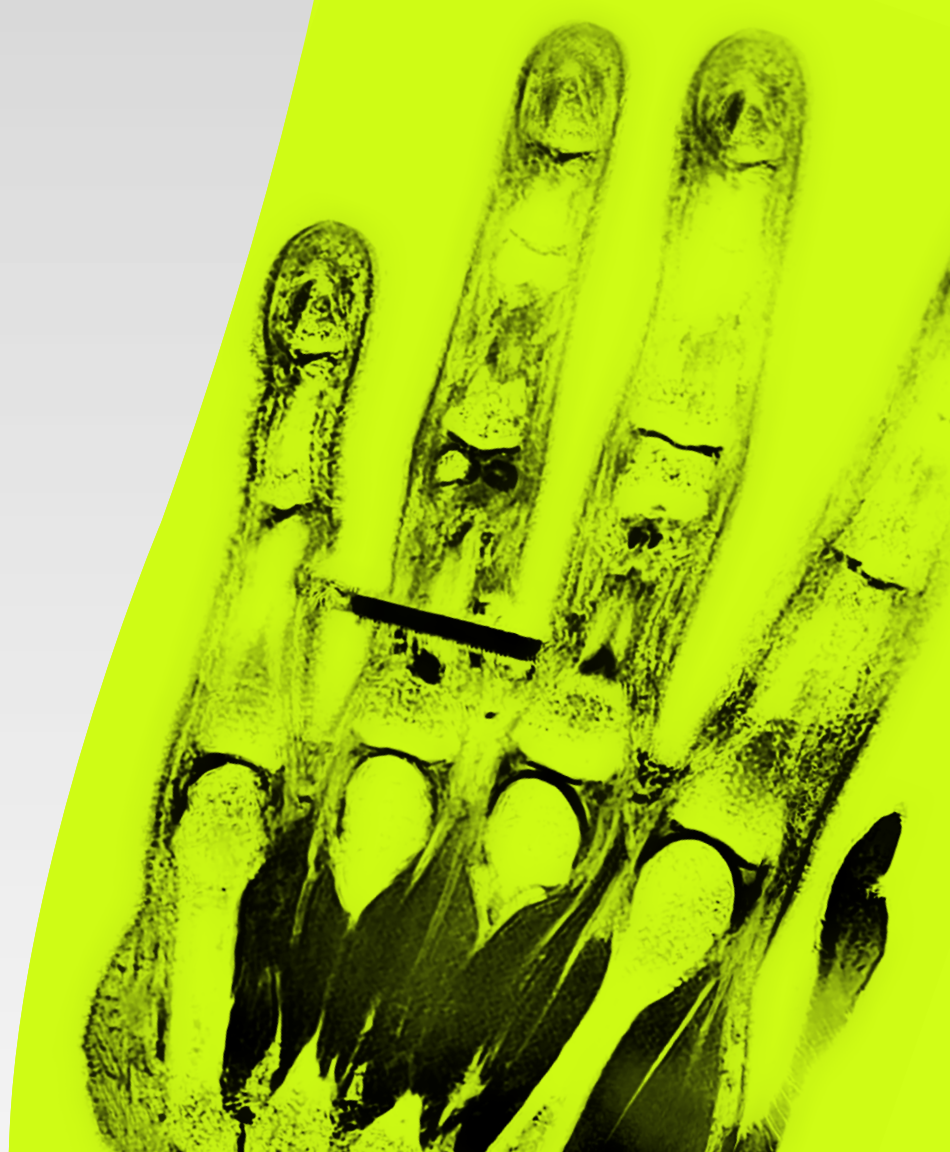


MODERN
RADIOLOGY
eBook

Imagistica
convențională cu
raze X

ESRIF EUROPEAN SOCIETY
OF RADIOLOGY



/ Prefață

Radiologia Modernă este o resursă educațională gratuită pentru radiologie, publicată online de Societatea Europeană de Radiologie (ESR). Titlul acestei a doua versiuni, revizuite și actualizate, reflectă noul concept didactic propus de eBook-ul ESR, caracterizat printr-o combinație originală de text, imagini și scheme, prezentate sub forma unor pagini concise. Acestea sunt completate de cazuri clinice imagistice, secțiuni de tip întrebare-răspuns și hyperlinkuri care permit navigarea rapidă între diferitele secțiuni ale capitolelor organizate atât pe organe, cât și pe teme tehnice, precum și între rezumate și bibliografie.

Capitolele sale sunt bazate pe contribuțiile a peste 100 de experți europeni recunoscuți, referindu-se atât la subiecte tehnice generale, cât și la cele clinice specifice imagisticii organelor. Noul aspect grafic, care îl prezintă pe Asclepios cu ochelari la modă, simbolizează combinația dintre învățământul medical clasic și educația contemporană.

Deși versiunea inițială a eBook-ului ESR a fost creată pentru a oferi cunoștințe de bază studenților la medicină și cadrelor didactice, aceasta și-a extins treptat sfera pentru a include cunoștințe mai avansate pentru cititorii care doresc să aprofundeze subiectele.

Ca rezultat, Radiologia Modernă acoperă și subiecte din nivelurile postuniversitare ale Curriculumului European de Formare în Radiologie, adresându-se astfel nevoilor educaționale postuniversitare ale rezidenților. În plus, reflectă feedback-ul din partea profesioniștilor medicali din întreaga lume care doresc să își actualizeze cunoștințele în domenii specifice ale imagisticii medicale și care au apreciat deja profunzimea și claritatea eBook-ului ESR, atât la nivel educațional de bază, cât și la nivel mai avansat.

Doresc să îmi exprim mulțumirile sincere tuturor autorilor care și-au dedicat timpul și expertiza acestui demers voluntar și nonprofit, precum și lui Carlo Catalano, Andrea Laghi și András Palkó, care au avut ideea inițială de a crea un eBook ESR, și, în final, Biroului ESR pentru sprijinul lor tehnic și administrativ.

Radiologia Modernă întruchipează un spirit de colaborare și un angajament neîncetat față de această disciplină medicală fascinantă, indispensabilă îngrijirii moderne a pacienților. Sper ca acest instrument educațional să încurajeze curiozitatea și gândirea critică, contribuind la aprecierea artei și științei radiologiei în întreaga Europă și dincolo de ea.

Minerva Becker, Editor

Profesor la disciplina Radiologie, Universitatea din Geneva, Elveția



SCHIȚĂ DE CAPITOL:

Principii de imagistică
cu raze X

Producerea razelor X

Fascicul de raze X

Formarea imaginii
radiologice

Canități dozimetrice

Calitatea imaginii

Mesaje de luat acasă

Referințe

Testează-ți cunoștințele

/ Drepturi de autor și termeni de utilizare

Această lucrare este licențiată sub licența Creative Commons Attribution-Non-Commercial-NoDerivatives 4.0 International License.

Sunteți liber să:

Distribuiți - copierea și redistribuirea materialului în orice mediu sau format

În următoarele condiții:

/ **ATRIBUIRE** – Trebuie să acordați creditul, corespunzător, să furnizați un link către licență și să indicați dacă au fost efectuate modificări. Puteți face acest lucru în orice mod rezonabil, dar nu în vreun mod care să sugereze că licențiatorul vă aprobă pe dumneavoastră sau utilizarea dumneavoastră.

/ **NONCOMERCIAL** – Nu puteți utiliza materialul în scopuri comerciale.

/ **NONDERIVATE** – Dacă remixați, transformați sau construiți pe baza materialului, nu aveți voie să distribuiți materialul modificat.

Cum se citează această lucrare:

European Society of Radiology,
Pascal Monnin, Marta Sans Merce
(2024) ESR Modern Radiology eBook:

/ Imagistica convențională cu raze X.
DOI 10.26044/esr-modern-radiology-02

SCHIȚĂ DE CAPITOL:

Principii de imagistică
cu raze X

Producerea razelor X

Fascicul de raze X

Formarea imaginii
radiologice

Canități dozimetrice

Calitatea imaginii

Mesaje de luat acasă

Referințe

Testează-ți cunoștințele

/ Symbolistică

<=> CUNOȘTINȚE DE BAZĂ

<!=> ATENȚIE

<↑> HYPERLINK-URI

>=< CUNOȘTINȚE SUPLIMENTARE

>|< COMPARAȚII

<∞> REFERINȚE

<?> ÎNTREBĂRI

SCHIȚĂ DE CAPITOL:

Principii de imagistică
cu raze X

Producerea razelor X

Fascicul de raze X

Formarea imaginii
radiologice

Cantități dozimetrice

Calitatea imaginii

Mesaje de luat acasă

Referințe

Testează-ți cunoștințele

Imagistica convențională cu raze X

AUTORI

Pascal Monnin¹ | Marta Sans-Merce²

AFILIERE

¹ Institutul de radiofizică (IRA), Spitalul Universitar din Lausanne (CHUV) și Universitatea din Lausanne (UNIL), Lausanne, Elveția

² Spitalele Universității din Geneva (HUG), Geneva, Elveția

SCHIȚĂ DE CAPITOL:

Principii de imagistică
cu raze X

Producerea razelor X

Fascicul de raze X

Formarea imaginii
radiologice

Cantități dozimetrice

Calitatea imaginii

Mesaje de luat acasă

Referințe

Testează-ți cunoștințele

<↑> HYPERLINK-URI

marta.sansmerce@hcuge.ch

pascal.monnin@chuv.ch

/ Recunoaștere pentru traducere

Aceasta este o traducere a capitolului douăzeci din **Modern Radiology eBook**.

ORIGINAL TITLE:

Conventional X-Ray

TRADUS DE:

Medic rezident Maria-Madalina Doldur, Spitalul Universitar de Urgență București

COORDONAT DE:

Prof. Univ. Ioana Andreea Gheonea, Departament de Radiologie și Imagistică Medicală,
Universitatea de Medicină și Farmacie Craiova

Prof. Univ. Gheorghe Iana, Departament de Radiologie și Imagistică Medicală,
Universitatea de Medicină și Farmacie Carol Davila, București

Asist. Univ. Cristina Mihaela Ciofiac, Departament de Radiologie și Imagistică Medicală,
Universitatea de Medicină și Farmacie Craiova

APROBAT DE:

Societatea de Radiologie și Imagistica Medicală din România

NOTĂ DIN PARTEA COORDONATORILOR:

Această inițiativă reprezintă o dovadă a atașamentului față de limba maternă și a voinței de a o valorifica în dezvoltarea educației radiologiei din România.

SCHIȚĂ DE CAPITOL:

Principii de imagistică
cu raze X

Producerea razelor X

Fascicul de raze X

Formarea imaginii
radiologice

Cantități dozimetrice

Calitatea imaginii

Mesaje de luat acasă

Referințe

Testează-ți cunoștințele

/ Schiță de capitol

/ Principii de imagistică cu raze X

/ Producerea razelor X

- / Tub cu raze X
- / Spectre de raze X
- / Setarea parametrilor
 - / Dimensiunea focalizării
 - / Tensiune
 - / Produsul current x timp
 - / Filtrarea

/ Fascicul de raze X

- / Interacțiunea razelor X cu materia
 - / Efectul fotoelectric
 - / Efectul Compton
 - / Efectul Rayleigh
- / Atenuarea razelor X
 - / Coeficientul de atenuare liniară
 - / Stratul de înjumătățire (HVL)
- / Frația de dispersie

/ Formarea imaginii radiologice

- / Respingerea radiațiilor dispersate
 - / Grilă anti-dispersie
 - / Aerul liber
- / Proiecție
 - / Amplificare
 - / Neclaritate geometrică
- / Detectoare de raze X digitale
- / Controlul automat al expunerii (AEC)

/ Cantități dozimetrice

- / Indicele de expunere (EI)
- / Kerma fasciculul de raze X
- / Doza absorbita al piele (ESD)
- / Produsul doză-suprafață (DAP)

- / Niveluri de referință pentru diagnosticare (DRL)

/ Calitatea imaginii

- / Contrastul
- / Raportul semnal-zgomot
- / Rezoluția spațială

/ Mesaje de luat acasă

/ Referințe

/ Testează-ți cunoștințele

SCHIȚĂ DE CAPITOL:

Principii de imagistică cu raze X

Producerea razelor X

Fascicul de raze X

Formarea imaginii radiologice

Cantități dozimetrice

Calitatea imaginii

Mesaje de luat acasă

Referințe

Testează-ți cunoștințele

SCHIȚĂ DE CAPITOL:

**Principii de imagistică
cu raze X**

Producerea razelor X

Fascicul de raze X

Formarea imaginii
radiologice

Cantități dozimetrice

Calitatea imaginii

Mesaje de luat acasă

Referințe

Testează-ți cunoștințele

/ Principii ale imagisticii cu raze X

/ Principii ale imagisticii cu raze X

Imagistica cu raze X este o tehnică foarte importantă de diagnosticare bazată pe interacțiunea razelor X cu un corp, pentru a produce imagini ale organelor și țesuturilor.

Se utilizează trei modalități principale de imagistică cu raze X:

- / Radiografia prin proiecție
- / Fluoroscopia
- / Tomografie computerizată (CT)

După cum se arată în Fig. 1, aceste trei tehnici de imagistică se bazează pe:

- / Producerea razelor X într-un tub cu raze X
- / Transmiterea unui fascicul de raze X printr-un pacient
- / Detectarea fotonilor transmiși printr-un detector
- / Prelucrarea imaginilor

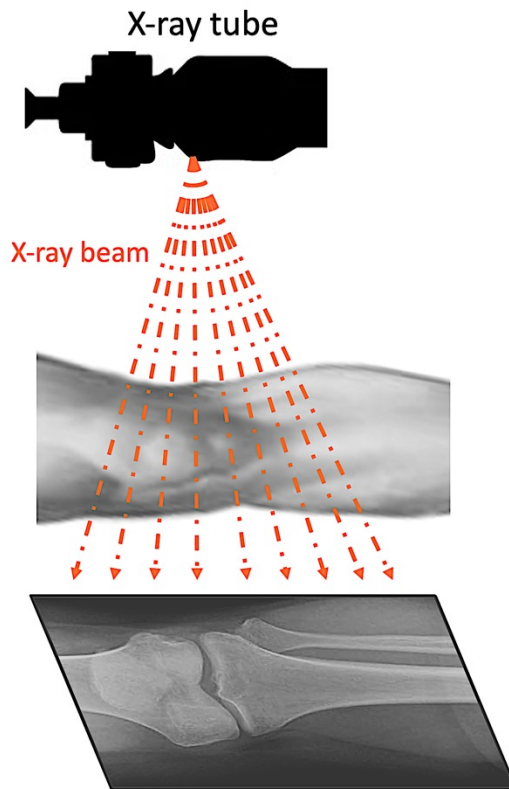


FIGURA 1.

Principiul imagisticii cu raze X

SCHIȚĂ DE CAPITOL:

Principii de imagistică cu raze X

Producerea razelor X

Fascicul de raze X

Formarea imaginii radiologice

Canități dozimetrice

Calitatea imaginii

Mesaje de luat acasă

Referințe

Testează-ți cunoștințele

Modalitățile imagistice cu raze X oferă proiecții bidimensionale sau felii prin proprietăților de atenuare a țesuturilor traversate de razele X.

- / Radiografia oferă o singură proiecție statică obținută pe un flash cu raze X (Fig. 2B).
- / Fluoroscopia produce serii temporale de proiecții la o rată de imagine reglabilă (0,5 - 30 de imagini pe secundă) și oferă acces la imagistica dinamică.

- / Tomografia computerizată (CT) achiziționează proiecții unice în mai multe unghiuri pe 360° în jurul pacientului pentru a reconstrui felii anatomiche (Fig. 2C) și pentru a reconstitui volumul (Fig. 2D).

Acest capitol explică principiul imagisticii cu raze X prin proiecție, denumită și "imagistică convențională cu raze X".



SCHIȚĂ DE CAPITOL:

Principii de imagistică cu raze X

Producerea razelor X

Fascicul de raze X

Formarea imaginii radiologice

Canități dozimetrice

Calitatea imaginii

Mesaje de luat acasă

Referințe

Testează-ți cunoștințele

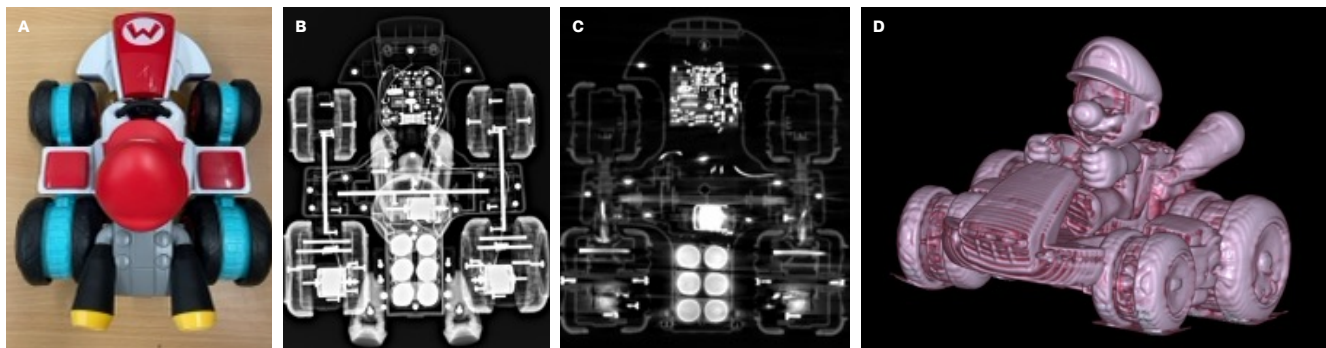


FIGURA 2.

Diferența dintre o proiecție cu raze X (B) și o felie CT (C) a unui obiect imaginat (A). D ilustrează o reconstrucție tridimensională din felile CT. Figura este o amabilitate a lui Davide Cabral, Departamentul de Radiologie, Spitalele Universitare din Geneva.

SCHIȚĂ DE CAPITOL:

Principii de imagistică
cu raze X

Producerea razelor X

Fascicul de raze X

Formarea imaginii
radiologice

Cantități dozimetrice

Calitatea imaginii

Mesaje de luat acasă

Referințe

Testează-ți cunoștințele

/ Producerea razelor X

/ Tubul cu raze X

<=> ATENȚIE

Razele X sunt unde electromagnetice de înaltă frecvență, produse într-un tub cu raze X atunci când electronii energetici interacționează cu materia.

Principalele componente ale tubului sunt (Fig. 3):

1. Catodul : Electrode negativ format dintr-un emițător de electroni și o cupă de focalizare.
2. Anodul : Electrode țință metalic la o diferență de potențial pozitivă față de catod
3. Rotorul/statorul
4. Înveliș de sticlă sau metal
5. Carcasă de tuburi care cuprinde un ecran de plumb

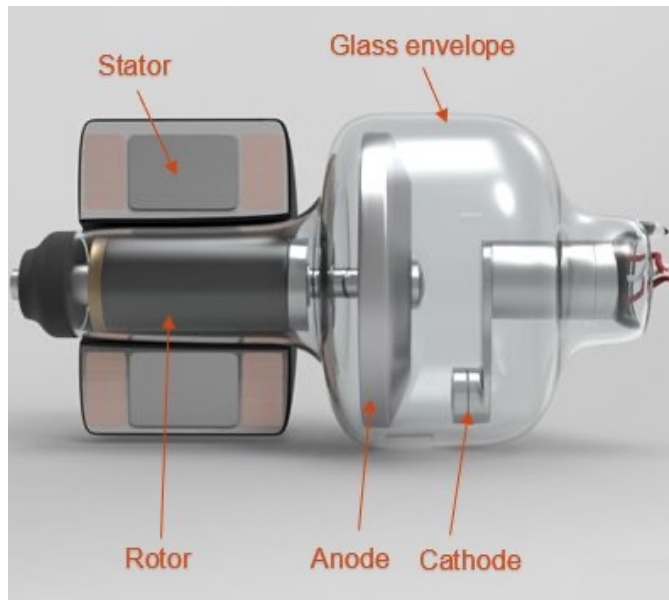


FIGURA 3.

Tubul cu raze X

Imagistica
convențională cu
raze X

SCHIȚĂ DE CAPITOL:

Principii de imagistică cu raze X

Producerea razelor X

/ Tub cu raze X

Fascicul de raze X

Formarea imaginii radiologice

Cantități dozimetrice

Calitatea imaginii

Mesaje de luat acasă

Referințe

Testează-ți cunoștințele

Catodul (Fig. 4) :

- / Catodul conține, de obicei, filamente tungsten conectate electric la generatorul de raze X.
- / Majoritatea tuburilor cu raze X sunt denumite tuburi cu focalizare dublă deoarece au două filamente: un filament mare și un filament mic.
- / Filamentul mic sau mare poate fi selectat manual sau automat, în funcție de tensiunea (kV) și de produsul timp-curent (mAs).
- / Filamentul este încălzit de o rezistență electrică.
- / În jurul filamentului se formează un nor static de electroni.
- / Atunci când se aplică tensiune, electronii din filament sunt accelerați spre anod.
- / Fluxul de electroni corespunde curentului tubului cu raze X.

Anodul (Fig. 4) :

Anodul este un electrod țintă metalic menținut la o diferență de potențial pozitivă în raport cu catodul.

- / **Tungstenul** este cel mai utilizat material anodic, datorită punctului său de topire ridicat (3.000°C) și numărului atomic ridicat ($Z = 74$), care asigură o producție ridicată de raze X.
- / Zona anodică afectată de electroni este **punctul focal**.
- / Unitățile dentare cu raze X, aparatele mobile cu raze X și sistemele mobile de fluoroscopie utilizează anodi fici.
- / Anozii rotativi permit o ieșire mai mare de raze X prin răspândirea căldurii pe o suprafață mai mare.
- / **Dimensiunea reală a spotului focal** este suprafața de pe anod lovită de electroni, determinată de dimensiunea filamentului selectat în catod.
- / Dimensiunea focală efectivă este proiecția dimensiunii reale a focalității pe planul imaginii, determinată de unghiul anodic.

SCHIȚĂ DE CAPITOL :

Principii de imagistică
cu raze X

Producerea razelor X

/ Tub cu raze X

Fascicul de raze X

Formarea imaginii
radiologice

Cantități dozimetrice

Calitatea imaginii

Mesaje de luat acasă

Referințe

Testează-ți cunoștințele

SCHIȚĂ DE CAPITOL:

Principii de imagistică
cu raze X

Producerea razelor X

/ Tub cu raze X

Fascicul de raze X

Formarea imaginii
radiologice

Cantități dozimetrice

Calitatea imaginii

Mesaje de luat acasă

Referințe

Testează-ți cunoștințele

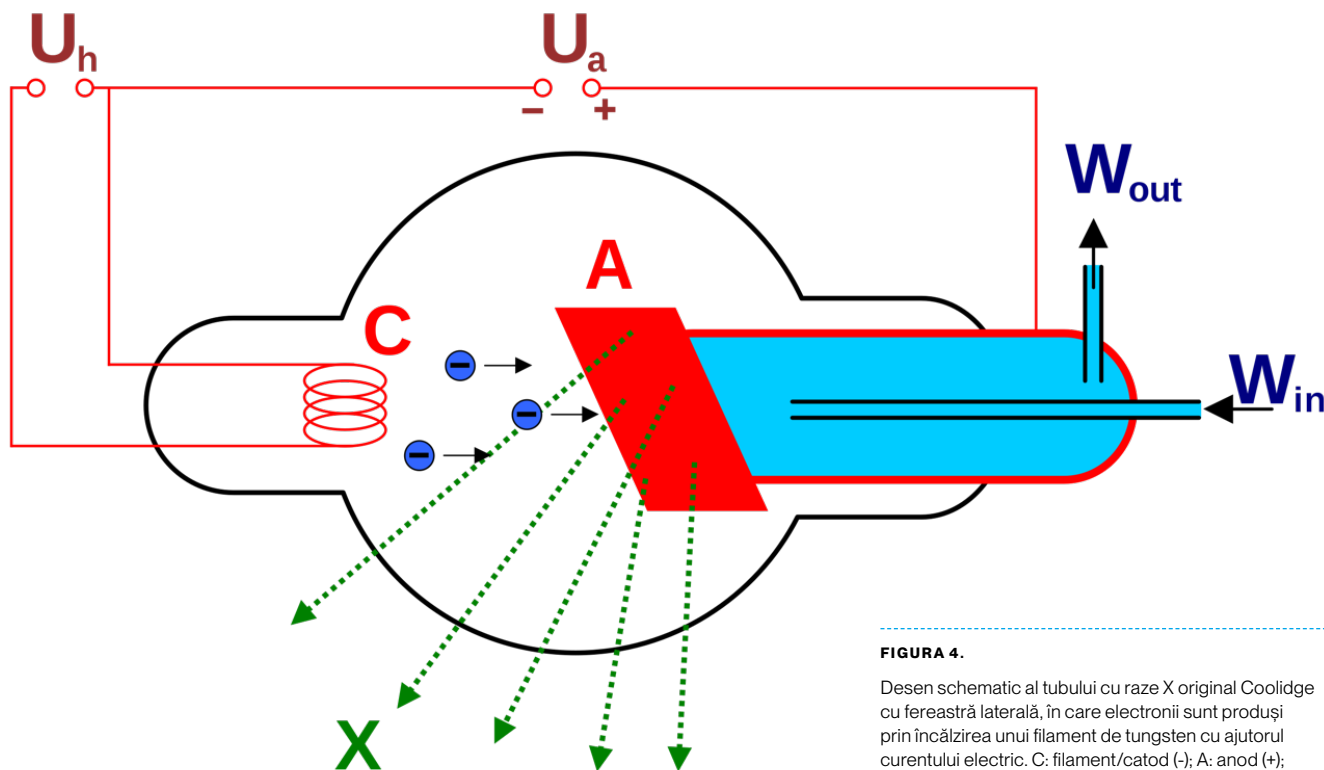


FIGURA 4.

Desen schematic al tubului cu raze X original Coolidge cu fereastră laterală, în care electronii sunt produși prin încălzirea unui filament de tungsten cu ajutorul curentului electric. C: filament/catod (-); A: anod (+); W_{in} și W_{out} : intrarea și ieșirea apei din dispozitivul de răcire. U_h : potențial de tensiune pentru încălzirea catodului; U_a : potențial de tensiune între anod și catod. Electronii produși de catod sunt accelerați în tubul cu vid spre anod. X: raze X produse de anod. Imagine reprodusă de la: <https://commons.wikimedia.org/wiki/File:WaterCooledXrayTube.svg>

/ Spectre de raze X

/ Razele X sunt produse prin două procese: **frânare și radiații caracteristice**.

/ **Razele X de frânare** sunt emise de anod în tr - o gamă continuă de energii, energia maximă fiind determinată de tensiunea tubului (Fig. 5).

/ Electronii pot expulza alți electroni din straturile interioare ale atomilor din anod. Aceste locuri vacante sunt umplute atunci când electronii coboară de la nivelurile energetice superioare și emit raze X caracteristice (figura 4).

/ **Razele X caracteristice** au energii bine definite, determinate de diferența dintre nivelurile energetice atomice ale atomilor din anod.

/ Un filtru din aluminiu plasat la ieșirea tubului taie razele X de joasă energie care ar crește doza pacientului, dar care nu ar ajunge niciodată la detector.

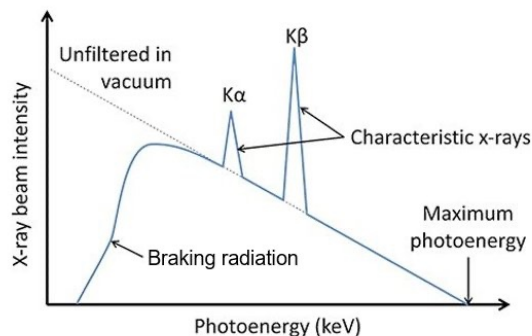


FIGURA 5.

Typical X-ray spectrum.

SCHIȚĂ DE CAPITOL:

Principii de imagistică cu raze X

Producerea razelor X

/ Tub cu raze X

Fascicul de raze X

Formarea imaginii radiologice

Cantități dozimetrice

Calitatea imaginii

Mesaje de luat acasă

Referințe

Testează-ți cunoștințele

/ Setarea parametrilor

<!=> ATENȚIE

Imagistica
convențională cu
raze X

Dimensiunea focalizării (Fig. 6)

- / O dimensiune mică a focalizării (filamentul catodului mic) ajută la reducerea neclarității geometrice (penumbră) atunci când se utilizează amplificarea.
- / O dimensiune mare a focalizării ajută la reducerea neclarității mișcării atunci când este necesară o rată de expunere ridicată (mA mare) pentru timpi de expunere cât mai scurți.

Tensiunea (kV)

- / Tubului cu raze X i se aplică o tensiune înaltă între catod și anod
- / Energia medie a spectrului de raze X și cantitatea de raze X produsă crește odată cu tensiunea tubului.
- / Tensiunea înaltă a tubului este setată între:
 - / 40 și 150 kV în radiografia și fluoroscopia standard
 - / 23 și 40 kV în mamografie

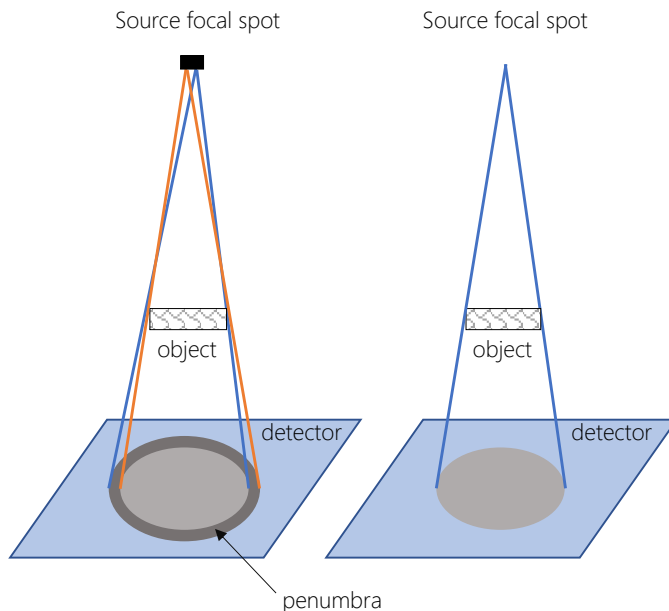


FIGURA 6.
Estomparea geometrică

SCHIȚĂ DE CAPITOL:

Principii de imagistică
cu raze X

Producerea razelor X

- / Setarea parametrilor
 - / Dimensiunea focalizării
 - / Tensiunea

Fascicul de raze X

Formarea imaginii
radiologice

Cantități dozimetrice

Calitatea imaginii

Mesaje de luat acasă

Referințe

Testează-ți cunoștințele

Produsul current x timp

- / Curentul electric din tubul cu raze X reprezintă sarcina de electroni pe unitate de timp (mA).
- / Produsul curent-timp reprezintă sarcina electrică care trece de la catod la anod în timpul expunerii.

Filtrare (Fig. 9)

- / Prin filtrul lor, tuburile cu raze X absorb razele X de joasă energie, deoarece acestea produc doar o iradiere a pacientului și nu ajung la detector.
- / **Filtrarea** inerentă rezultă din compoziția tubului și a carcasei
- / **Filtrarea suplimentară** constă în plăci de aluminiu sau de cupru, de diferite grosimi, plasate între fereastră și colimator, care pot fi introduse sau îndepărtate în funcție de protocolul de imagistică.
- / **Filtrarea totală** este suma tuturor filtrărilor

<!=> ATENȚIE

Filtrarea totală este exprimată în milimetrii echivalenți de aluminiu și trebuie să fie de cel puțin 2,5 mm de aluminiu.



SCHIȚĂ DE CAPITOL:

Principii de imagistică cu raze X

Producerea razelor X

- / Setarea parametrilor
 - / Dimensiunea focalizării
 - / Tensiunea

Fascicul de raze X

Formarea imaginii radiologice

Cantități dozimetrice

Calitatea imaginii

Mesaje de luat acasă

Referințe

Testează-ți cunoștințele

/ Fasciculul de raze X

SCHIȚĂ DE CAPITOL:

Principii de imagistică
cu raze X

Producerea razelor X

Fascicul de raze X

Formarea imaginii
radiologice

Cantități dozimetrice

Calitatea imaginii

Mesaje de luat acasă

Referințe

Testează-ți cunoștințele

/ Interacțiunea razelor X cu materia

Există 3 efecte ale trecerii razelor X prin materie (Fig. 7):

- / T: Transmitere (fără interacțiune)
- / A: Absorbția
- / S: Dispersia

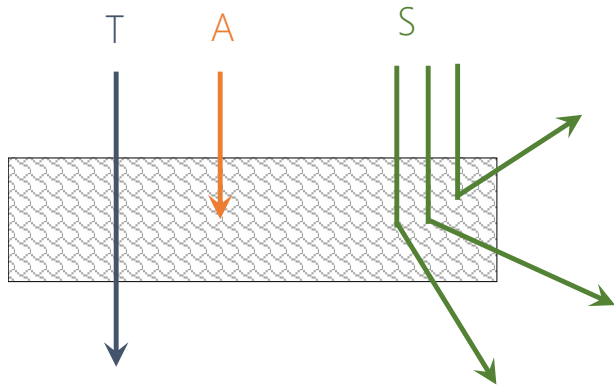


FIGURA 7.

Interacțiunile razelor X cu materia

<!=> ATENȚIE

- / Absorbția razelor X este cauzată de **efectul fotoelectric**.
- / Efectul fotoelectric produce **contrastul** în imaginea radiologică.
- / Acesta constituie baza imagisticii cu raze X.
- / Există două mecanisme de producere a radiațiilor dispersate:
 - / Dispersia incoerentă : efectul Compton
 - / Dispersia coerentă : Efectul Rayleigh
- / Radiația dispersată nu produce contrast în imaginea radiologică. Este un "efect nedorit".

SCHIȚĂ DE CAPITOL:

Principii de imagistică cu raze X

Producerea razelor X

Fascicul de raze X

- / Interacțiunea razelor X cu materia
- / Efectul fotoelectric

Formarea imaginii radiologice

Quantități dozimetrice

Calitatea imaginii

Mesaje de luat acasă

Referințe

Testează-ți cunoștințele

În efectul fotoelectric (absorbție) (Fig. 8)

- / O rază X lovește un electron, care este ejectat din atom (fotoelectron).
- / Razele X se opresc, iar atomul este ionizat, cu un loc vacant în învelișul interior.
- / Locul vacant electronic este umplut cu un electron care rezultă dintr-o cascadă de la învelișul exterior la cel interior.
- / Diferența de energie de legătură este eliberată fie ca raze X caracteristice sau electroni Auger

Probabilitatea unui efect fotoelectric :

- / Scade odată cu energia fasciculului, ceea ce explică de ce contrastul imaginii scade odată cu energia E a razelor X.
- / Crește în materialele cu număr atomic mare Z .
- / Este aproximativ proporțională cu Z^3 / E^3 .

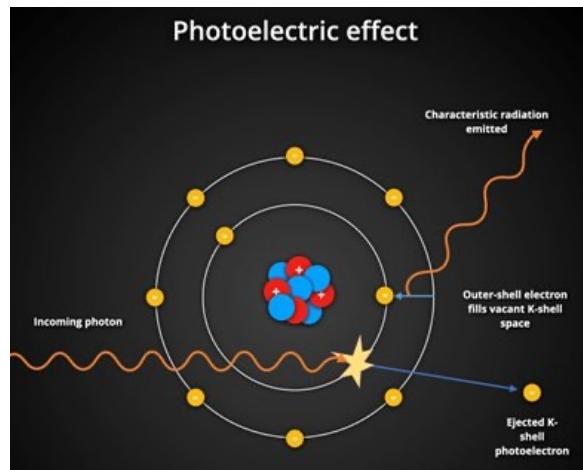


FIGURA 8.

Interacțiunea fotoelectrică Cazul
cu amabilitatea lui Frank Gaillard,
<https://radiopaedia.org/articles/photoelectric-effect>

>=< CUNOȘTINȚE SUPLIMENTARE

Dacă energiile fotonilor se dublează, probabilitatea de interacțiune fotoelectrică scade de opt ori: $(1/2)^3 = 1/8$

SCHIȚĂ DE CAPITOL:

Principii de imagistică
cu raze X

Producerea razelor X

Fascicul de raze X

- / Interacțiunea razelor X cu materia
- / Efectul fotoelectric

Formarea imaginii
radiologice

Quantități dozimetrice

Calitatea imaginii

Mesaje de luat acasă

Referințe

Testează-ți cunoștințele

Efectul Compton (dispersia inelastică) (Fig. 9)

- / O rază X lovește un electron care este expulzat din atom (atom ionizat) (Fig. 9).
- / O rază X dispersată este emisă la un unghi diferit față de fotonul incident.
- / Razele X dispersate au o energie redusă datorită transferului de energie către electron.
- / Razele X dispersate pot suferi interacțiuni ulterioare, cum ar fi efectul Compton sau Rayleigh, sau absorbția fotoelectrică.
- / Dispersia Compton este principala interacțiune a razelor X cu țesuturile moi în intervalul energetic de diagnosticare.

<=> ATENȚIE

Radiațiile X dispersate degradează contrastul imaginii și raportul semnal-zgomot.

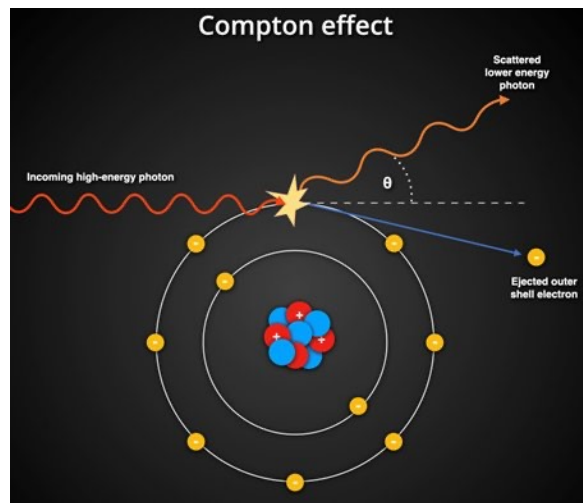


FIGURA 9.

Interacțiunea Compton
Cazul este oferit de Frank Gaillard,
<https://radiopaedia.org/articles/compton-effect>

Imagistica
convențională cu
raze X

SCHIȚĂ DE CAPITOL:

Principii de imagistică
cu raze X

Producerea razelor X

Fascicul de raze X

- / Interacțiunea razelor X cu materia
- / Efectul Compton

Formarea imaginii
radiologice

Quantități dozimetrice

Calitatea imaginii

Mesaje de luat acasă

Referințe

Testează-ți cunoștințele

Efectul Compton (dispersia inelastică)

- / Pentru razele X utilizate în imagistica de diagnosticare (15 - 150 keV), energia razelor X incidente este transmisă în principal către razele X dispersate.
- / Unghiul mediu de dispersie scade odată cu creșterea energiei razelor X (Fig. 10).
- / Unghiul de dispersie al electronului ejectat nu poate depăși 90°, în timp ce unghiul de dispersie a razelor X poate fi orice valoare, inclusiv o retrodifuzie de 180°.
- / Spre deosebire de razele X dispersate, electronul ejectat este de obicei reabsorbit în apropierea locului de dispersie.

<=> ATENȚIE

Probabilitatea de dispersie Compton este

- / aproape independentă de Z
- / aproximativ proporțională cu densitatea materialului

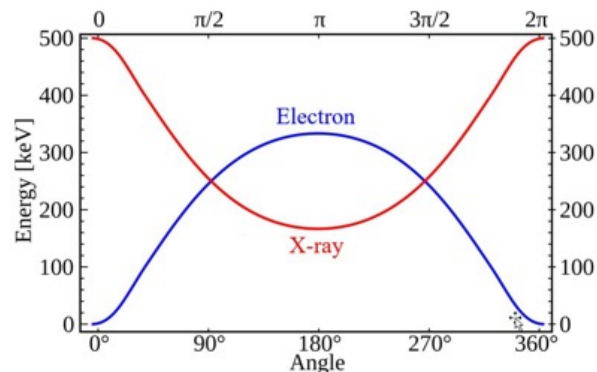


FIGURA 10.

Unghiul de deviație al razelor X dispersate și al electronului emis în funcție de energia razelor X incidente
Cazul multumită: :

https://en.wikipedia.org/wiki/Compton_scattering

SCHIȚĂ DE CAPITOL:

Principii de imagistică
cu raze X

Producerea razelor X

Fascicul de raze X

- / Interacțiunea razelor X cu materia
- / Efectul Compton

Formarea imaginii
radiologice

Canități dozimetrice

Calitatea imaginii

Mesaje de luat acasă

Referințe

Testează-ți cunoștințele

Efectul Rayleigh (dispersia elastică)

- / Razele X incidente stimulează atomul total, spre deosebire de împrăștierea Compton sau de efectul fotoelectric .
- / Electronii nu sunt expulzați și nu are loc nicio ionizare.
- / Această interacțiune are loc în principal cu razele X de energie joasă, cum ar fi cele utilizate în mamografie (15- 30 keV).
- / Norul de electroni din atomul difuzat oscilează în fază și radiază imediat această energie, emițând o rază X difuzată de aceeași energie, dar într-o direcție ușor diferită (Fig. 14).
- / Unghiul mediu de împrăștiere scade pe măsură ce crește energia razelor X.

>=< CUNOȘȚINȚE SUPLIMENTARE

Dispersia Rayleigh reprezintă doar 10% din interacțiunile din mamografie și 5% din cele din radiografia standard.



SCHIȚĂ DE CAPITOL:

Principii de imagistică cu raze X

Producerea razelor X

Fascicul de raze X

- / Interacțiunea razelor X cu materia
- / Efectul Rayleigh

Formarea imaginii radiologice

Cantități dozimetrice

Calitatea imaginii

Mesaje de luat acasă

Referințe

Testează-ți cunoștințele

/ Atenuarea razelor X

- / Razele X sunt atenuate de materie datorită absorbției și împrăștierii.
- / Din cauza absorbției razelor X, cantitatea de raze X scade exponențial. Absorbția razelor X depinde de grosimea materiei:

$$N(x) = N_0 \cdot e^{-\mu x}$$

unde N și N_0 sunt numărul de raze X la adâncimea x și la suprafața (adâncimea zero) materiei traversate, iar μ este coeficientul de atenuare liniară, care dă probabilitatea de interacțiune pe unitatea de lungime a materiei în (cm^{-1}) (Fig. 11).

- / Cea mai mare parte a atenuării razelor X în gama de energie de diagnosticare se datorează efectul fotoelectric și este proporțional cu $(Z/E)^3$.

- / Coeficientul de atenuare liniară depinde de fiecare material și:
- / crește odată cu numărul atomic al materiei
- / scade odată cu energia razelor X.

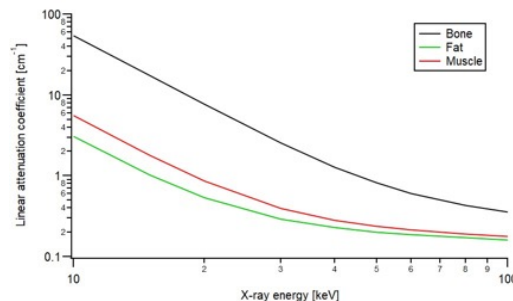


FIGURA 11.

Coeficientul de atenuare liniară a osului, grăsimii și mușchiului pentru raze X între 10 și 100 keV

CHAPTER OUTLINE:

Principles of X-Ray Imaging

Production of X-Rays

X-Ray Beam

- / Attenuation of X-Rays
- / Linear Attenuation Coefficient

Radiological Image Formation

Dosimetric Quantities

Image Quality

Take-Home Messages

References

Test Your Knowledge

Stratul de injumătățire (HVL)

- / HVL a unui fascicul de raze X este grosimea materialului absorbant care este necesară pentru a reduce intensitatea fasciculului la jumătate din valoarea sa inițială (figura 12).

<=> ATENȚIE

- / Razele X de joasă energie sunt oprite mai repede decât cele de înaltă energie, ceea ce face ca energia medie a fasciculului de fascicule polienergetice să crească cu adâncimea materialului traversat. Acest efect se numește întărire a fasciculului.
- / Întărirea fasciculului face ca razele X să se diminueze cu adâncimea materiei traversate mai puțin rapid decât exponențial.
- / HVL a fasciculelor de raze X polienergetice definește coeficientul de atenuare efectivă

$$\mu_{eff} = \ln(2)/HVL$$

- / HVL este o măsură indirectă a energiei medii a fasciculului și este invers proporțională cu coeficientul de atenuare liniară μ :

$$HVL = \frac{\ln(2)}{\mu}$$

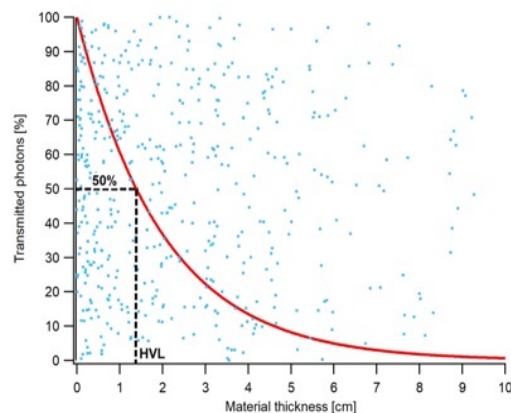


FIGURA 12.

Stratul de injumătățire

SCHIȚĂ DE CAPITOL:

Principii de imagistică
cu raze X

Producerea razelor X

Fascicul de raze X

/ Atenuarea razelor X

/ Stratul de
injumătățire

Formarea imaginii
radiologice

Cantități dozimetrice

Calitatea imaginii

Mesaje de luat acasă

Referințe

Testează-ți cunoștințele

/ Frația de dispersie

- / Cantitatea de dispersie detectată într-o imagine este caracterizată de raportul dispersie/raze primare (SPR) sau de fracția de dispersie (SF), care este exprimată ca procent.
- / SF crește odată cu volumul de țesut iradiat de fasciculul de raze X
 - / cu dimensiunea fasciculului (câmpul vizual)
 - / cu grosimea tesuturilor pacientului
- / Pentru o iradiere abdominală tipică de 30 × 30 cm² la un pacient cu grosimea de 25 cm, SF este de aproximativ 80% (Fig. 13).

<!> ATENȚIE

Contrastul din imagine este invers proporțional cu SF și trebuie utilizată o tehnică de respingere a dispersiei.

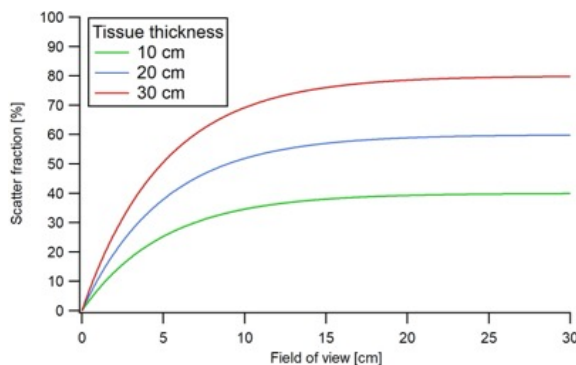


FIGURA 13.

Fracția de împrăștiere a fasciculelor de raze X pentru diferite câmpuri de vizualizare și trei grosimi ale țesutului pacientului

SCHIȚĂ DE CAPITOL:

Principii de imagistică cu raze X

Producerea razelor X

Fascicul de raze X

/ Frația de dispersie

Formarea imaginii radiologice

Cantități dozimetrice

Calitatea imaginii

Mesaje de luat acasă

Referințe

Testează-ți cunoștințele

SCHIȚĂ DE CAPITOL:

Principii de imagistică
cu raze X

Producerea razelor X

Fascicul de raze X

**Formarea imaginii
radiologice**

Cantități dozimetrice

Calitatea imaginii

Mesaje de luat acasă

Referințe

Testează-ți cunoștințele

/ Formarea imaginii radiologice

/ Respingerea radiațiilor dispersate

- / Respingerea razelor X dispersate în pacient se bazează pe orientarea oblică a acestora în raport cu razele X primare.
- / Respingerea dispersiei este importantă pentru îmbunătățirea contrastului în radiografia prin proiecție.

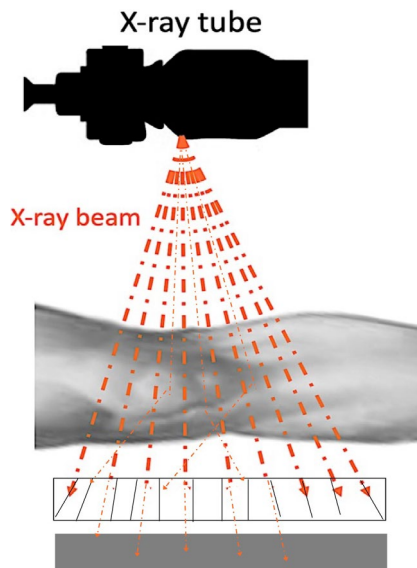


FIGURA 14.

Respingerea dispersiei în fața detectorului

Grilă anti-dispersie (Fig. 14)

- / Grila anti-dispersie, plasată între pacient și detector, este cea mai utilizată tehnologie de reducere a dispersiei în radiografie, fluoroscopie și mamografie.
- / Grilele sunt fabricate de obicei cu benzi de plumb orientate de-a lungul unei dimensiuni, separate de un material interspațiu cu atenuare redusă, cum ar fi fibra de carbon sau aluminiul.
- / Grilele paralele au benzi de plumb care sunt focalizate la infinit
- / Grilele focalizate au benzi de plumb orientate spre punctul focal al grilei, situate la distanța focală a grilei.
- / Distanțele focale tipice sunt de 100, 150 și 180 cm.

SCHIȚĂ DE CAPITOL:

Principii de imagistică
cu raze X

Producerea razelor X

Fascicul de raze X

Formarea imaginii radiologice

- / Respingerea
radiațiilor dispersate
- / Grila anti-dispersie

Canități dozimetrice

Calitatea imaginii

Mesaje de luat acasă

Referințe

Testează-ți cunoștințele

Grilă anti-dispersie

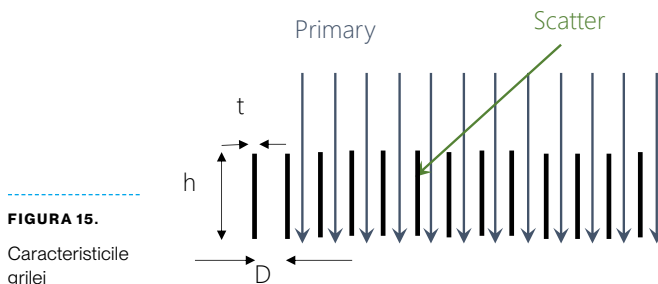
- / Grila atenuează o parte din razele X primare care sunt incidente direct pe benzile de plumb.
- / Transmisia razelor X primare prin grilă este transmisia primară (T_p).
- / Grila permite transmiterea unor raze X dispersate care au un unghi de dispersie mic sau care se împrăștie într-o direcție paralelă cu benzile de plumb.
- / Transmisia razelor X dispersate prin grilă este transmisia de împrăștiere (T_s).
- / Transmisia primară și cea de dispersie a rețelei determină eficiența rețelei, cuantificată prin selectivitatea rețelei Σ

<=> ATENȚIE

Grilele sunt caracterizate prin parametri (Fig. 15):

- / **Raportul de grilă r:** raportul dintre înălțimea benzii de plumb și distanța dintre spații
- / **Frecvența rețelei f:** numărul de linii de rețea pe cm
- / **Distanța focală a rețelei:** Distanța până la punctul focal

$$\Sigma = \frac{T_p}{T_s} \quad r = \frac{h}{D} \quad f = \frac{1}{t + D}$$



Imagistica
convențională cu
raze X

SCHIȚĂ DE CAPITOL:

Principii de imagistică
cu raze X

Producerea razelor X

Fascicul de raze X

Formarea imaginii radiologice

- / Respingerea
radiațiilor dispersate
- / Grila anti-dispersie

Canități dozimetrice

Calitatea imaginii

Mesaje de luat acasă

Referințe

Testează-ți cunoștințele

Grilă anti-dispersie

- / Transmisia totală (T_t) a rețelei depinde de T_p , T_s și de fracția de dispersie (SF).
- / Factorul de grilă sau factorul “bucky”, inversul lui T_t , reprezintă creșterea dozei pacientului atunci când se utilizează o grilă comparativ cu atunci când nu se utilizează o grilă pentru a se potrivi cu aceeași doză de detector.
- / O grilă cu un raport de grilă mai mare are un T_s mai mic, datorită unui unghi de transmisie mai limitat, dar și un T_p mai mic și un factor de îmbunătățire a contrastului ridicat (Fig. 16).
- / Distanța focală este un indicator al flexibilității poziționării la distanță a grilei față de punctul focal și este o funcție a raportului și a frecvenței grilei.

FIGURA 16.

Fig. 16 - Îmbunătățirea contrastului datorită grilei



<!> ATENȚIE

Artefactele de grilă apar din cauza poziționării greșite a grilei:

- / înclinarea grilei față de fasciculul de raze X incident
- / centrarea necorespunzătoare față de axa centrală a fasciculului
- / utilizarea unei grile focalizate în afara intervalului focal specificat

SCHIȚĂ DE CAPITOL:

Principii de imagistică
cu raze X

Producerea razelor X

Fascicul de raze X

Formarea imaginii radiologice

- / Respingerea
radiațiilor dispersate
- / Grila anti-dispersie

Canități dozimetrice

Calitatea imaginii

Mesaje de luat acasă

Referințe

Testează-ți cunoștințele

Interpunerea de aer liber (Fig. 17)

- / O distanță liberă între pacient și detector permite ca razele X să se împrăștie în afara câmpului vizual.
- / Intensitatea razelor X dispersate scade odată cu distanța dintre ele.
- / Factorii practici limitează utilizarea spațiului de aer liber:
 - / amplificarea anatomiei pacientului
 - / estomparea geometrică crescută din cauza dimensiunii spotului focal
 - / poate necesita extinderea focusului
 - / detectorului, pentru a scădea amplitudinea, în timp ce crește timpul de expunere și neclaritatea mișcării
- / Avantajele aerului liber în față grilei:
 - / o transmisie primară la 100%.
 - / o creștere mai mică a dozei pacientului

- / o eficiență mai mare (selectivitate) pentru fracțiile de dispersie mediane

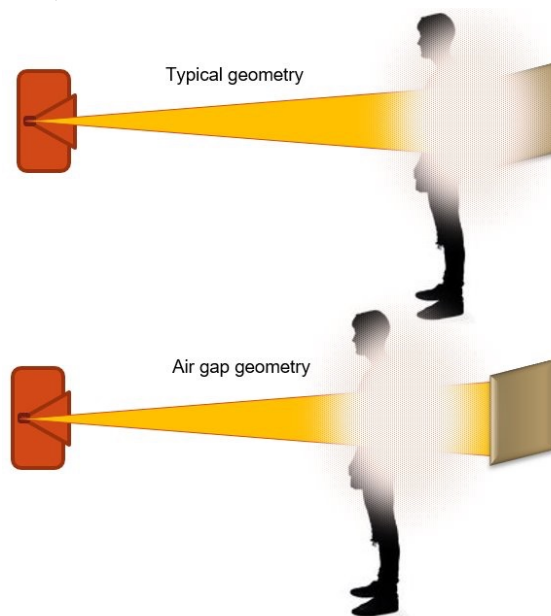


FIGURA 17.

Principiul interpunerii de aer

Imagistica
convențională cu
raze X

SCHIȚĂ DE CAPITOL:

Principii de imagistică
cu raze X

Producerea razelor X

Fascicul de raze X

Formarea imaginii radiologice

- / Respingerea
radiațiilor dispersate
- / Aerul liber

Cantități dozimetrice

Calitatea imaginii

Mesaje de luat acasă

Referințe

Testează-ți cunoștințele

/ Proiecția

- / Formarea imaginii radiologice convenționale rezultă din proiecția transmiterii diferențiale a fascicului primar de raze X prin diferitele țesuturi anatomiche.
- / Două procese diferite contribuie la atenuarea fascicului: absorbția și dispersia.
- / Caracteristicile de transmisie ale părților anatomiche sunt determinate de proprietățile lor:
 - / grosimea
 - / coeficientul de atenuare liniară
- / Transmisia razelor X scade exponențial cu atenuarea liniară (coeficientul μ) și grosimea x a țesut iradiat:

$$T = e^{-\mu x}$$

- / Modularea radiației de ieșire care interacționează cu un detector este imaginea latentă.

<=> ATENȚIE

Odată detectată, pe o imagine radiografică (Fig. 18):

- / Un țesut puternic atenuant este luminos
- / Un țesut cu atenuare scăzută este întunecat

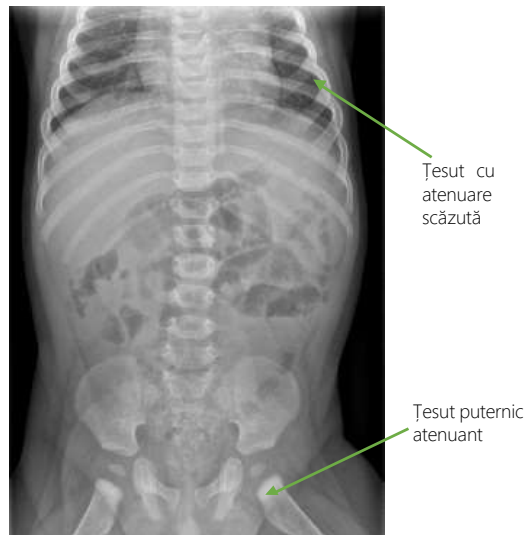


FIGURA 18.

O radiografie convențională este o proiecție a transmiterii diferențiale a razelor X în țesuturi

Imagistica
convențională cu
raze X

SCHIȚĂ DE CAPITOL:

Principii de imagistică
cu raze X

Producerea razelor X

Fascicul de raze X

**Formarea imaginii
radiologice**

- / Proiecție
- / Amplificare

Cantități dozimetrice

Calitatea imaginii

Mesaje de luat acasă

Referințe

Testează-ți cunoștințele

Amplificarea

- / Punctul focal creează un fascicul divergent în care razele X se deplasează în linie dreaptă.
- / Distanța dintre pacient și detector în proiecția divergentă creează o amplificare a anatomiei de pe imagine.
- / Amplificarea "M" se definește astfel (Fig. 19):

$$M = \frac{\text{Mărimea imaginii}}{\text{Mărimea obiectului}} = \frac{SID}{SOD}$$

- / O amplificare redusă are loc pentru:
 - / O distanță mare între sursă și detector
 - / O distanță mică între obiect și detector

<!=> ATENȚIE

Dimensiunea obiectului pe proiecții depinde, de asemenea, în mare măsură de orientarea obiectului în raport cu planul detectorului!

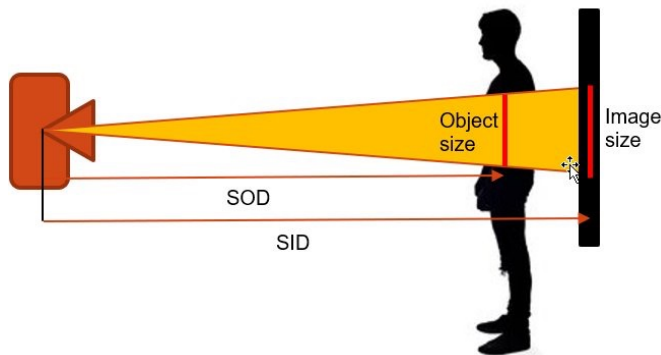


FIGURA 19.

Factorul de mărire în radiografia convențională.

SOD = distanța obiectului sursă

SID = distanța imaginii sursă

Imagistica
convențională cu
raze X

SCHIȚĂ DE CAPITOL:

Principii de imagistică
cu raze X

Producerea razelor X

Fascicul de raze X

Formarea imaginii radiologice

- / Proiecție
- / Amplificare

Cantități dozimetrice

Calitatea imaginii

Mesaje de luat acasă

Referințe

Testează-ți cunoștințele

Neclaritatea geometrică:

- / Dimensiunea finită a spotului focal este motivul pentru care razele X "ies" dintr-o zonă și nu doar dintr-o punct unic.
- / Deoarece razele X provin din întreaga zonă a spotului focal, apare o penumbră pe marginea obiectelor.
- / Cu cât dimensiunea punctului focal este mai mare, cu atât mai mare va fi neclaritatea pe detector.

- / Neclaritatea geometrică depinde de dimensiunea spotului focal și de geometria sistemului (Fig. 20):

$$B = f \cdot \frac{OID}{SOD} = f \cdot (M - 1)$$

- / Se produce o neclaritate geometrică redusă pentru:
 - / O dimensiune mică a spotului focal
 - / O distanță mare între sursă și detector
 - / O distanță scurtă între obiect și detector

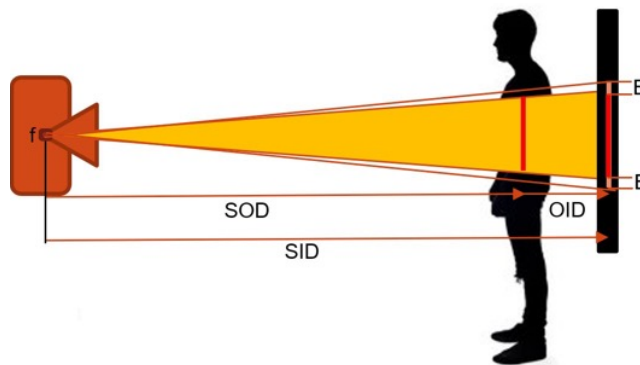


FIGURA 20.

Neclaritate geometrică (B) în radiografia convențională (penumbră).
SOD = distanța obiectului sursă
SID = distanța imaginii sursă

SCHIȚĂ DE CAPITOL:

Principii de imagistică
cu raze X

Producerea razelor X

Fascicul de raze X

Formarea imaginii radiologice

- / Proiecție
 - / Neclaritate geometrică

Canități dozimetrice

Calitatea imaginii

Mesaje de luat acasă

Referințe

Testează-ți cunoștințele

/ Detectoare digitale de raze X

- / Detectoarele cu panou plat (FPD) realizează o conversie electronică a razelor X în semnal digital pe o suprafață plană.
- / Se folosesc două tehnologii: detectoare directe și indirecte.

FPD indirecte:

- / Un scintilator convertește razele X în lumină
- / Scintilatorul este cuplat la o matrice de fotodiode realizate din siliciu amorf (a-Si).
- / Sarcinile electrice ale fotodiodelor sunt colectate de tranzistori cu peliculă subțire (TFT) pentru procesarea semnalului fiecărui pixel.
- / Lumina din scintilator este dispersată, ceea ce determină o degradare a rezoluției spațiale (figura 21).
- / Iodură de cesiu (CsI) în formă de coloană pentru a reduce răspândirea luminii, permițând astfel obținerea de imagini de rezoluție foarte înaltă.

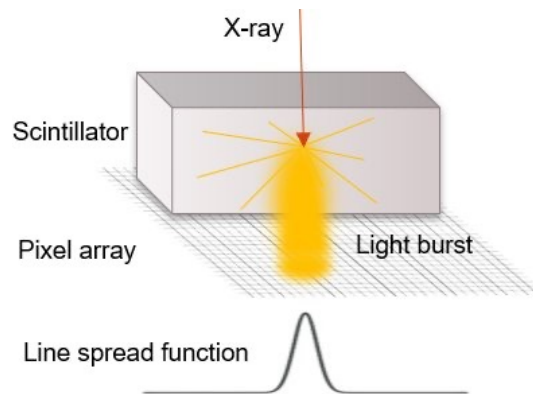


FIGURA 21.

Răspândirea luminii în scintilator

SCHIȚĂ DE CAPITOL:

Principii de imagistică
cu raze X

Producerea razelor X

Fascicul de raze X

**Formarea imaginii
radiologice**

/ Detectoare de raze X
digitale

Cantități dozimetrice

Calitatea imaginii

Mesaje de luat acasă

Referințe

Testează-ți cunoștințele

FPD directe:

- / Un semiconductor din seleniu amorf (a-Se) transformă direct razele X în electroni
- / Sarcinile electrice sunt colectate pe o matrice de condensatori cuplată la un TFT pentru procesarea semnalului fiecărui pixel.
- / Conversia directă oferă o rezoluție spațială ridicată (Fig. 22).
- / Eficiența de detecție a-Se ($Z=34$) este scăzută la energii ridicate.
- / Din acest motiv, detectoarele cu conversie directă sunt utilizate în principal pentru mamografie.

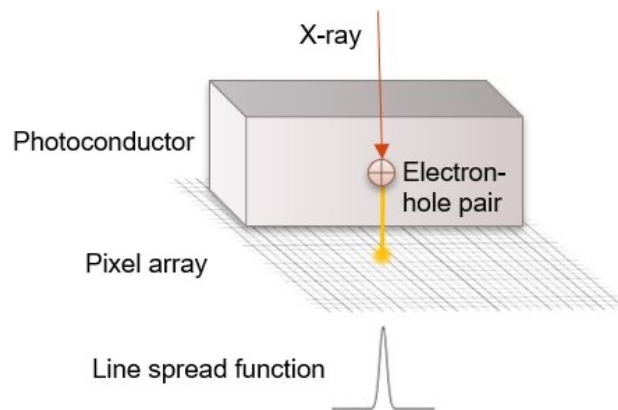


FIGURA 22.

Rezoluția spațială ridicată a detectoarelor cu conversie directă

>=< CUNOȘTINȚE SUPLIMENTARE

Noile detectoare de raze X, detectoarele de imagini C- MOS în stare solidă sau GEM (detectoare de gaz), au deschis calea pentru imagistica prin numărarea fotonilor, în care fiecare foton este detectat individual și energia sa este estimată cu o eficiență ridicată și fără zgomot de imagine.

SCHIȚĂ DE CAPITOL:

Principii de imagistică cu raze X

Producerea razelor X

Fascicul de raze X

Formarea imaginii radiologice

/ Detectoare de raze X digitale

Canități dozimetrice

Calitatea imaginii

Mesaje de luat acasă

Referințe

Testează-ți cunoștințele

/ Controlul automat al expunerii (AEC)

- / Dispozitivul de control automat al expunerii (AEC) controlează doza de radiații care ajunge la detector prin reglarea duratei de expunere.
- / Dispozitivul AEC termină expunerea atunci când este atinsă doza țintă a detectorului.
- / Majoritatea sistemelor AEC constau din trei până la cinci senzori de măsurare a radiațiilor, doi laterali și unul central, după cum se arată în figura 23.
- / Radiograful selectează configurația celor trei senzori AEC, determinând care dintre cei trei, individual sau în combinație, măsoară doza detectorului.
- / Doza țintă a detectorului de dispozitive AEC poate fi reglată cu ajutorul butoanelor de pe panoul de control numerotate -2, -1, 0, +1, +2, ...
- / Zona anatomică de interes trebuie să acopere detectoarele selectate, pentru a se evita supraexpunerea sau subexpunerea.

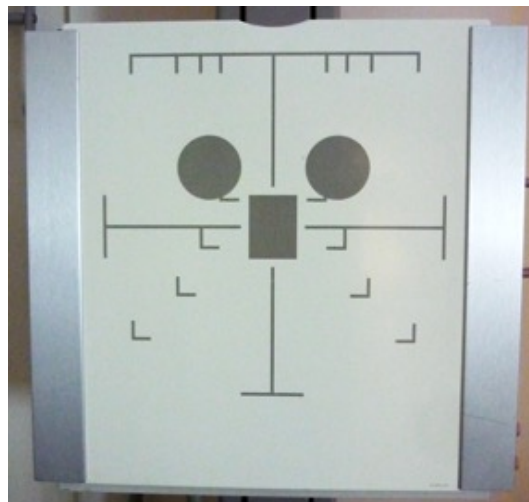


FIGURA 23.

Trei celule ale sistemului de control automat al expunerii.
 Sursa: [Controlul automat al expunerii - Wikipedia](#)

SCHIȚĂ DE CAPITOL:

Principii de imagistică
cu raze X

Producerea razelor X

Fascicul de raze X

**Formarea imaginii
radiologice**

/ Controlul automat al
expunerii (AEC)

Canități dozimetrice

Calitatea imaginii

Mesaje de luat acasă

Referințe

Testează-ți cunoștințele

/ Cantități dozimetrice

SCHIȚĂ DE CAPITOL:

Principii de imagistică
cu raze X

Producerea razelor X

Fascicul de raze X

Formarea imaginii
radiologice

Cantități dozimetrice

Calitatea imaginii

Mesaje de luat acasă

Referințe

Testează-ți cunoștințele

/ Indicele de expunere (EI)

- / Indicele de expunere oferă utilizatorului un feedback cu privire la doza de detector a unei radiografii.
- / Indicele de expunere este calculat prin semnalele din imaginea achiziționată și descrie doza detectorului.
- / Pentru unele sisteme, indicele de expunere poate fi comparat în mod diferit cu cantitățile de doză.
- / Definiția indicelui de expunere a fost standardizată în 2008*:
 $EI = 100 \times \text{doza detectorului în } \mu\text{Gy}$
- / Diferite combinații de constituții corporale ale pacienților și de expunere pot avea ca rezultat același semnal detectat și același EI.
- / Variația EI poate apărea din cauza conținutului variabil al imaginii, chiar dacă a fost utilizată aceeași setare de expunere și expunerea la intrarea pacientului a fost aceeași.

<!> ATENȚIE

EI nu este un echivalent pentru doza de expunere a pacientului!

Imagistica
convențională cu
raze X

SCIȚĂ DE CAPITOL:

Principii de imagistică
cu raze X

Producerea razelor X

Fascicul de raze X

Formarea imaginii
radiologice

Cantități dozimetrice

/ Indicele de expunere
(EI)

Calitatea imaginii

Mesaje de luat acasă

Referințe

Testează-ți cunoștințele

* Indicatorul de expunere a echipamentelor electrice medicale pentru sistemele digitale de imagistică cu raze X - Partea 1: definiții și cerințe pentru radiografia generală. Comisia Electrotehnică Internațională (IEC), Standard internațional IEC 62494-1:2008-08, Geneva, Elveția (2008).

/ Kerma fasciculului de raze X

- / Razele X depozitează energie în materie și, prin urmare, doze, prin interacțiuni cu electronii, realizând ionizări.
- / Energia razelor X transferată electronilor este transformată în energie cinetică.
- / Acești electroni energetici interacționează cu alți electroni din materie, depozitând cea mai mare parte a energiei lor într-un volum foarte mic.
- / Kerma (energia cinetică eliberată în materie) reprezintă energia transferată de la particulele neîncărcate la particulele încărcate, împărțită la masa de aer din volumul de măsurare.
- / Unitatea de măsură a kermei aerului este J/kg, numită Gray (Gy).
- / Kerma în aer (K_a) a unui fascicul de raze X (Fig. 24) depinde de produsul timp curent (Q), de tensiunea la pătrat (U^2), de inversul distanței față de sursă, la pătrat, (d^{-2}) și constanta tubului de raze X C, astfel:

$$K_a = C \cdot \left(\frac{U}{100}\right)^2 \cdot \frac{Q}{d^2}$$

<=> ATENȚIE

Kerma este definită într-un punct din aer și nu ia în considerare împrăștierea sau dimensiunea fasciculului. Principala utilizare a kermei este estimarea dozei maxime absorbite la piele în radiologia intervențională (a se vedea slide-ul următor). Ea prezintă un interes redus în radiologia convențională, unde dozele absorbite la piele sunt sub pragul pentru efecte deterministice.

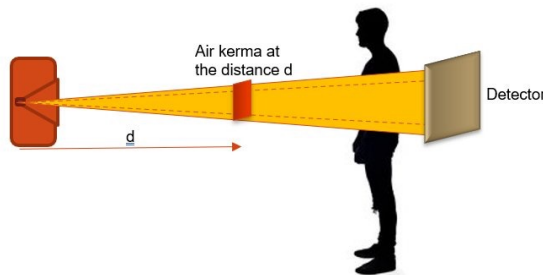


FIGURA 24.

Kerma de aer

SCHIȚĂ DE CAPITOL:

Principii de imagistică cu raze X

Producerea razelor X

Fascicul de raze X

Formarea imaginii radiologice

Cantități dozimetrice

/ Kerma fasciculului de raze X

Calitatea imaginii

Mesaje de luat acasă

Referințe

Testează-ți cunoștințele

/ Doza absorbită la piele (ESD)

- / Doza absorbită la piele (ESD) este doza la un strat subțire de piele în momentul în care razele X ajung la suprafața pacientului (Fig. 25).
- / Radiațiile retrodifuzate contribuie la ESD în plus față de radiația primară provenită de la tubul cu raze X.
- / Prin urmare, ESD va fi mai mare cu 15-30% decât kerma de aer la suprafața pacientului.
- / ESD este deosebit de important în investigații radiologice prelungite sau cu doză mare de radiații, cum ar fi în cadrul procedurilor intervenționale care utilizează fluoroscopia, deoarece este legată de leziuni ale pielii.
- / Contribuția radiației retrodifuzate la ESD este cuantificată prin factorul de retrodifuziune (BSF).

$$ESD = BSF \cdot C \cdot \left(\frac{U}{100}\right)^2 \cdot \frac{Q}{FPD^2}$$

<=> ATENȚIE

BSF și ESD depind de dimensiunea fasciculului și de grosimea (spatiu) straturilor pacientului.

ESD este utilizat în radiografia simplă pentru a stabili nivelurile de referință pentru diagnostic (DRL).

DRL constituie un punct de referință pentru optimizarea radioprotecției în imagistica medicală care utilizează raze X. Agenția pentru Siguranță Nucleară actualizează și publică în mod regulat recomandările DDE.

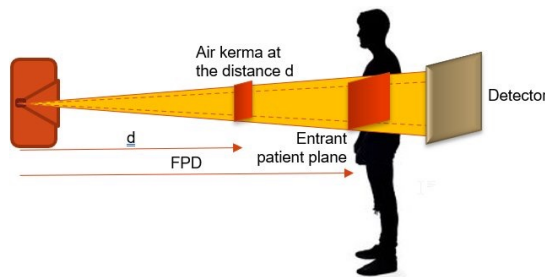


FIGURA 25.

Doza absorbită la piele (ESD)

Imagistica
convențională cu
raze X

SCHIȚĂ DE CAPITOL:

Principii de imagistică
cu raze X

Producerea razelor X

Fascicul de raze X

Formarea imaginii
radiologice

Cantități dozimetrice

/ Doza absorbită la
piele (ESD)

Calitatea imaginii

Mesaje de luat acasă

Referințe

Testează-ți cunoștințele

/ Dose Area Product (DAP)

- / Produsul doză-suprafață (DAP), exprimat în $\text{mGy} \times \text{cm}^2$, este produsul dintre kerma aerului (K_a) și suprafața expusă (A) pe o suprafață expusă uniform.
- / DAP oferă o bună estimare a dozei totale de radiații administrate unui pacient în timpul unei proceduri radiologice.
- / DAP este independent de distanța până la focar, ceea ce facilitează compararea valorilor DAP măsurate în studiile de supraveghere a dozelor (Fig. 26).
- / DAP este cel mai frecvent utilizat parametru de cuantificare pentru monitorizarea dozei de radiații administrate pacienților.
- / Sistemele radiografice și fluoroscopice sunt echipate cu contoare DAP care măsoară DAP la ieșirea tubului pentru fiecare procedură radiologică.

<=> ATENȚIE

Contoarele DAP de la ieșirea tubului nu iau în considerare contribuția radiațiilor dispersate la doza pacientului.

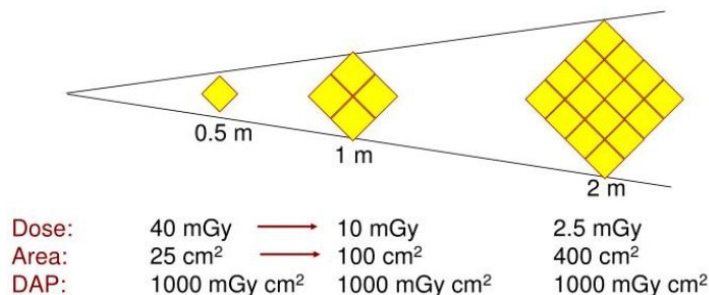


FIGURA 26.

Invarianța DAP în funcție de distanța față de focar

SCHIȚĂ DE CAPITOL:

Principii de imagistică cu raze X

Producerea razelor X

Fascicul de raze X

Formarea imaginii radiologice

Cantități dozimetrice

/ Produsul doză-suprafață (DAP)

Calitatea imaginii

Mesaje de luat acasă

Referințe

Testează-ți cunoștințele

/ Niveluri de referință pentru diagnosticare (DRL)

- / Nivelul de referință al dozei (DRL) pentru o examinare radiologică (de exemplu, o radiografie toracică) este a treia quartilă a distribuției dozei, raportate la un eșantion de pacienți (Fig. 27).
- / Doza pentru o examinare cu raze X poate varia în funcție de indicele de masă corporală (IMC) al pacientului, de tipul de detector, de tipul de sistem cu raze X și de setările acestuia.
- / Au fost stabilite DRL naționale pentru radiologie standard, tomografie computerizată și pentru procedurile ghidate prin imagini și intervenționale.

<=> ATENȚIE

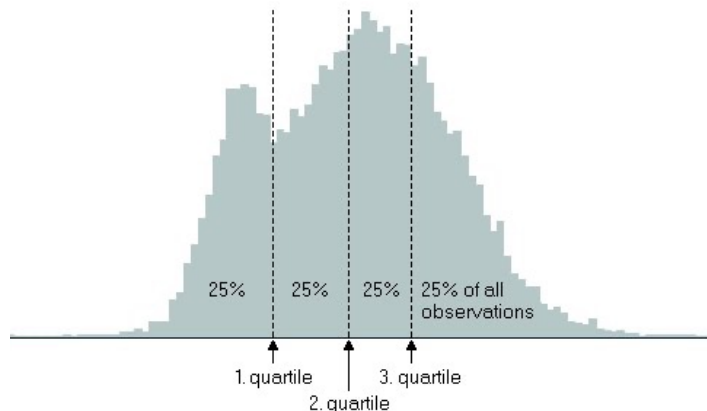
DRL-urile oferă o indicație a doza de radiații preconizată primită de un pacient de dimensiuni medii care se supun unei anumite proceduri imagistice bazate pe raze X.

DRL reprezintă un instrument de optimizare a procedurilor de imagistică medicală care utilizează radiații ionizante.

DRL nu reprezintă limite de doză.

FIGURA 27.

DRL reprezintă a treia quartilă a distribuției dozei pentru un examen radiologic obținut la un eșantion de pacienți.



SCHIȚĂ DE CAPITOL:

Principii de imagistică cu raze X

Producerea razelor X

Fascicul de raze X

Formarea imaginii radiologice

Cantități dozimetrice

/ Niveluri de referință pentru diagnostic (DRL)

Calitatea imaginii

Mesaje de luat acasă

Referințe

Testează-ți cunoștințele

/ Calitatea imaginii

SCHIȚĂ DE CAPITOL:

Principii de imagistică
cu raze X

Producerea razelor X

Fascicul de raze X

Formarea imaginii
radiologice

Cantități dozimetrice

Calitatea imaginii

Mesaje de luat acasă

Referințe

Testează-ți cunoștințele

/ Contrast

- / Contrastul unei imagini radiologice cuantifică diferența de semnal între țesuturi de densități diferite (Fig. 28).
- / Contrastul radiografic al unei structuri este produsul a doi factori:
 - / Diferența de atenuare a razelor X între țesuturi
 - / Diferența de grosime între țesuturi
- / Contrastul radiografic scade cu
 - / Energia medie a fasciculului de raze X (tensiunea tubului, filtrare suplimentară)
 - / Frația de dispersie a fasciculului de raze X pe detector
- / Contrastul unei radiografii digitale poate fi modificat cu ajutorul procesării imaginii care modifică histograma imaginii.

<=> ATENȚIE

Contrastul afișajului poate fi modificat prin setarea ferestrei de afișare.

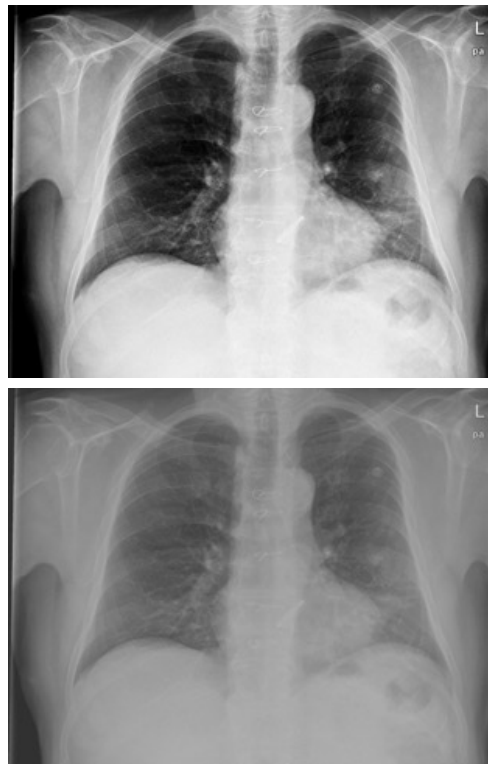


FIGURA 28.

Radiografie toracică. Aceeași imagine. Sus: contrast ridicat. Jos: Contrast scăzut.

Imagistica
convențională cu
raze X

SCHIȚĂ DE CAPITOL:

Principii de imagistică
cu raze X

Producerea razelor X

Fascicul de raze X

Formarea imaginii
radiologice

Cantități dozimetrice

Calitatea imaginii

/ Contrast

Mesaje de luat acasă

Referințe

Testează-ți cunoștințele

/ Raportul semnal-zgomot (SNR)

- / Raportul semnal-zgomot (SNR) al unei imagini este raportul dintre semnal și zgomot.
- / Semnalul este valoarea medie a pixelilor, care este legată de numărul de raze X convertite în semnal de către detector.
- / Zgomotul este nivelul variațiilor aleatorii ale valorilor pixelilor în jurul valorii medii a pixelilor, cuantificat prin deviația standard a valorilor pixelilor într-o zonă omogenă.
- / SNR reflectă zgomotul aparent al imaginii (Fig. 29).
- / SNR-ul unei raze X crește atunci când crește
 - / Doza de detector
 - / Dimensiunea pixelului
 - / Eficiența de detec-tare a detectorului
- / SNR-ul poate fi mărit cu ajutorul procesării imaginii care reduce lățimea de bandă de frecvență a imaginii.
- / SNR-ul unei imagini cu raze X este un compromis între
 - / Doza pacientului (mAs și grosimea anatomică)
 - / Rezoluția spațială (dimensiunea pixelilor și procesarea imaginii)

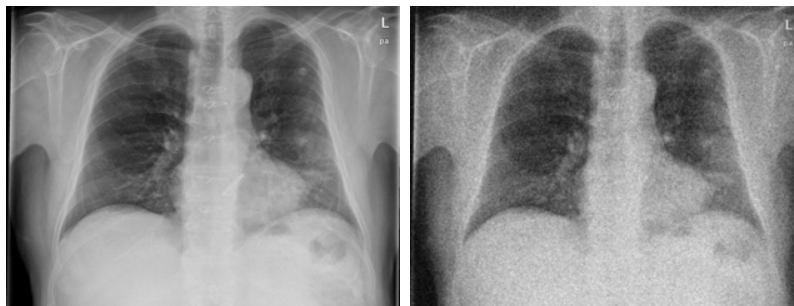


FIGURA 29.

Radiografie toracică. Jos: SNR scăzut. Aceeași imagine. Sus: SNR ridicat.

SCHIȚĂ DE CAPITOL:

Principii de imagistică
cu raze X

Producerea razelor X

Fascicul de raze X

Formarea imaginii
radiologice

Cantități dozimetrice

Calitatea imaginii

/ Raportul semnal-
zgomot (SNR)

Mesaje de luat acasă

Referințe

Testează-ți cunoștințele

/ Rezoluția spațială

- / Rezoluția spațială a unei imagini cuantifică acuitatea semnalului din imagine (Fig. 30)..
- / Rezoluția spațială a unei raze X scade atunci când crește:
 - / Dimensiunea pixelului
 - / Amplificarea
 - / Dimensiunea spotului focal
 - / Timpul de iradiere ("motion blur")
- / Rezoluția spațială poate fi mărită cu ajutorul procesării imaginii, care mărește lățimea de bandă a frecvenței imaginii.
- / Rezoluția spațială a unei raze X este un compromis cu
 - / SNR (dimensiunea pixelilor și procesarea imaginii).

>|< COMPARAȚI

O distanță mai mare între sursă și detector scade neclaritatea geometrică, dar crește timpul de expunere și neclaritatea de mișcare.

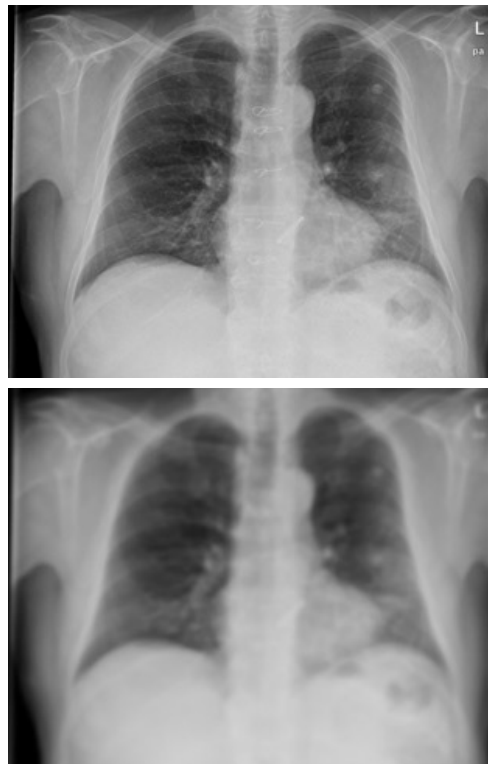


FIGURA 30.

Radiografie toracică. Sus: de înaltă rezoluție. Jos: joasă rezoluție

Imagistica
convențională cu
raze X

SCHIȚĂ DE CAPITOL:

Principii de imagistică
cu raze X

Producerea razelor X

Fascicul de raze X

Formarea imaginii
radiologice

Cantități dozimetrice

Calitatea imaginii

/ Rezoluția spațială

Mesaje de luat acasă

Referințe

Testează-ți cunoștințele

/ Mesaje de luat acasă



SCHIȚĂ DE CAPITOL:

Principii de imagistică
cu raze X

Producerea razelor X

Fascicul de raze X

Formarea imaginii
radiologice

Cantități dozimetrice

Calitatea imaginii

Mesaje de luat acasă

Referințe

Testează-ți cunoștințele

- / Razele X sunt unde electromagnetice de înaltă frecvență produse într-un tub cu raze X.
- / Detectoarele digitale radiologice convertesc razele X în semnale electrice.
- / Modalitățile convenționale de imagistică cu raze X oferă proiecții ale proprietăților de atenuare a țesuturilor traversate de razele X.
- / Tensiunea și produsul timp x curent stabilesc aproximativ energia și cantitatea de raze X.
- / Trecerea razelor X prin materie are trei rezultate: transmisie, absorbție și dispersie.
- / Respingerea razelor X dispersate în pacient se face prin intermediul unei grile antidispersie sau a unui spațiu de aer între pacient și detector.
- / Formarea imaginii radiologice rezultă din proiecția transmiției diferențiale a razelor X transmise prin diferitele țesuturi anatomice.
- / Amplificarea și neclaritatea apar în imagistica cu raze X deoarece fasciculul de raze X este divergent și se răspândește dintr-un punct focal de dimensiune finită.

- / Kerma din aer reprezintă doza la un punct din aer în fasciculul de raze X și nu ia în considerare dispersia sau dimensiunea fasciculului.
- / Doza absorbită la piele este doza la nivelul unui strat subțire de piele în planul de intrare al pacientului.
- / Produsul doză x zonă este produsul dintre kerma aerului și suprafața expusă și oferă o estimare a dozei de radiații administrate unui pacient în timpul unei examinări radiologice.
- / Trei parametri definesc calitatea imaginii: contrastul, raportul semnal- zgomot și rezoluția spațială

>=< CUNOȘTINȚE SUPLIMENTARE

- / Dispozitivul de control automat al expunerii (AEC) controlează doza de radiații care ajunge la detector prin reglarea duratei de expunere.
- / Indicele de expunere oferă utilizatorului un feedback cu privire la doza de detector a unei radiografii.

SCHIȚĂ DE CAPITOL:

Principii de imagistică
cu raze X

Producerea razelor X

Fascicul de raze X

Formarea imaginii
radiologice

Cantități dozimetrice

Calitatea imaginii

Mesaje de luat acasă

Referințe

Testează-ți cunoștințele

/ Referințe

1. Joite-Barfuß S.; Dierker, J.; Aichinger, H.; Säbel, M. Radiation Exposure and Image Quality in X-Ray Diagnostic Radiology. 2012, 2nd edition.
2. Bushberg, J; Seibert J.A.; Leidholdt E.M.; Boone J.M. The Essential Physics of Medical Imaging. 2012, 3rd edition.
3. Dance D.R.; Christofides S.; Maidment A.D.A.; McLean I.D.; Ng K.H. Diagnostic Radiology Physics : A Hanbook for Teachers and Students. 2014.
4. Singh H.; Sasane A.; Lodha R.; Textbook of Radiology Physics. 2017.
5. Vosper M.; England A.; Major V. Principles and Applications of Radiological Physics. 2019, 7th edition.

SCHIȚĂ DE CAPITOL:

Principii de imagistică
cu raze X

Producerea razelor X

Fascicul de raze X

Formarea imaginii
radiologice

Canități dozimetrice

Calitatea imaginii

Mesaje de luat acasă

Referințe

Testează-ți cunoștințele

SCHIȚĂ DE CAPITOL:

Principii de imagistică
cu raze X

Producerea razelor X

Fascicul de raze X

Formarea imaginii
radiologice

Cantități dozimetrice

Calitatea imaginii

Mesaje de luat acasă

Referințe

**Testează-ți
cunoștințele**

/ Testează-ți cunoștințele

/ Testează-ți cunoștințele



SCHIȚĂ DE CAPITOL:

Principii de imagistică
cu raze X

Producerea razelor X

Fascicul de raze X

Formarea imaginii
radiologice

Cantități dozimetrice

Calitatea imaginii

Mesaje de luat acasă

Referințe

**Testează-ți
cunoștințele**

<?> ÎNTREBARE

1

Care este dimensiunea
efectivă a spotului?

- ☐ Zona de pe anod lovită de electroni
- ☐ Proiecția dimensiunii spotului focal pe planul imaginii
- ☐ Dimensiunea fasciculului de electroni de pe anod
- ☐ Dimensiunea filamentului selectat în catod

/ Testează-ți cunoștințele

<?> RĂSPUNS

1

1 - Care este dimensiunea efectivă a spotului?

- ☐ Zona de pe anod lovită de electroni
- ☒ Proiecția dimensiunii spotului focal pe planul imaginii
- ☐ Dimensiunea fasciculului de electroni de pe anod
- ☐ Dimensiunea filamentului selectat în catod

SCHIȚĂ DE CAPITOL:

Principii de imagistică cu raze X

Producerea razelor X

Fascicul de raze X

Formarea imaginii radiologice

Cantități dozimetrice

Calitatea imaginii

Mesaje de luat acasă

Referințe

**Testează-ți
cunoștințele**

/ Testează-ți cunoștințele



SCHIȚĂ DE CAPITOL:

Principii de imagistică
cu raze X

Producerea razelor X

Fascicul de raze X

Formarea imaginii
radiologice

Cantități dozimetrice

Calitatea imaginii

Mesaje de luat acasă

Referințe

**Testează-ți
cunoștințele**

<?> ÎNTREBARE

2 Care este rolul filtrării suplimentare a unui tub cu raze X?

- ☐ Sa oprească razele X de joasă energie
- ☐ Îmbunătățirea contrastului radiologic
- ☐ Formează un fascicul de raze X omogen din punct de vedere spațial
- ☐ Sa oprească razele X dispersate în fereastra tubului cu raze X

/ Testează-ți cunoștințele



<?> RĂSPUNS

2 Care este rolul filtrării suplimentare a unui tub cu raze X?

- ☒ Sa opreasca razele X de joasă energie
- ☐ Îmbunătățirea contrastului radiologic
- ☐ Formează un fascicul de raze X omogen din punct de vedere spațial
- ☐ Sa opreasca razele X dispersate în fereastra tubului cu raze X

SCHIȚĂ DE CAPITOL:

Principii de imagistică cu raze X

Producerea razelor X

Fascicul de raze X

Formarea imaginii radiologice

Cantități dozimetrice

Calitatea imaginii

Mesaje de luat acasă

Referințe

Testează-ți cunoștințele

/ Testează-ți cunoștințele

<?> ÎNTREBARE

3

Ce sunt razele X caracteristice?

- ☐ raze X a căror energie este caracterizată de filtrul suplimentar de aluminiu
- ☐ raze X a căror energie este caracterizată de materialul anodic
- ☐ raze X a căror energie este crescută prin interacțiuni multiple în anod
- ☐ razele X a căror energie este mărită de filtrul suplimentar din aluminiu

SCHIȚĂ DE CAPITOL:

Principii de imagistică
cu raze X

Producerea razelor X

Fascicul de raze X

Formarea imaginii
radiologice

Cantități dozimetrice

Calitatea imaginii

Mesaje de luat acasă

Referințe

**Testează-ți
cunoștințele**

/ Testează-ți cunoștințele

<?> RĂSPUNS

3

Ce sunt razele X caracteristice?

- ☐ raze X a căror energie este caracterizată de filtrul suplimentar de aluminiu
- ☒ raze X a căror energie este caracterizată de materialul anodic
- ☐ raze X a căror energie este crescută prin interacțiuni multiple în anod
- ☐ razele X a căror energie este mărită de filtrul suplimentar din aluminiu

SCHIȚĂ DE CAPITOL:

Principii de imagistică cu raze X

Producerea razelor X

Fascicul de raze X

Formarea imaginii radiologice

Cantități dozimetrice

Calitatea imaginii

Mesaje de luat acasă

Referințe

**Testează-ți
cunoștințele**

/ Testează-ți cunoștințele

Imagistica
convențională cu
raze X

<?> ÎNTREBARE

4

Ce este adevărat despre probabilitatea efectului fotoelectric?

- ☐ Aceasta crește odată cu densitatea electronică a materialului
- ☐ Aceasta crește odată cu densitatea materialului.
- ☐ Aceasta crește odată cu tensiunea tubului.
- ☐ Aceasta crește odată cu energia razelor X

SCHIȚĂ DE CAPITOL:

Principii de imagistică
cu raze X

Producerea razelor X

Fascicul de raze X

Formarea imaginii
radiologice

Cantități dozimetrice

Calitatea imaginii

Mesaje de luat acasă

Referințe

**Testează-ți
cunoștințele**

/ Testează-ți cunoștințele

<?> RĂSPUNS

4

Ce este adevărat despre probabilitatea efectului fotoelectric?

- ☒ Aceasta crește odată cu densitatea electronică a materialului.
- ☐ Aceasta crește odată cu densitatea materialului.
- ☐ Aceasta crește odată cu tensiunea tubului.
- ☐ Aceasta crește odată cu energia razelor X

Imagistica
convențională cu
raze X

SCHIȚĂ DE CAPITOL:

Principii de imagistică
cu raze X

Producerea razelor X

Fascicul de raze X

Formarea imaginii
radiologice

Cantități dozimetrice

Calitatea imaginii

Mesaje de luat acasă

Referințe

**Testează-ți
cunoștințele**

/ Testează-ți cunoștințele



<?> ÎNTREBARE

5

Ce se poate face pentru a reduce neclaritatea geometrică a unei radiografii ?

- ☐ Alegeți o setare AEC mai mare.
- ☐ Reduceți timpul de expunere.
- ☐ Creșteți distanța dintre tub și detector.
- ☐ Folosiți o grilă antidifuzare.

SCHIȚĂ DE CAPITOL:

Principii de imagistică cu raze X

Producerea razelor X

Fascicul de raze X

Formarea imaginii radiologice

Cantități dozimetrice

Calitatea imaginii

Mesaje de luat acasă

Referințe

Testează-ți cunoștințele

/ Testează-ți cunoștințele



<?> RĂSPUNS

5 Ce se poate face pentru a reduce neclaritatea geometrică a unei radiografii ?

- ☐ Alegeți o setare AEC mai mare.
- ☐ Reduceți timpul de expunere.
- ☒ Creșteți distanța dintre tub și detector.
- ☐ Folosiți o grilă antidifuzare.

SCHIȚĂ DE CAPITOL:

Principii de imagistică cu raze X

Producerea razelor X

Fascicul de raze X

Formarea imaginii radiologice

Cantități dozimetrice

Calitatea imaginii

Mesaje de luat acasă

Referințe

Testează-ți cunoștințele

/ Testează-ți cunoștințele

<?> ÎNTREBARE

6

Un DAP este de 1000 mGy.cm² la 1 m de la tubul cu raze X. Care va fi la 2 m ?

- ☐ 250 mGy.cm²
- ☐ 500 mGy.cm²
- ☐ 1,000 mGy.cm²
- ☐ 4,000 mGy.cm²

Imagistica
convențională cu
raze X

SCHIȚĂ DE CAPITOL:

Principii de imagistică
cu raze X

Producerea razelor X

Fascicul de raze X

Formarea imaginii
radiologice

Cantități dozimetrice

Calitatea imaginii

Mesaje de luat acasă

Referințe

**Testează-ți
cunoștințele**

/ Testează-ți cunoștințele

<?> RĂSPUNS

6

Un DAP este de 1000 mGy.cm² la 1 m de la tubul cu raze X. Care va fi la 2 m ?

- ☐ 250 mGy.cm²
- ☐ 500 mGy.cm²
- ☒ 1,000 mGy.cm²
- ☐ 4,000 mGy.cm²

Imagistica
convențională cu
raze X

SCHIȚĂ DE CAPITOL:

Principii de imagistică
cu raze X

Producerea razelor X

Fascicul de raze X

Formarea imaginii
radiologice

Cantități dozimetrice

Calitatea imaginii

Mesaje de luat acasă

Referințe

**Testează-ți
cunoștințele**

/ Testează-ți cunoștințele

<?> ÎNTREBARE

7

Cum controlează AEC doza ?

- ☐ Prin concentrarea energiei electronilor din tubul cu raze X
- ☐ Prin modificarea intensității razelor X în timpul timpului de iradiere
- ☐ Prin reglementarea duratei de expunere
- ☐ Prin setarea unui curent țintă al tubului (mA)

Imagistica
convențională cu
raze X

SCHIȚĂ DE CAPITOL:

Principii de imagistică
cu raze X

Producerea razelor X

Fascicul de raze X

Formarea imaginii
radiologice

Cantități dozimetrice

Calitatea imaginii

Mesaje de luat acasă

Referințe

**Testează-ți
cunoștințele**

/ Testează-ți cunoștințele

<?> RĂSPUNS

7

Cum controlează AEC doza ?

- ☐ Prin concentrarea energiei electronilor din tubul cu raze X
- ☐ Prin modificarea intensității razelor X în timpul timpului de iradiere
- ☒ Prin reglementarea duratei de expunere
- ☐ Prin setarea unui curent țintă al tubului (mA)

Imagistica
convențională cu
raze X

SCHIȚĂ DE CAPITOL:

Principii de imagistică
cu raze X

Producerea razelor X

Fascicul de raze X

Formarea imaginii
radiologice

Cantități dozimetrice

Calitatea imaginii

Mesaje de luat acasă

Referințe

**Testează-ți
cunoștințele**

/ Testează-ți cunoștințele

<?> ÎNTREBARE

8

Cum am putea crește SNR-ul unei raze X ?

- ☐ Prin alegerea focalizării mari în locul focalizării mici
- ☐ Prin scăderea tensiunii tubului
- ☐ Prin creșterea setării AEC la +1
- ☐ Prin reducerea dimensiunii pixelilor

Imagistica
convențională cu
raze X

SCHIȚĂ DE CAPITOL:

Principii de imagistică
cu raze X

Producerea razelor X

Fascicul de raze X

Formarea imaginii
radiologice

Cantități dozimetrice

Calitatea imaginii

Mesaje de luat acasă

Referințe

**Testează-ți
cunoștințele**

/ Testează-ți cunoștințele

<?> RĂSPUNS

8

Cum am putea crește SNR-ul unei raze X ?

- ☐ Prin alegerea focalizării mari în locul focalizării mici
- ☐ Prin scăderea tensiunii tubului
- ☒ Prin creșterea setării AEC la +1
- ☐ Prin reducerea dimensiunii pixelilor

Imagistica
convențională cu
raze X

SCHIȚĂ DE CAPITOL:

Principii de imagistică
cu raze X

Producerea razelor X

Fascicul de raze X

Formarea imaginii
radiologice

Cantități dozimetrice

Calitatea imaginii

Mesaje de luat acasă

Referințe

**Testează-ți
cunoștințele**

/ Testează-ți cunoștințele



SCHIȚĂ DE CAPITOL:

Principii de imagistică
cu raze X

Producerea razelor X

Fascicul de raze X

Formarea imaginii
radiologice

Cantități dozimetrice

Calitatea imaginii

Mesaje de luat acasă

Referințe

**Testează-ți
cunoștințele**

<?> ÎNTREBARE

9

De ce este ESD mai mare decât kerma de aer la suprafața pacientului ?

- ☐ Deoarece ESD include doza de retrodifuzie
- ☐ Deoarece ESD nu se exprimă în aceeași unitate de măsură
- ☐ Deoarece ESD nu se măsoară la aceeași distanță față de sursa de raze X
- ☐ Deoarece ESD ia în considerare radiosensibilitatea pielii

/ Testează-ți cunoștințele



<?> RĂSPUNS

9 De ce este ESD mai mare decât kerma de aer la suprafața pacientului ?

- Deoarece ESD include doza de retrodifuzie
- ☐ Deoarece ESD nu se exprimă în aceeași unitate de măsură
- ☐ Deoarece ESD nu se măsoară la aceeași distanță față de sursa de raze X
- ☐ Deoarece ESD ia în considerare radiosensibilitatea pielii

SCHIȚĂ DE CAPITOL:

Principii de imagistică cu raze X

Producerea razelor X

Fascicul de raze X

Formarea imaginii radiologice

Cantități dozimetrice

Calitatea imaginii

Mesaje de luat acasă

Referințe

Testează-ți cunoștințele

/ Testează-ți cunoștințele

<?> ÎNTREBARE

10 Care este doza de detector care corespunde unui EI = 250 ?

- ☐ 2.5 μGy
- ☐ 25 μGy
- ☐ 250 μGy
- ☐ 250 mGy

Imagistica
convențională cu
raze X

SCHIȚĂ DE CAPITOL:

Principii de imagistică
cu raze X

Producerea razelor X

Fascicul de raze X

Formarea imaginii
radiologice

Cantități dozimetrice

Calitatea imaginii

Mesaje de luat acasă

Referințe

**Testează-ți
cunoștințele**

/ Testează-ți cunoștințele

<?> RĂSPUNS

10 Care este doza de detector care corespunde unui EI = 250 ?

- ☒ 2.5 μGy
- ☐ 25 μGy
- ☐ 250 μGy
- ☐ 250 mGy

Imagistica
convențională cu
raze X

SCHIȚĂ DE CAPITOL:

Principii de imagistică
cu raze X

Producerea razelor X

Fascicul de raze X

Formarea imaginii
radiologice

Cantități dozimetrice

Calitatea imaginii

Mesaje de luat acasă

Referințe

**Testează-ți
cunoștințele**

