

Σύγχρονες πρακτικές ακτινοπροστασίας και δοσιμετρία ασθενών και προσωπικού στην ακτινοδιάγνωση

Αντώνιος Παπαδάκης
Ακτινοφυσικός ΠαΓΝΗ

Ιατρική Σχολή ΕΚΠΑ, Αθήνα, Σάββατο 8 Νοεμβρίου, 2025

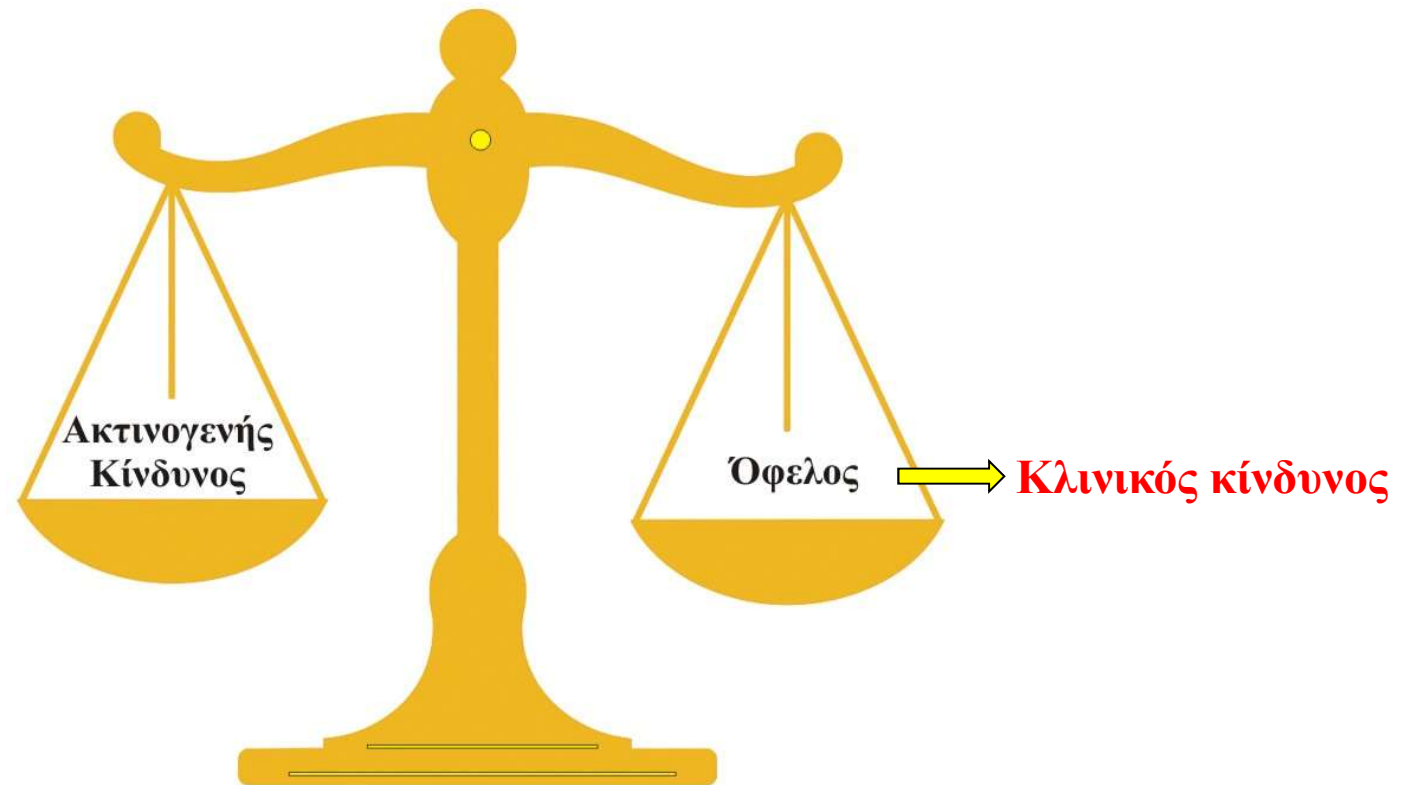


Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής
Πανεπιστημιακό Γενικό Νοσοκομείο Ηρακλείου

Περίγραμμα παρουσίασης

- Εισαγωγή
- Σύγχρονες πρακτικές ακτινοπροστασίας
Ψηφιακή ακτινογράφιση
Υπολογιστική Τομογραφία
- Δοσιμετρία ασθενών και προσωπικού
- Συμπεράσματα

Αιτιολόγηση και Βελτιστοποίηση στην ακτινοδιάγνωση

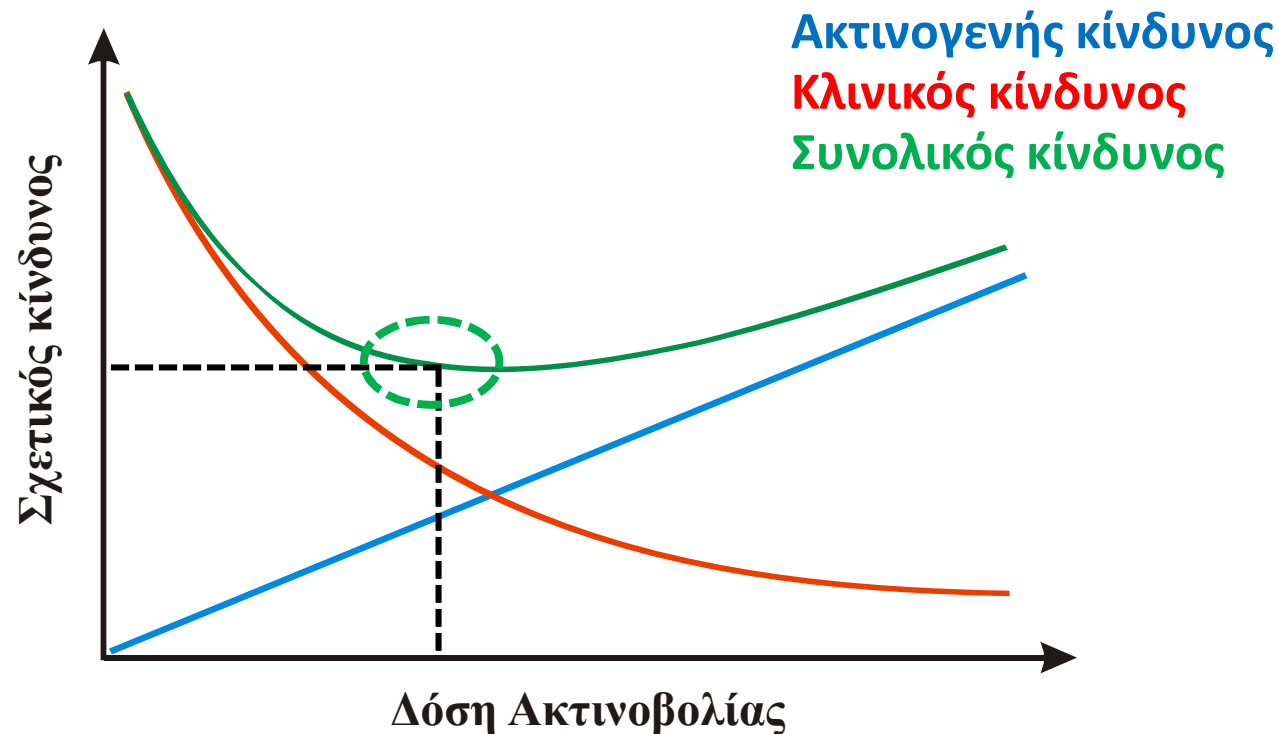


Κλινικός κίνδυνος: Ο κίνδυνος που απορρέει από ιατρικές εικόνες χαμηλής διαγνωστικής αξίας, οι οποίες μπορεί να οδηγήσουν σε εσφαλμένη διάγνωση.

(Samei et al, J Radiol Prot. 38, 2018)

Ο κίνδυνος έναντι της δόσης ακτινοβολίας

- Η ολοκληρωμένη διαδικασία βελτιστοποίησης θα πρέπει να ενσωματώνει τον **ακτινογενή κίνδυνο** και τον **κλινικό κίνδυνο**, σε μία ενιαία εκτίμηση **συνολικού κινδύνου**.



(Adapted from Samei et al, J Radiol Prot. 38, 2018)

Βελτιστοποίηση δόσης ακτινοβολίας/ποιότητας εικόνας

- Modality Specific Dose Metrics on phantoms



- Body Size-based Specific Dose Metrics



- Organ Dose for a Reference Person



- Effective Dose for a Refer. Person



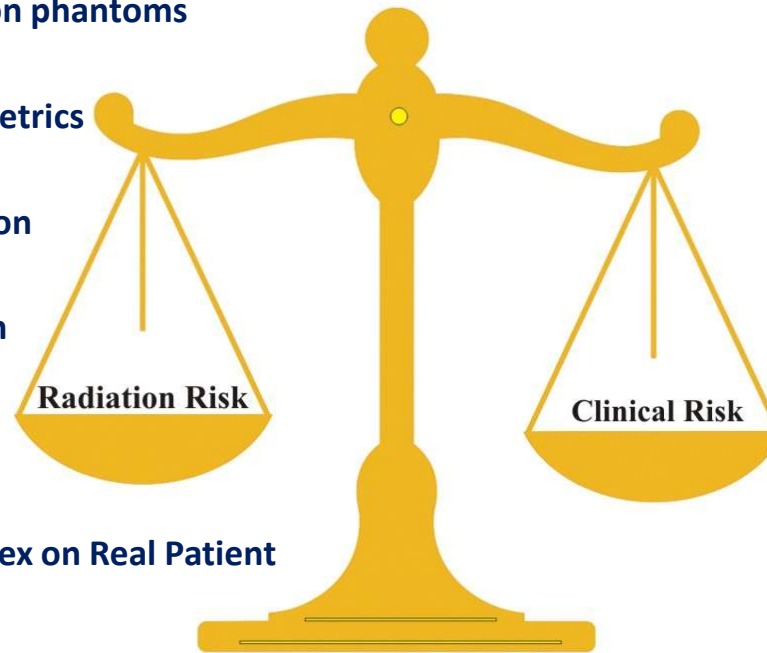
- Organ Dose on Real Patient



- Organ based Radiogenic Risk Index on Real Patient



- Radiation Risk



- Phantom-based Image quality



- Patient-based image quality

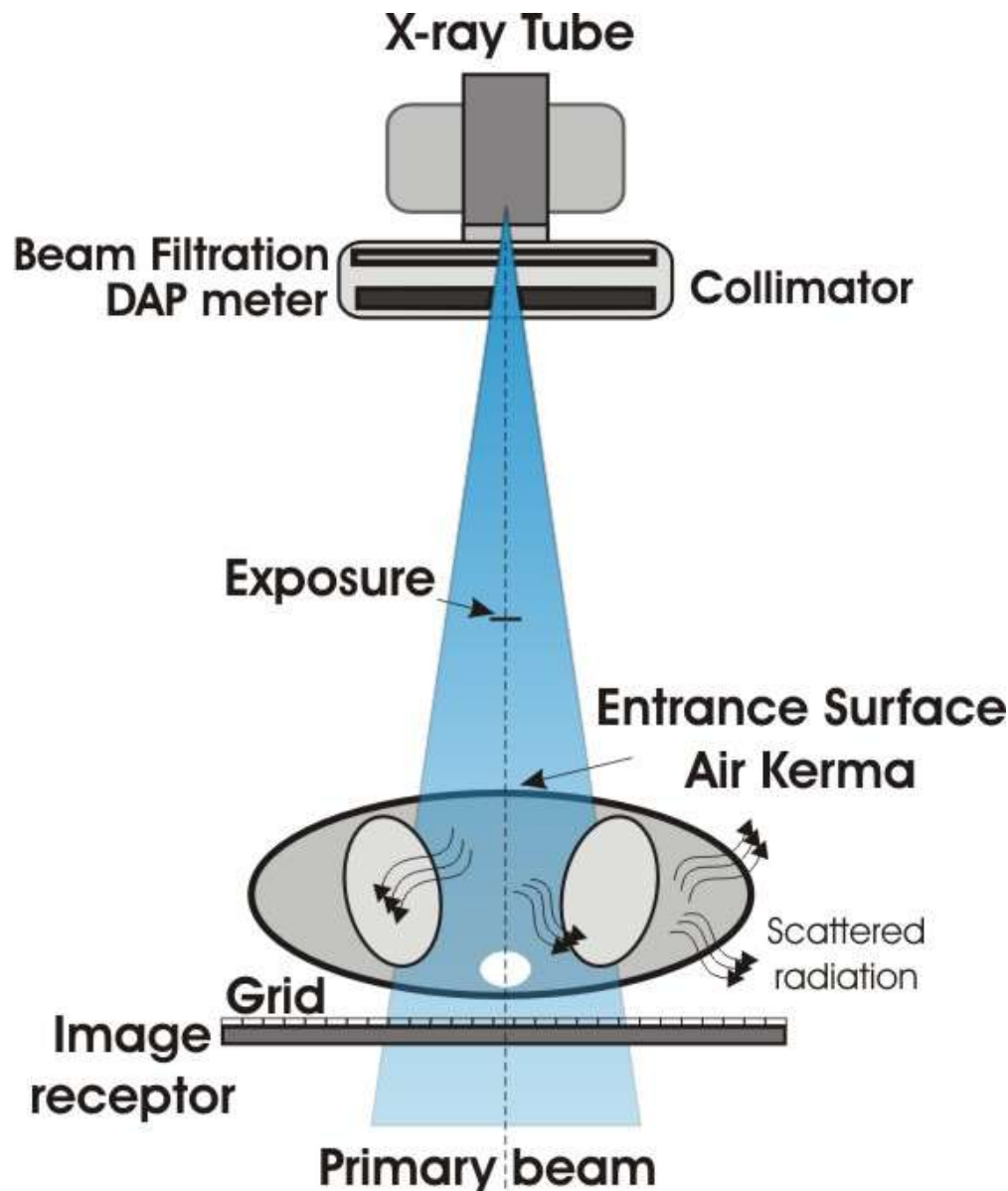


- Clinically indicated image quality



- Clinical Risk

Οι παράμετροι που επηρεάζουν την ποιότητα εικόνας και τη δόση ακτινοβολίας στην ψηφιακή ακτινογράφηση



Tube load: mAs

Tube potential: kVp

Body size

Automatic exposure control

Source to detector distance

Exposure geometry

Grid use

Focal spot size

Beam filtration

Collimation

Magnification

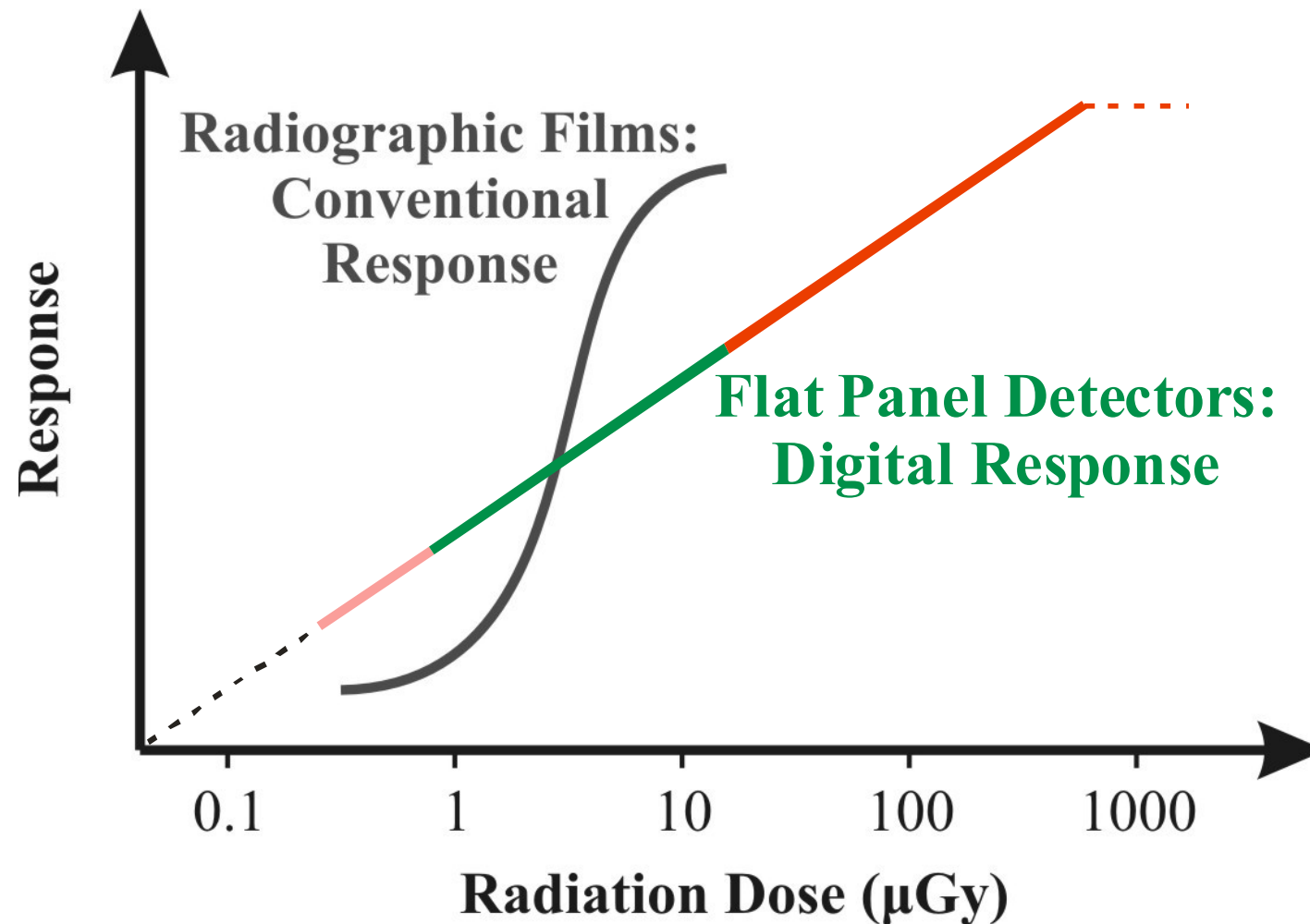
Image processing algorithms

Detection efficiency

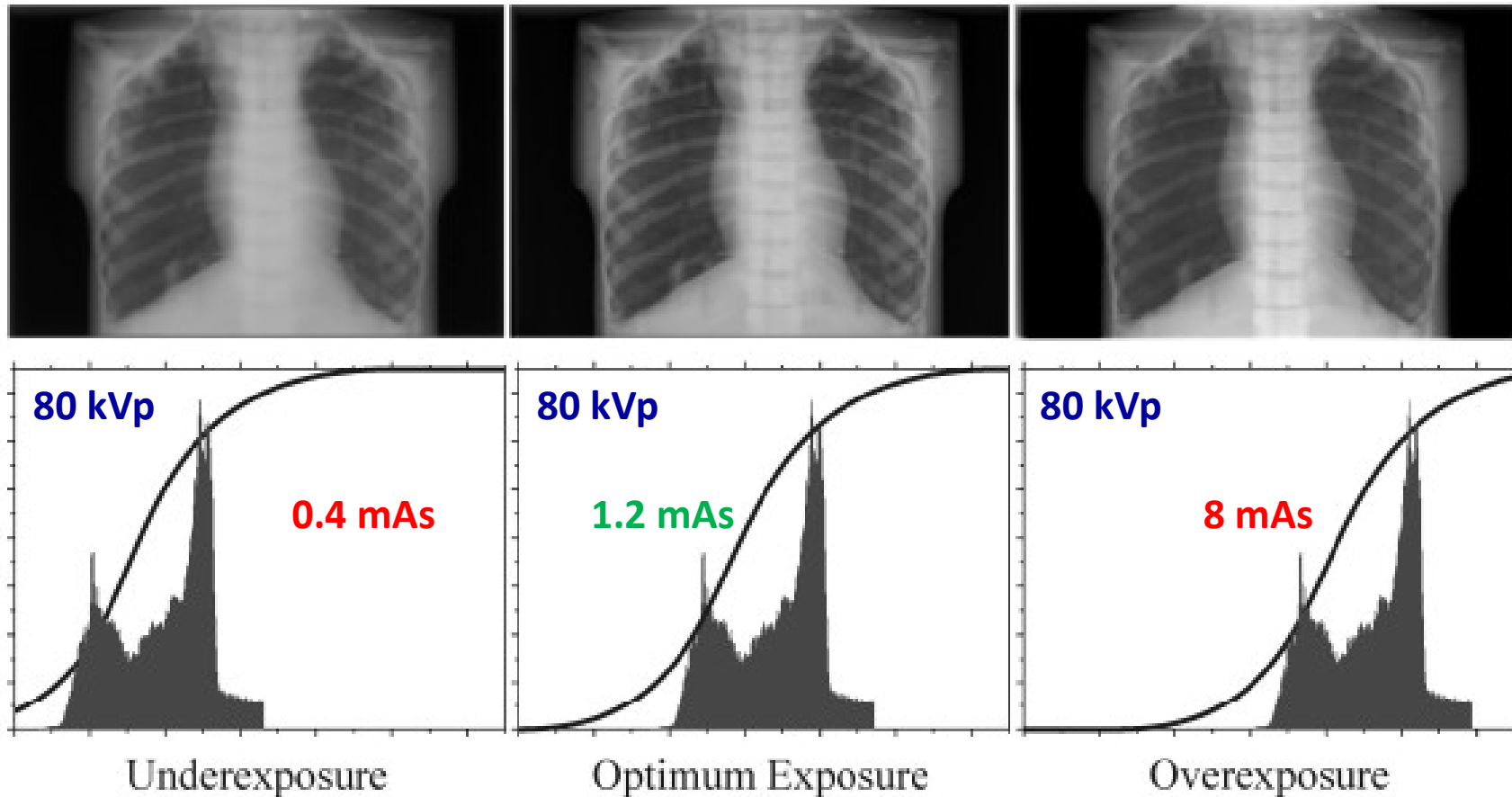
Exposure index

Contact shielding

Η ευρεία δυναμική περιοχή απεικόνισης στην ψηφιακή ακτινογράφηση

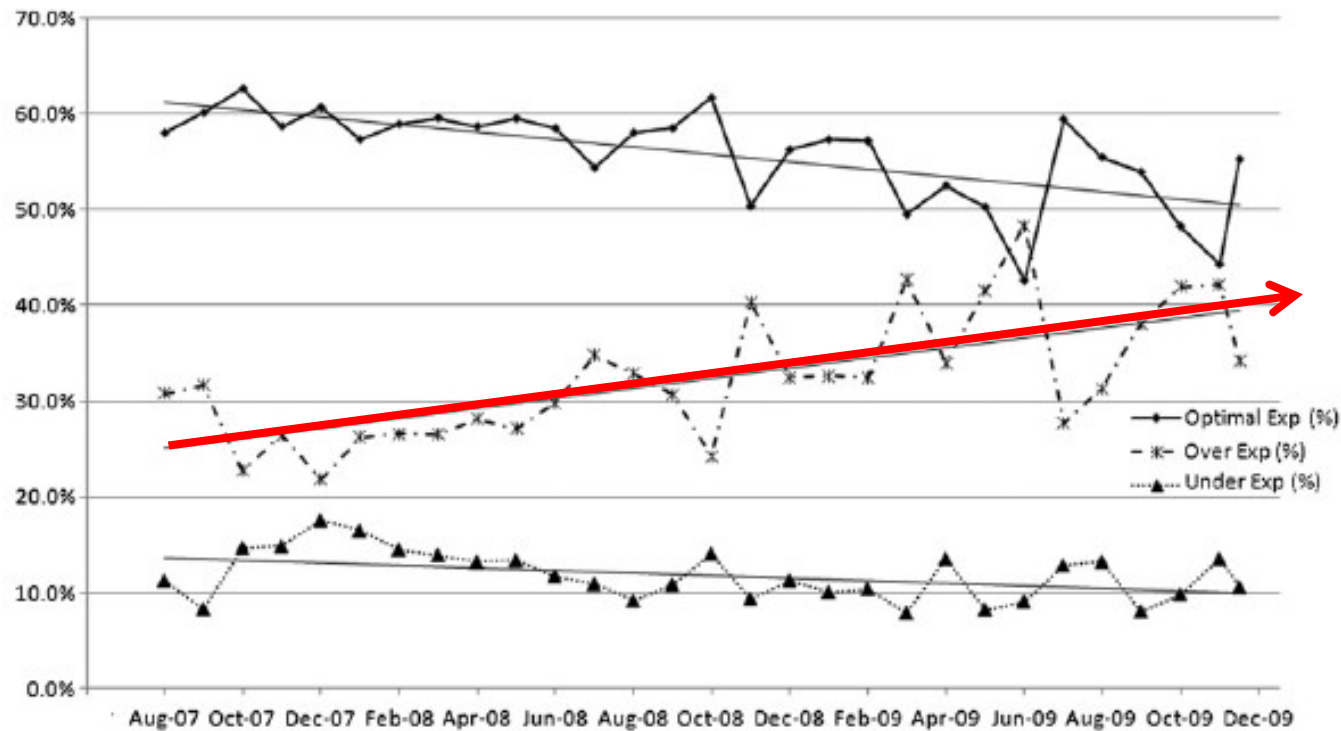


Η ευρεία δυναμική περιοχή απεικόνισης στην ψηφιακή ακτινογράφηση



*5 year old anthropomorphic phantom, SID 110 cm,
1 mm Al + 0.1 mm Cu, AEC Deactivated*

Η σταδιακή αύξηση της έκθεσης “Exposure Creep”



(Gibson et al. Acad Radiol 19, 2012)



IEC 62494-1

Edition 1.0 2008-08

INTERNATIONAL STANDARD

NORME INTERNATIONALE

Medical electrical equipment – Exposure index of digital X-ray imaging systems –

Part 1: Definitions and requirements for general radiography

Appareils électromédicaux – Indice d'exposition des systèmes d'imagerie numérique à rayonnement X –

Partie 1: Définitions et exigences pour la radiographie générale

INTERNATIONAL
ELECTROTECHNICAL
COMMISSION

COMMISSION
ELECTROTECHNIQUE
INTERNATIONALE

ICS 11.040.50

PRICE CODE
CODE PRIX

R

ISBN 2-8318-9944-3

AAPM REPORT NO. 116



An Exposure Indicator for Digital Radiography

Report of AAPM Task Group 116

July 2009

DISCLAIMER: This publication is based on sources and information believed to be reliable, but the AAPM and the editors disclaim any warranty or liability based on or relating to the contents of this publication.

The AAPM does not endorse any products, manufacturers, or suppliers. Nothing in this publication should be interpreted as implying such endorsement.

- Exposure Index
- Deviation Index

Πως λειτουργεί το πρότυπο Exposure Index;

- **Exposure Index:** Είναι ανάλογος της τιμής Air Kerma που λαμβάνει ο ψηφιακός ανιχνευτής.

$$EI = 100 \mu\text{Gy}^{-1} \times K_{cal}, (unitless)$$

- K_{cal} : Air KERMA (μGy)-Βαθμονομημένη τιμή σε προκαθορισμένη ποιότητα δέσμης.

RQA5 (6.8 mm HVL Al):

70 kVp, 2.6 mm HVL Al + 21 mm Al

70 kVp, 2.6 mm HVL Al + 0.5 mm Cu + 2.8 mm Al.

Πως λειτουργεί το πρότυπο Exposure Index;

- **Deviation Index:**

$$DI = 10 \times \log_{10} \left(\frac{EI}{EI_T} \right)$$

- **EI_T** : Target Exposure Index
- Εκφράζει πόσο κοντά είναι ο EI της εξέτασης στον **EI_T** .
- **EI_T** για κάθε εξεταστικό πρωτόκολλο, ανατομική περιοχή και γωνία προβολής.
- Λάθος αποτελέσματα αν οι **EI_T** δεν καθορισθούν σωστά.

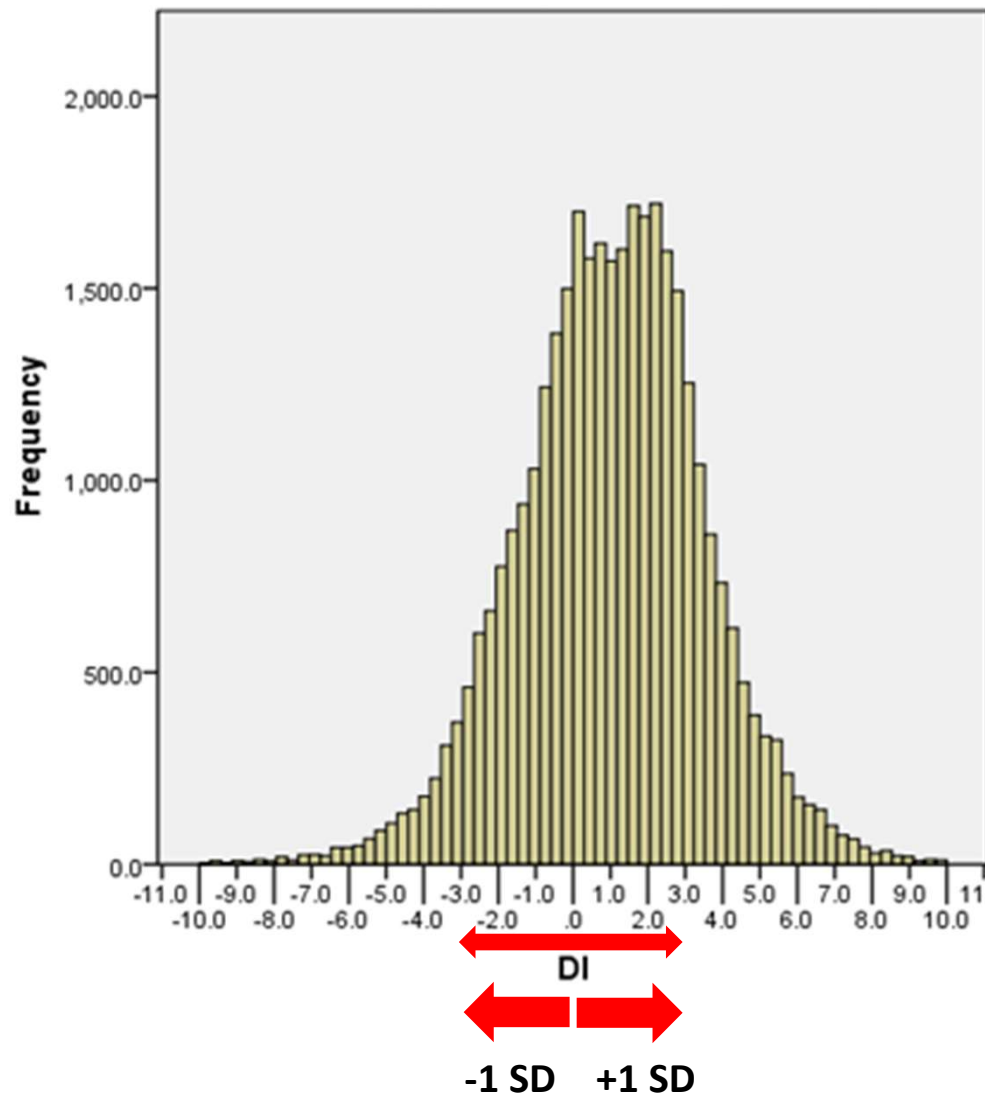
Εύρος τιμών “Deviation Index” και ενέργειες

DI	Range Action (AAPM TG116)
> + 3.0	Excessive patient radiation exposure Repeat only if relevant anatomy is clipped or “burned out” Require immediate management follow-up
+ 1.0 to + 3.0	Over exposure: Repeat only if relevant anatomy is clipped or “burned out”
- 0.5 to + 0.5	Target range
< - 1.0	Underexposed: Consult radiologist for repeat
< - 3.0	Repeat

Εύρος τιμών “Deviation Index” και ενέργειες

DI	Range Action (AAPM TG116)	AAPM TG232, 2018
> + 3.0	Excessive patient radiation exposure Repeat only if relevant anatomy is clipped or “burned out” Require immediate management follow-up	Is it really needed to repeat an overexposed image? What actions of management follow-up are required?
+ 1.0 to + 3.0	Over exposure: Repeat only if relevant anatomy is clipped or “burned out”	+ 1.0 < DI < + 0.5 ?
- 0.5 to + 0.5	Target range	Too narrow?
< - 1.0	Underexposed: Consult radiologist for repeat	- 1.0 < DI < - 0.5 ?, Radiologist approval necessary?
< - 3.0	Repeat	In every exam?

Παράδειγμα: Ακτινογραφία κοιλίας σε ενήλικες



- Η τυπική απόκλιση (SD) από τη μέση τιμή της κατανομής του DI καθορίζει τις ενέργειες που πρέπει να γίνουν για τη βελτίωση της πρακτικής.
- Μέση Τιμή DI κοντά στο 0.
- Μικρή τυπική απόκλιση.
- DI εξέτασης εντός $\pm 1 SD$ από τη μέση τιμή της κατανομής.

Η βελτιστοποίηση της πρακτικής

- EI vs Έκθεση: Σωστή βαθμονόμηση συστήματος ($\pm 20\%$).
- Καθορισμός σωστών τιμών EI_T ανά σύστημα, πρωτόκολλο, ανατομική περιοχή, προβολή.
- Η μέση τιμή DI πρέπει να είναι κοντά στο 0.
- Η τυπική απόκλιση (SD) από τη μέση τιμή της κατανομής του DI να είναι μικρή.
- Καθορισμός ορίων στο εύρος ± 1 SD από τη μέση τιμή της κατανομής του DI για ενέργειες.
- Παρακολούθηση EI, DI και SD στο χρόνο.
- Στόχος η βελτίωση της πρακτικής → Πραγματοποίηση εξετάσεων με μικρή SD.

Θωράκιση για την προστασία ακτινοευαίσθητων οργάνων

- Η πρακτική χρήσης ακτινοπροστατευτικής θωράκισης των ακτινοευαίσθητων οργάνων ξεκίνησε από τη δεκαετία του 1950.
- Γονάδες, έμβρυο, θυρεοειδής αδένας, μαστός, φακός οφθαλμού.



Οι προβληματισμοί

- Η θωράκιση μπορεί να καλύψει την ανατομία ενδιαφέροντος → ψευδενδείξεις, υποβάθμιση ποιότητας εικόνας ή επανάληψη έκθεσης (*Frantzen et al. Insights Imaging 3, 2012*)
- Η θωράκιση μπορεί να επηρεάσει τη λειτουργία του συστήματος αυτόματου ελέγχου έκθεσης → αύξηση δόσης ακτινοβολίας (*Kaplan et al. Ped Radiol 48, 2018*)
- Δυσκολία στη σωστή τοποθέτηση της θωράκισης πάνω στο σώμα ειδικά στα παιδιά: οι ωθήκες δεν είναι ορατές, μετακίνηση μεταξύ τοποθέτησης και λήψης (*Fawcett et al. BJR 85, 2012*)
- Μεγάλο μέρος της δόσης γονάδων ή εμβρύου προέρχεται από σκεδαζόμενη ακτινοβολία, η οποία δεν επηρεάζεται από τη θωράκιση (*Damilakis et al. Eur Radiol 13, 2003*)
- Η χρήση θωράκισης για την προστασία ακτινοευαίσθητων οργάνων δεν προσφέρει σημαντικό όφελος.

GOVERNANCE

This Policy is No Longer Active.

POLICY NUMBER	POLICY NAME	POLICY DATE	SUNSET DATE
PP 32-A	AAPM Position Statement on the Use of Patient Gonadal and Fetal Shielding	4/2/2019	12/31/2024

Section

No section assigned

Policy source

April 2-3, 2019 Board of Directors Meeting Minutes

Policy text

Patient gonadal and fetal shielding during X-ray based diagnostic imaging should be discontinued as routine practice. Patient shielding may jeopardize the benefits of undergoing radiological imaging. Use of these shields during X-ray based diagnostic imaging may obscure anatomic information or interfere with the automatic exposure control of the imaging system. These effects can compromise the diagnostic efficacy of the exam, or actually result in an increase in the patient's radiation dose. Because of these risks and the minimal to nonexistent benefit associated with fetal and gonadal shielding, AAPM recommends that the use of such shielding should be discontinued.

For patients or guardians experiencing fear and anxiety about radiation exposure, the use of gonadal or fetal shielding may calm and comfort the patient enough to improve the exam outcome (1). This may be considered when developing shielding policies and procedures. However, blanket statements requiring the use of such shielding are not supported by current evidence (2-4). Additionally, the AAPM recommends that radiologic technologist educational programs (including patient outreach efforts) provide information about the limited utility and potential drawbacks of gonadal and fetal shielding.

Rationale for policy: Gonadal and fetal shielding in X-ray imaging has for decades been considered consistent with the ALARA principle and therefore good practice. Given advances in technology and current evidence of radiation exposure risks, the AAPM has reconsidered the effectiveness of gonadal and fetal shielding.

Gonadal and fetal shielding provide negligible, or no, benefit to patients' health.

1) Radiation doses used in diagnostic imaging are not associated with measurable harm to the gonads or fetus. The main concern with radiation exposure to the reproductive organs has been an increased risk of hereditary effects. However, according to the 2007 Publication 103 of the International Commission on Radiological Protection (ICRP), "no human studies provide direct evidence of a radiation-associated excess of heritable disease" (5). Similarly, the American College of Obstetricians and Gynecologists (ACOG) Guidelines, with endorsement from the American College of Radiology (ACR), states that "with few exceptions, radiation exposure through radiography, computed tomography scan, or nuclear medicine imaging techniques is at a dose much lower than the exposure associated with fetal harm" (6).

2) Patient shielding is ineffective in reducing internal scatter. In medical x-ray imaging, the main source of radiation dose to internal organs that are outside the imaging field of view is x-rays that scatter inside the body. However, surface shielding covering these organs has no impact on this scatter.

The use of gonadal and fetal shielding can negatively affect the efficacy of the exam.



NCRP Recommendations for Ending Routine Gonadal Shielding During Abdominal and Pelvic Radiography

NCRP Statement No. 13, January 12, 2021

Executive Summary

The purpose of radiological protection, including recommendations for shielding, is to reduce the likelihood of possible harm. For medical exposures, the goal is to keep exposures as low as reasonably achievable while simultaneously ensuring that the needed information is obtained. Gonadal shielding (GS) was introduced and widely recommended in the 1950s with the intent of minimizing the potential for heritable genetic effects from medical exposures. Scientific evidence has led the National Council on Radiation Protection and Measurements (NCRP) to reconsider the recommendation for GS. Several factors contribute to NCRP's new recommendation.

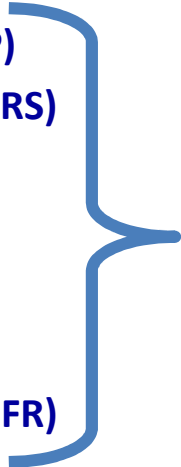
- The risks of heritable genetic effects are now considered to be much less than previously estimated.
- Improvements in technology since the 1950s have resulted in up to a 95 % reduction in the absorbed dose to pelvic organs from radiography.
- GS can interfere with the use of automatic exposure control (AEC) and thereby cause an increase in dose to other pelvic and abdominal organs that may be more radiosensitive.
- GS obscures portions of pelvic anatomy and may obscure important findings on radiographs. This limits the practical dimensions and area of the shield.
- Despite adherence to practice guidelines by technologists, GS may not completely shield the gonads in the majority of patients due to the limited area of the shield and the normal variations in patient anatomy.
- A substantial portion of gonadal dose to the ovaries is delivered by scattered x rays that are not attenuated by GS.

As a result, NCRP has concluded that in most circumstances GS use does not contribute significantly to reducing risks from exposure and may have the unintended consequences of increased exposure and loss of valuable diagnostic information, and therefore use of GS is not justified as a routine part of radiological protection.

NCRP now recommends that GS not be used routinely during abdominal and pelvic radiography, and that federal, state, and local regulations and guidance should be revised to remove any actual or implied requirement for routine GS. GS use may remain appropriate in some limited circumstances. The recommendations in this Statement are limited to patient GS during abdominal and pelvic radiography. NCRP recognizes that adoption of these new recommendations requires addressing the impact of this substantial change on ingrained medical practice.

The European Consensus on patient contact shielding

European Federation of Medical Physicists (EFOMP)
European Federation of Radiographer Societies (EFRS)
European Society of Radiology (ESR)
ESR EuroSafe Imaging
European Society of Paediatric Radiology (ESPR)
European Radiation Dosimetry Group (EURADOS)
European Acad. of DentoMaxilloFacial Rad. (EADMFR)



**Gonad and
Patient Shielding group
(GAPS)**

European consensus on patient contact shielding

Summary of recommendations

Application	Imaging modality	Inside or outside FOV	Recommendation	Symbol
Male and female gonad contact shielding	All X-ray	Both	'Not recommended to use shielding'	
Thyroid contact shielding	All X-ray (except Ceph.)	Inside	'Not recommended to use shielding'	
	Cephalometric radiography	Inside	'May use shielding'	
	Radiography, Mammography, Fluoroscopy, CT	Outside	'Not recommended to use shielding'	
	Dental X-ray (intraoral and cephalometric)	Outside	'May use shielding'	
	CBCT	Outside	'May use shielding'	
Breast contact shielding	All X-ray	Both	'Not recommended to use shielding'	
Eye lens contact shielding	All X-ray	Both	'Not recommended to use shielding'	
Embryo / Fetal contact shielding	All X-ray	Both	'Not recommended to use shielding'	



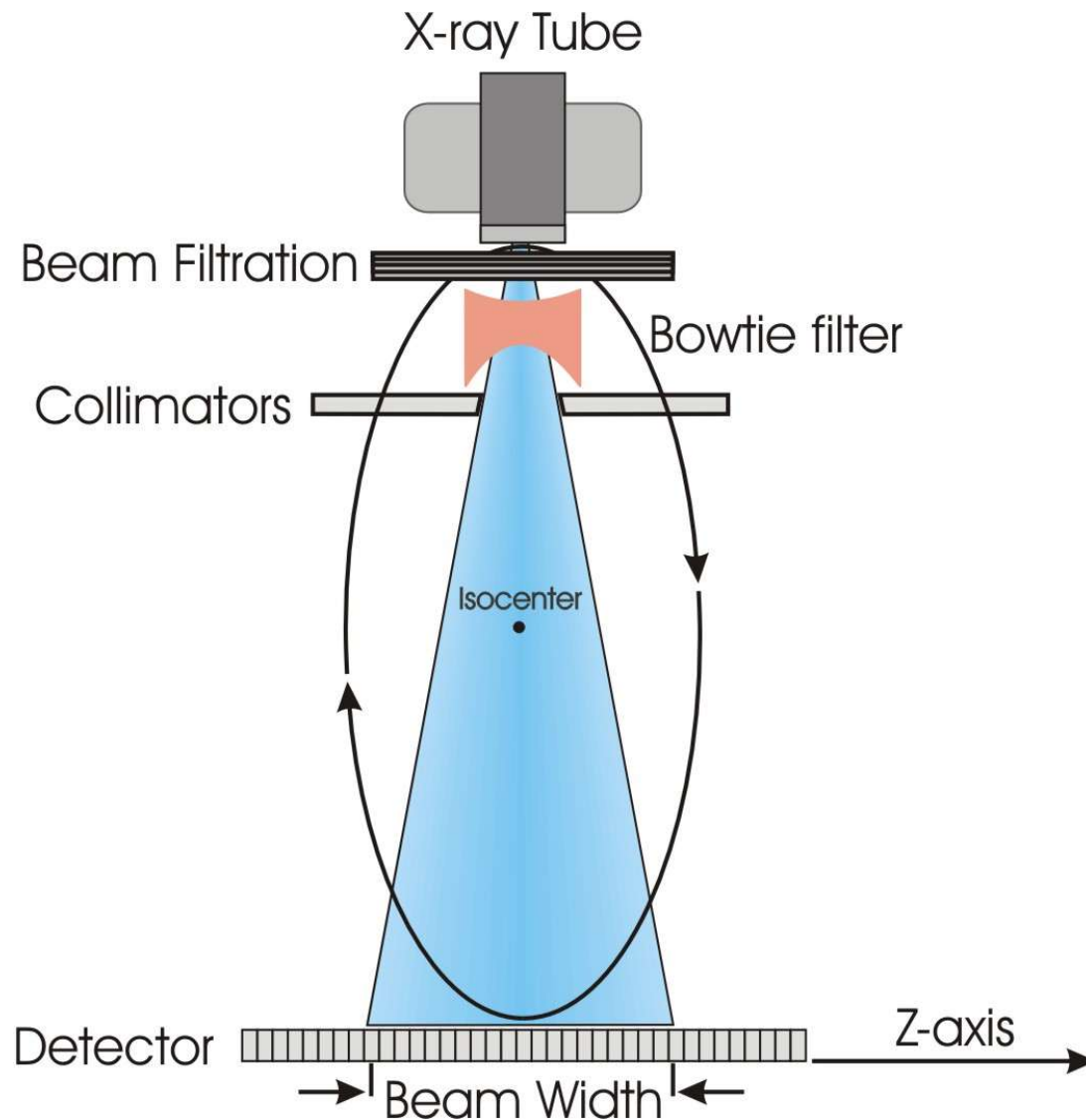
(Hiles et al. Phys Med 96, 2022)

European consensus on patient contact shielding

It is not unreasonable to consider scenarios and approaches where individual circumstances such as high cumulative dose, anxious or radiosensitive patients may indicate to the radiology professional that the benefit of shielding could outweigh any risk associated with its use. While not generally advised, any use of contact shielding should be considered carefully by a multi-disciplinary team, with the advice of a MPE, and should be written into examination protocols ahead of use.

Its selection simply to reassure the apprehensive patient should be discouraged as this promotes mixed messages and an exaggeration of radiation risk to the patient and wider community. Instead, efforts should concentrate on explaining the risks from the use of contact shields to the patient [4].

Οι παράμετροι έκθεσης που επηρεάζουν την ποιότητα εικόνας και τη δόση ακτινοβολίας στην ΥΤ



Tube load: mAs

Tube potential: kVp

Body size

Automatic exposure control

Patient centering

Organ dose mA modulation

Reconstruction algorithm

z-Overscanning

Focal spot size

Bowtie filter

Beam width

Scanning length

of acquisition phases

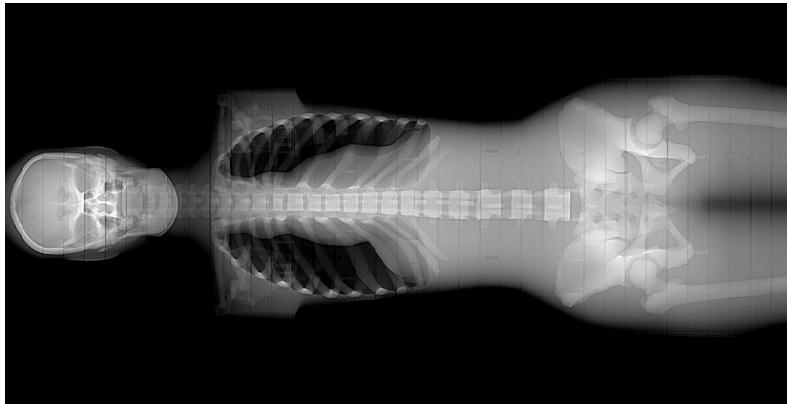
Pitch

Detection efficiency

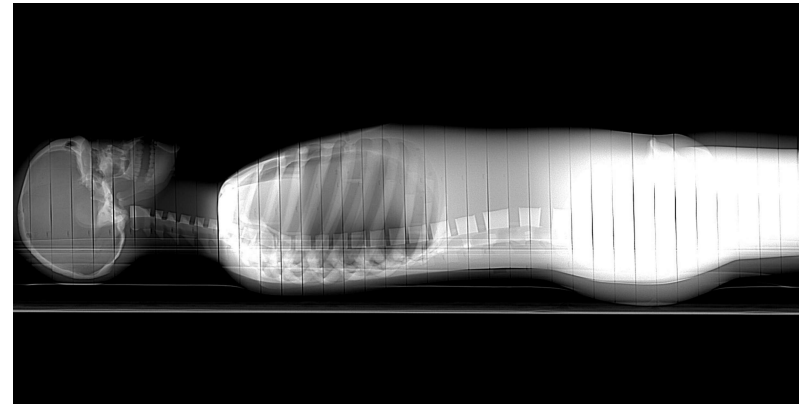
ΑΕC: Σύστημα Αυτόματου Ελέγχου Έκθεσης

- Αυτόματη προσαρμογή mA, kVp στο μέγεθος και τα ανατομικά χαρακτηριστικά κάθε ασθενούς

Πρόσθιο-οπίσθια προβολή



Πλάγια προβολή



- Ο χρήστης ορίζει το επιθυμητό επίπεδο ποιότητας εικόνας για έναν ασθενή μέσου μεγέθους:

α) Θόρυβος Εικόνας Αναφοράς (**Noise Index**, Smart mA, GE)

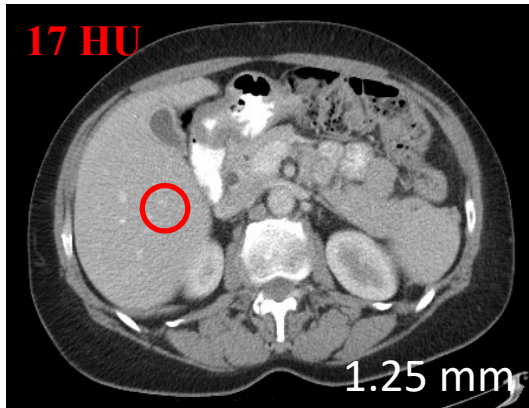
β) mAs Αναφοράς (**QR mAs**, CareDose4D, Siemens)

ΑΕC: Σωστή επικέντρωση στο Gantry

1. Σωστή εκτίμηση του σωματότυπου
2. Αποτελεσματική λειτουργία του φίλτρου Bowtie

Παράδειγμα: Δύο εξετάσεις κοιλίας/πυέλου στην ίδια γυναίκα

Scanner A

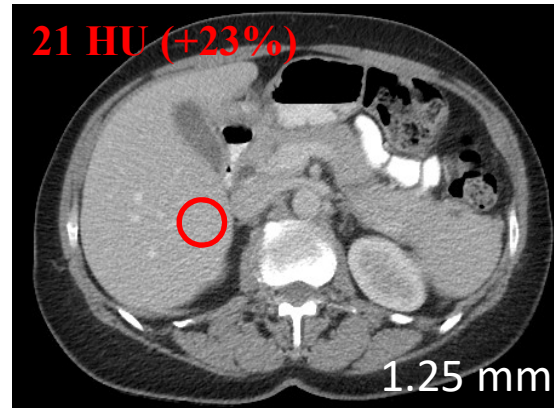


Πρωτόκολλο:
Thorax-Abdomen

120 kV

CTDI_{vol}: 14.77 mGy

Scanner A

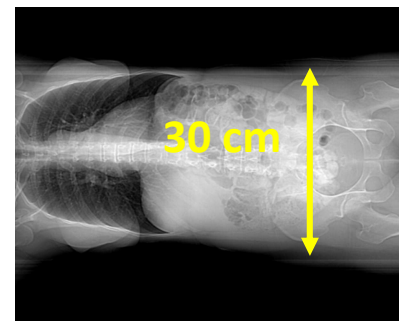
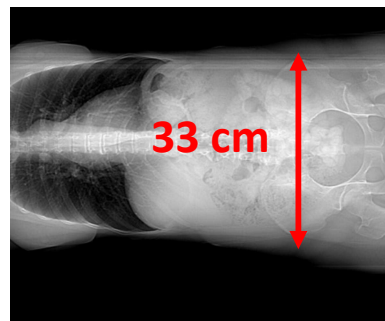


Πρωτόκολλο:
Thorax-Abdomen

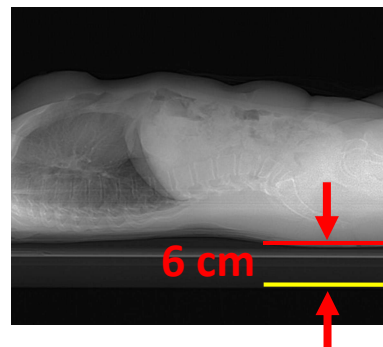
120 kV

CTDI_{vol}: 11.41 mGy

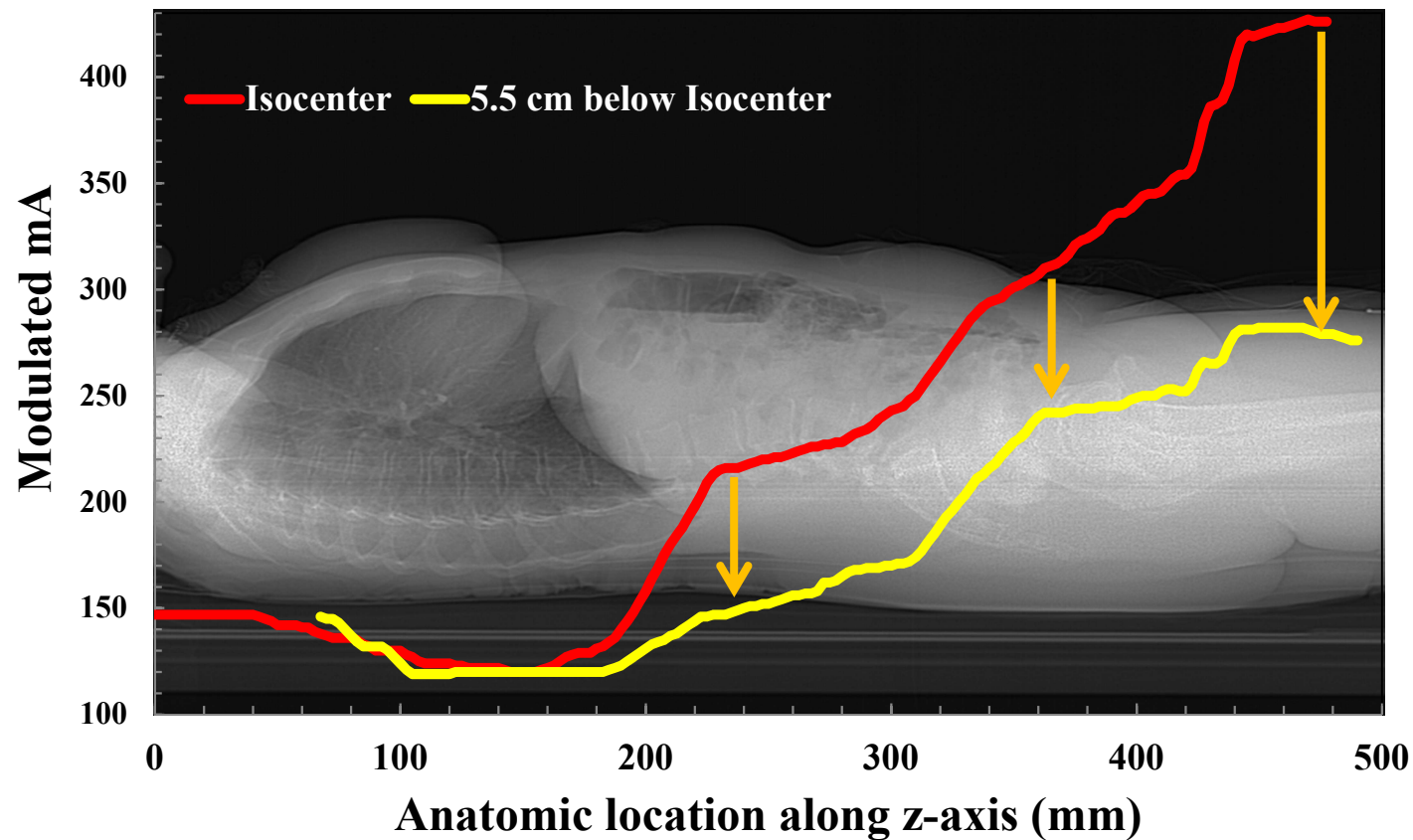
Anterior-Posterior



Lateral



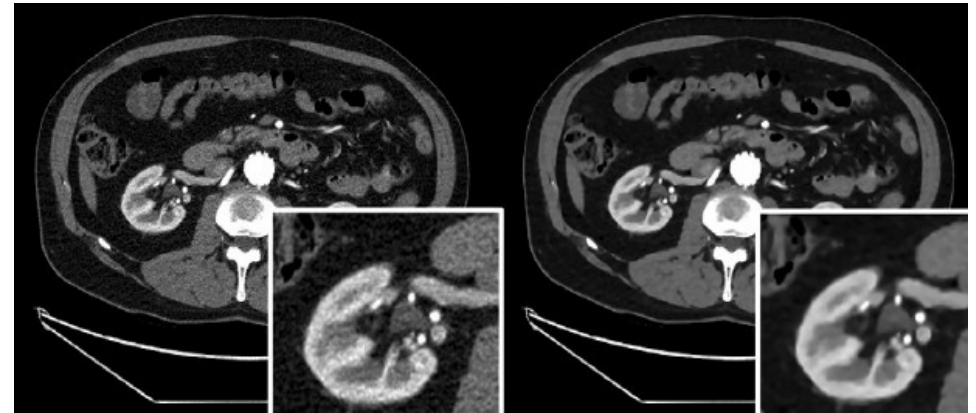
Παράδειγμα: Δύο εξετάσεις κοιλίας/πυέλου στην ίδια γυναίκα



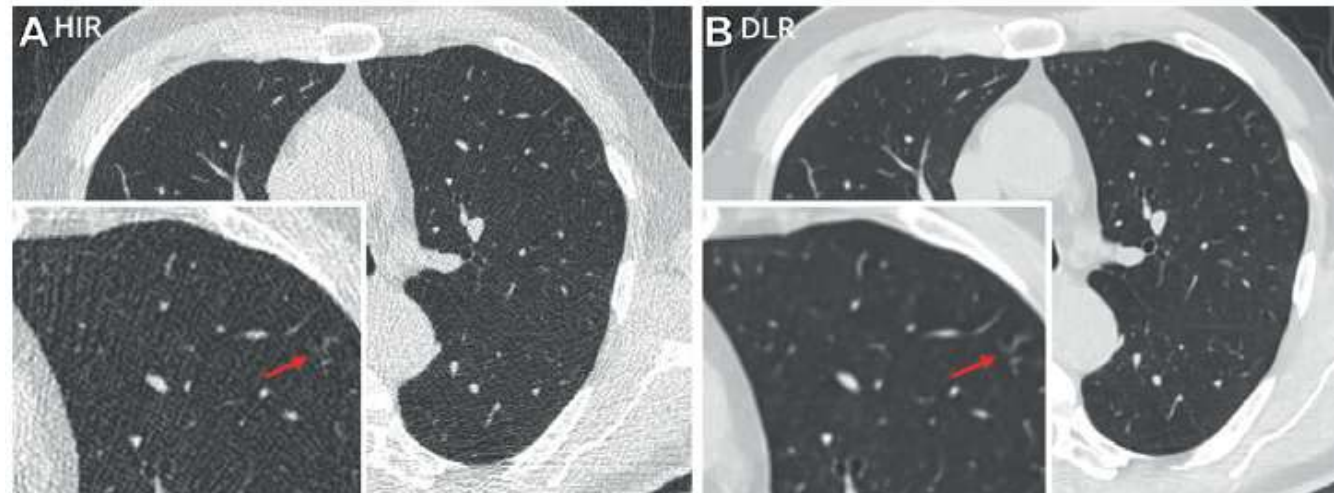
Λάθος επικέντρωση: 23% αύξηση στο θόρυβο εικόνας με 28% μείωση στη δόση ακτινοβολίας!

Ανασύσταση εικόνας με μεθόδους Deep Learning (DL)

Iterative reconstruction → Αλλαγή της υφής του θορύβου της εικόνας (“plastic appearance”)



DL-based reconstruction → μείωση θορύβου, προσαρμογή υφής, βελτίωση CNR και LCD



(Koetzier et al. Radiology 306, 2023)

Οι μέθοδοι DL στην ΥΤ

- **2019: True Fidelity (GE Healthcare)**
- **2019: Advanced Intelligent Clear-IQ Engine (Canon Medical Systems)**
- **2022: Precise Image (Philips Healthcare)**
- **2019: PixelShine (AlgoMedica)**
- **2019: ClariCT.AI (ClariPi)**

Οι μέθοδοι εκτίμησης της δόσης ακτινοβολίας ασθενούς και προσωπικού

$$\text{Δόση} = \text{“Έξοδος λυχνίας”} \times \text{“Κανονικοποιημένη δόση”}$$

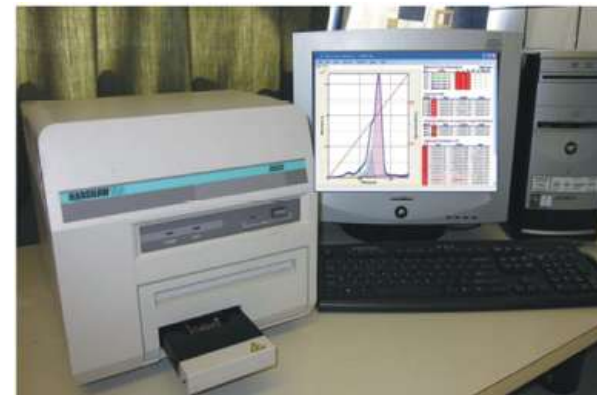
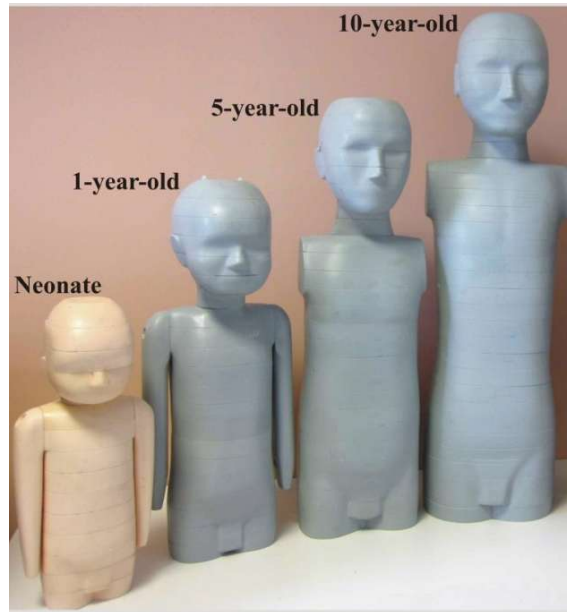
Έξοδος λυχνίας

- Entrance Surface Air Kerma (ESAK)
- Dose-Area Product (DAP)
- Computed Tomography Dose Index (CTDI)

Κανονικοποιημένη δόση

1. Φυσικά ανθρωπόμορφα ομοιώματα και παθητικά δοσίμετρα (TLDs)
2. Υπολογιστικές μέθοδοι δοσιμετρίας με αλγορίθμους Monte Carlo
3. Πρόβλεψη δόσης ασθενούς με μεθόδους Τεχνητής Νοημοσύνης

Δοσιμετρία με ανθρωπόμορφα ομοιώματα και ανιχνευτές



Οι μέθοδοι εκτίμησης της δόσης ακτινοβολίας ασθενούς

$$\text{Δόση} = \text{“Έξοδος λυχνίας”} \times \text{“Κανονικοποιημένη δόση”}$$

Έξοδος λυχνίας

- Entrance Surface Air Kerma (ESAK)
- Dose-Area Product (DAP)
- Computed Tomography Dose Index (CTDI)

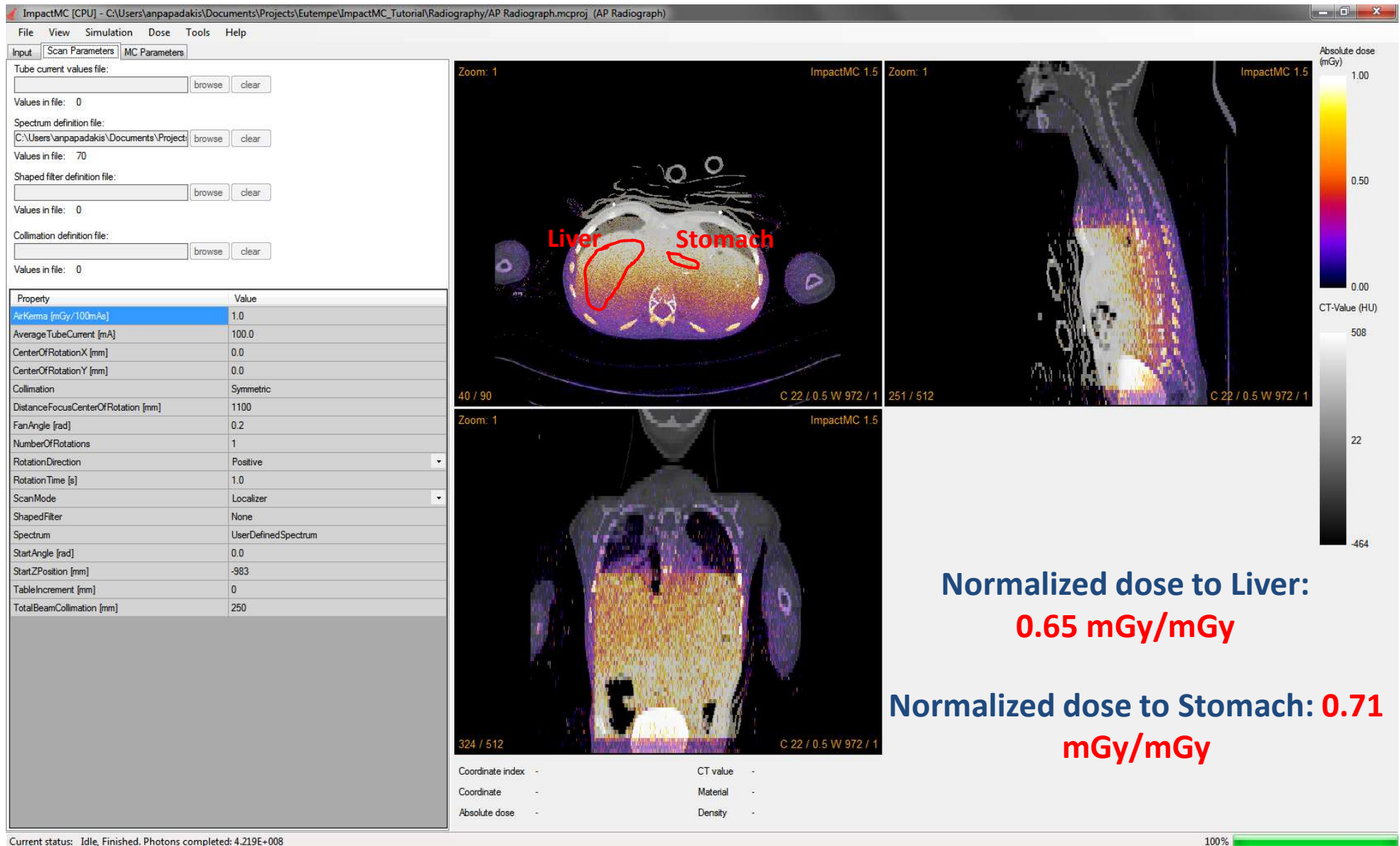
Κανονικοποιημένη δόση

1. Φυσικά ανθρωπόμορφα ομοιώματα και παθητικά δοσίμετρα (TLDs)
2. Υπολογιστικές μέθοδοι δοσιμετρίας με αλγορίθμους Monte Carlo
3. Πρόβλεψη δόσης ασθενούς με μεθόδους Τεχνητής Νοημοσύνης

Monte Carlo software toolkits

- **Child Dose**, Hart B, NRPB-SR279
- **OrgDose**, Osei E, Canada
- **PCXMC**, STUK, Finland
- **MCNP**, Monte Carlo N-Particle code
- **NCICT**, NIH, USA
- **ImpactMC**, CT imaging, Germany
- **Fetaldose**, University of Zurich, Zurich
- **CoDE**, University of Crete, Greece
- **CTRAD**, University of Crete, Greece
- **iDose**, University of Crete, Greece

ImpactMC: Ακτινογραφία κοιλίας σε παιδί 5 ετών



CTRAD tool: Εξατομικευμένη εκτίμηση δόσης ακτινοευαίσθητων οργάνων στην ΥΤ



DEPARTMENT OF MEDICAL PHYSICS
SCHOOL OF MEDICINE - UNIVERSITY OF CRETE

CTRAD

Personalized Computed Tomography Organ Dose Estimation

Calculate Dose (Adult)

Calculate Dose (Pediatric)

Image-based WED

Dose and Risk Report

Previous Calculations

Patient Data

Exam Type

Adult Thorax

Age (y)

30

Gender

Female

WED(mm)

Image-based WED

250

Scanner/Protocol Settings

Scanner

GE Revolution GSI

Clinical Indication

Infectious Diseases

Tube Voltage (kV)

120

mA Modulation

TCM

mAs

100

Beam Collimation (mm)

40

Pitch

1

Rotation Time (s)

1

CTDI

CTDI Type

Free-in-Air

CTDI Value (mGy)

21.8

Clear

Calculate

(<http://ctdose-iqurad.med.uoc.gr/>)

Οι μέθοδοι εκτίμησης της δόσης ακτινοβολίας ασθενούς

$$\text{Δόση} = \text{“Έξοδος λυχνίας”} \times \text{“Κανονικοποιημένη δόση”}$$

Έξοδος λυχνίας

- Entrance Surface Air Kerma (ESAK)
- Dose-Area Product (DAP)
- Computed Tomography Dose Index (CTDI)

Κανονικοποιημένη δόση

1. Φυσικά ανθρωπόμορφα ομοιώματα και παθητικά δοσίμετρα (TLDs)
2. Υπολογιστικές μέθοδοι δοσιμετρίας με αλγορίθμους Monte Carlo
3. Πρόβλεψη δόσης ασθενούς με μεθόδους Τεχνητής Νοημοσύνης

RESEARCH ARTICLE

MEDICAL PHYSICS

Real-time estimation of patient-specific dose distributions for medical CT using the deep dose estimation

Joscha Maier¹ | Laura Klein^{1,2} | Elias Eulig^{1,2} | Stefan Sawall^{1,2} |
Marc Kachelrieß^{1,2}

European Radiology (2023) 33:9411–9424
<https://doi.org/10.1007/s00330-023-09839-y>

European Radiology
ESR[®] EUROPEAN SOCIETY
OF RADIOLOGY

PHYSICS



Real-time, acquisition parameter-free voxel-wise patient-specific Monte Carlo dose reconstruction in whole-body CT scanning using deep neural networks

Yazdan Salimi¹ · Azadeh Akhavanallaf¹ · Zahra Mansouri¹ · Isaac Shiri¹ · Habib Zaidi^{1,2,3,4}

IOF Publishing

J. Radiol. Prot. 44 (2024) 041001

<https://doi.org/10.1088/1361-6498/ad9f71>

Journal of Radiological Protection



REVIEW

OPEN ACCESS

Descriptive overview of AI applications in x-ray imaging and radiotherapy

RECEIVED
21 September 2024

REVISED
24 October 2024

ACCEPTED FOR PUBLICATION
16 December 2024

John Damilakis^{1,2,*} and John Stratakis²

¹ School of Medicine, University of Crete, Heraklion, Greece

² University Hospital of Heraklion, Crete, Greece

* Author to whom any correspondence should be addressed.

iDoseAI tool: Πρόβλεψη δόσης οργάνων στην ΥΤ με μοντέλα τεχνητής νοημοσύνης



DEPARTMENT OF MEDICAL PHYSICS
SCHOOL OF MEDICINE - UNIVERSITY OF CRETE

iDoseAI
Organ dose prediction using DL models



Toolbox > Deep learning-based organ dose estimation > Organ dose prediction from CT thorax examinations

DICOM Viewer About Help Logout

Calculate Dose (Adult) Image-based WED Dose and Risk Report Previous Calculations

Patient Data

Anatomical Region	Age (y)	WED(mm) Image-based WED	Scan length (mm)
Thorax	30	250	300

Scanner/Protocol Settings

Scanner	Tube Voltage (kV)		
GE Revolution	120		
mA Modulation	mAs	Beam Collimation (mm)	Pitch
YES	100	40	1

CTDI

CTDI Type	CTDI Value (mGy/100mAs)
Free-in-Air	21.8

Clear Predict



- Organ dose predictions from diagnostic thorax CT scans
- Image-based scan length, average mA, and WED calculations
- Default values of CTDI-free-in-air for various regions/beam collimations recommended by the manufacturer

(<http://ctdose-iqurad.med.uoc.gr/>)

Δοσιμετρία προσωπικού σε CT-καθοδηγούμενες πράξεις



- Ισοδ. δόση στο χέρι: **33 μSv - 2 mSv/πράξη**
(Kim et al, Eur Rad 21, 2011)
- Ισοδ. δόση στον φακό οφθαλμού:
10 μSv - 260 μSv /πράξη
(Inaba et al, Diagn 11, 2021)
- Ενεργός δόση: **0.74 μSv - 54 μSv /πράξη**
(Nakatani et al, Interv Rad 7, 2022)

- Ανασύσταση εικόνων με ακτινοβολία σε τόξο 240°: **Μείωση δόσης έως 84%.**
- Εικόνες αποδεκτής ποιότητας.

(Knott et al J Appl Clin Med Phys 25, 2024)

Συμπεράσματα

- ✓ ΕΙ, ΔΙ και Τυπική Απόκλιση από τη μέση τιμή της κατανομής ΔΙ: Οι παράμετροι για τη βελτιστοποίηση των πρακτικών στην ψηφιακή ακτινογράφηση.
- ✓ Αλλαγή πρακτικής στη χρήση της θωράκισης επαφής.
- ✓ Τα νέα απεικονιστικά συστήματα διαθέτουν πλήθος καινοτόμων εργαλείων για τη βελτιστοποίηση της ποιότητας εικόνας και της δόσης ακτινοβολίας.
- ✓ Εκπαίδευση των ακτινολόγων για τα οφέλη εφαρμογής των καινοτομιών.
- ✓ Εκπαίδευση των τεχνολόγων για τη σωστή εφαρμογή των καινοτομιών.
- ✓ Νέες μέθοδοι πρόβλεψης δόσης ακτινοβολίας σε πραγματικό χρόνο.

Σας ευχαριστώ!