠΑΙΔΕΙΑΣ Γ ΤΑΞΗΣ ΕΝΙΑΙΟΥ ΛΥΚΕΙΟΥ, ΟΡΓΑΝΙΣΜΟΣ ΕΚΔΟΣΕΩΝ ΔΙΑΔΑΚΤΙΚΩΝ ΒΙΒΛΙΩΝ. Ανάκτηση από ΦΥΣΙΚΗ ΓΕΝΙΚΗΣ ΠΑΙΔΕΙΑΣ Γ ΤΑΞΗΣ ΕΝΙΑΙΟΥ

ΛΥΚΕΙΟΥ: <https://www.frontistiriaka-mathimata.gr/images/vivlia/fysiki-triti-lykeiou-genikis-paideias.pdf>

ΚΕΤΙΚΙΔΗΣ, Α., ΜΙΣΥΡΗΣ, Γ., & ΠΑΛΛΑΔΑΣ, Κ. (2004). ΟΙ ΑΚΤΙΝΕΣ Χ. Ανάκτηση ΜΑΡΤΙΟΣ 8, 2023, από <http://users.auth.gr/kallery/xrays.pdf>

Μπαμίδης, Π. (2015). Τεχνητή νοημοσύνη στην Ιατρική:τάσεις και αντιστάσεις. Ανάκτηση ΑΠΡΙΛΙΟΣ 4, 2023, από Τεχνητή νοημοσύνη στην Ιατρική:τάσεις και αντιστάσεις: <https://ehde.uth.gr/sites/default/files/article-attachments/9.-paroyiasi-tehniti-noimosyni.-taseis-kai-antistaseis-kathigitis-p.-mpamidis.pdf>

ΝΙΚΟΛΑΟΣ, Τ. (n.d.). "Μελέτη επαγωγής σύνθετων βλαβών DNA με μεθόδους προσομοίωσης στην ακτινοθεραπεία του προστάτη". Ανάκτηση ΦΕΒΡΟΥΑΡΙΟΣ 17, 2023, από "Μελέτη επαγωγής σύνθετων βλαβών DNA με μεθόδους προσομοίωσης στην ακτινοθεραπεία του προστάτη": <https://dspace.lib.ntua.gr/xmlui/bitstream/handle/>

ΝΙΚΟΣ, Π. (2021, ΝΟΕΜΒΡΙΟΣ-ΔΕΚΕΜΒΡΙΟΣ). Η τεχνητή νοημοσύνη στην υπηρεσία της υγείας. Ανάκτηση ΑΠΡΙΛΙΟΣ 4, 2023, από Η τεχνητή νοημοσύνη στην υπηρεσία της υγείας: <https://www.aueb.gr/el/opanews/i-tehniti-noimosyni-stin-ypiresia-tis-ygeias>

ΤΣΙΡΙΠΙΔΟΥ, Χ., ΓΚΑΝΑΤΣΟΣ, Θ., & ΒΟΓΙΑΤΖΗΣ, Θ. (20117, ΙΟΥΛΙΟΣ 12). ΑΚΤΙΝΕΣ Χ ΚΑΙ ΟΙ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΤΟΥΣ. Ανάκτηση ΑΠΡΙΛΙΟΣ 3, 2023, από https://www.slideshare.net/filippos_chatziandreas/ss-76874623

ΦΥΣΙΚΩΝ, Ε. Ε. (2020, ΝΟΕΜΒΡΙΟΣ 9). Η ανακάλυψη των ακτίνων Χ από τον Wilhelm Röntgen έγινε στις 8 Νοεμβρίου 1895. Ανάκτηση ΙΑΝΟΥΑΡΙΟΣ 5, 2023, από Η ανακάλυψη των ακτίνων Χ από τον Wilhelm Röntgen έγινε στις 8 Νοεμβρίου 1895: <https://www.eef.gr/articles/x-ray-visions>

Körner M., Weber S., Wirth C., Reiser K. J., & Treit M. F. (2007). Advances in Digital Radiography: Physical Principles and System Overview Radiographics. Retrieved 12 2022

ΛΑΒΔΑΣ, Ε. (2007, ΙΟΥΝΙΟΣ 29). Ποιότητα εικόνας στην υπολογιστική αξονική τομογραφία. Ανάκτηση ΜΑΡΤΙΟΣ 18, 2023, από <https://hdl.handle.net/10889/434>

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. Retrieved 12 2022

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. Retrieved 11 2022