

ZÁKLADNÉ FYZIKÁLNE VELIČINY A ODBORNÉ TERMÍNY

A. Odborné termíny

(1) Dávka pacienta je dávka, ktorú dostal pacient alebo iná osoba, ktorá sa podrobila lekárskeму ožiareniu.

(2) Diagnostická referenčná úroveň je hodnota dávky pacienta pri vyšetrení v rádiológii alebo hodnota aktivity rádioaktívnych látok aplikovaných pacientovi v nukleárnej medicíne stanovená pre rôzne typy zariadení používaných na lekárske ožiarovanie a pre typické vyšetrenia skupín pacientov priemernej veľkosti alebo pre štandardné fantómy.

(3) Dozimetria pacienta je dozimetria týkajúca sa pacienta alebo ďalších osôb, ktoré sa podrobujú lekárskeму ožiareniu.

(4) Generátor žiarenia je prístroj alebo zariadenie, ktoré je schopné generovať ionizujúce žiarenie, ako je röntgenové žiarenie, neutróny, elektróny alebo iné nabité častice.

(5) Klinický fyzik je fyzik so špecializáciou v špecializačnom odbore klinická fyzika.¹⁾

(6) Lekárske ožiarovanie je ožiarovanie ionizujúcim žiarením

- a) pacienta v súvislosti s určením jeho diagnózy alebo liečby,
- b) osoby bez príznakov choroby v súvislosti s určením jej diagnózy alebo liečby,
- c) osoby v súvislosti s vykonávaním preventívnej prehliadky,
- d) osoby v súvislosti s vykonávaním skríningového programu,
- e) osoby, ktorá sa dobrovoľne zúčastňuje na biomedicínskom výskume spojenom s lekárskeým ožiarovaním,
- f) osoby, ktorá sprevádza pacienta alebo opatruje pacienta vystaveného lekárskeému ožiarovaniu.

(7) Odborník vykonávajúci lekárske ožiarovanie je zdravotnícky pracovník podľa osobitného predpisu,²⁾ ktorý v rozsahu svojho vzdelania a kvalifikácie je oprávnený prevziať klinickú zodpovednosť za vykonanie lekárskeho ožiarovania.

(8) Ožarovňa je miestnosť, kde je umiestnené zariadenie na lekárske ožiarovanie určené na liečbu pacientov ionizujúcim žiarením (napríklad lineárny urýchľovač, ožarovacie zariadenie na externú terapiu gama žiarením s uzavretým žiaričom, ožarovacie zariadenie na brachyterapiu s afterloading systémom, röntgenový terapeutický prístroj a podobne); ožarovňa je spravidla súčasťou pracoviska radiačnej onkológie.

(9) Pracovisko nukleárnej medicíny je pracovisko so zariadením na lekárske ožiarovanie, ktoré sa používa na vyšetrenie alebo liečbu v nukleárnej medicíne.

(10) Pracovisko radiačnej onkológie je pracovisko so zariadením na lekárske ožiarovanie, ktoré sa používa na liečbu ionizujúcim žiarením.

(11) Rádiologické pracovisko je pracovisko s rádiologickým prístrojom.

¹⁾ § 63 nariadenia vlády Slovenskej republiky č. 296/2010 Z. z. v znení neskorších predpisov.

²⁾ § 44b zákona č. 576/2004 Z. z. o zdravotnej starostlivosti, službách súvisiacich s poskytovaním zdravotnej starostlivosti a o zmene a doplnení niektorých zákonov v znení zákona č. 87/2018 Z. z.

(12) Rádiologický prístroj je prístroj používaný na vyšetrenie v diagnostickej rádiológii alebo v intervenčnej rádiológii.

(13) Rádiologické vyšetrenie je vyšetrenie týkajúce sa lekárskeho ožiarenia v klasickej rádiológii, mamografii, počítačovej tomografii alebo v intervenčnej rádiológii.

(14) Sprevádzajúca osoba je fyzická osoba, ktorá sprevádza pacienta alebo opatruje pacienta vystaveného lekárskeho ožiareniu a ktorá je vystavená ožiareniu tým, že mimo rámca svojich pracovných povinností vedome a dobrovoľne pomáha osobe, ktorá sa podrobuje lekárskeho ožiareniu alebo sa stará o pacienta prepusteného po aplikácii rádioaktívnej látky zo zdravotníckeho zariadenia, žije s ním v spoločnej domácnosti alebo ho navštevuje.

(15) Vyšetrovňa je miestnosť, kde je umiestnené zariadenie na lekárske ožiarenie určené na vyšetrovanie pacientov v diagnostickej rádiológii, na vyšetrovanie a liečbu pacientov v intervenčnej rádiológii alebo na vyšetrovanie pacientov metódami nukleárnej medicíny (napríklad röntgenový prístroj pre skiagrafiu, röntgenový prístroj pre skiaskopiu, mamografický röntgenový prístroj, počítačový tomograf – CT, röntgenový simulátor pre plánovanie terapie, pojazdný röntgenový prístroj pre skiaskopiu, röntgenový prístroj pre angiografiu a intervenčnú rádiológiu, zubný intraorálny röntgenový prístroj, zubný panoramatický röntgenový prístroj, zubný počítačový tomograf – CBCT, planárna gama kamera pre scintigrafiu, prístroj pre fotónovú emisnú tomografiu – SPECT, prístroj pre pozitronovú emisnú tomografiu – PET, kombinované SPECT/CT alebo PET/CT zariadenie a podobne); vyšetrovňa môže byť súčasťou rádiologického pracoviska, pracoviska nukleárnej medicíny, pracoviska radiačnej onkológie alebo zubnej ambulancie.

(16) Zariadenie používané na lekárske ožiarenie je zariadenie používané na vyšetrovanie alebo liečbu ionizujúcim žiarením v diagnostickej a intervenčnej rádiológii, nukleárnej medicíne, alebo radiačnej onkológii.

B. Definície fyzikálnych veličín

(1) Súčin prúdu a času – P_{TR}

Súčin prúdu a času sa používa v rádiológii na stanovenie celkovej záťaže röntgenovej lampy. Je definovaný ako súčin priemerného prúdu röntgenovej lampy a expozičného času t :

$$P_{TR} = \int_t I(t) dt = \bar{I} \cdot t$$

Základnou jednotkou používanou v rádiológii je miliampér sekunda, mAs.

(2) Radiačný výkon röntgenovej lampy – Γ

Radiačný výkon röntgenovej lampy je definovaný ako podiel kermy vo vzduchu K_{air} v referenčnej vzdialenosti d od ohniska röntgenovej lampy, na centrálnej osi zväzku röntgenového žiarenia a súčinu prúdu a expozičného času P_{TR} :

$$\Gamma(d) = \frac{K_{air}(d)}{P_{TR}}$$

Základnou jednotkou je $Gy \cdot A^{-1} \cdot s^{-1}$. V klinickej praxi sa z praktických dôvodov používa jednotka $mGy \cdot mAs^{-1}$. Radiačný výkon röntgenovej lampy závisí od napätia röntgenovej lampy a celkovej filtrácie zväzku röntgenového žiarenia.

(3) Súčin kermy a plochy – KAP

KAP je integrál kermy vo vzduchu cez celkovú plochu A zväzku žiarenia v rovine kolmej na os zväzku žiarenia:

$$KAP = \int_A K_{air}(x, y) dx dy$$

Základnou jednotkou je Gy.m². V klinickej praxi sa z praktických dôvodov používa jednotka Gy.cm². Súčin kermy a plochy je základná veličina, ktorá sa používa v rádiológii pri hodnotení veľkosti ožiarenia pacientov, vzhľadom na to, že jeho hodnota je nezávislá na vzdialenosti od ohniska röntgenovej lampy (interakcie röntgenového žiarenia vo vzduchu je možné zanedbať). Rovnakým spôsobom sa definuje aj súčin absorbovanej dávky a plochy – DAP.

(4) Dopadová kerma – K_p

Dopadová kerma je definovaná ako kerma vo vzduchu na centrálnej osi zväzku röntgenového žiarenia na povrchu tela pacienta. Dopadová kerma na povrchu tela pacienta je rovná kerme vo vzduchu vo zväzku röntgenového žiarenia vo vzdialenosti ohnisko – koža (FSD). Zahŕňa len žiarenie dopadajúce na pacienta, nezahŕňa spätné rozptýlené žiarenie. Základnou jednotkou dopadovej kermy je Gray. V rádiológii sa používajú jednotky mGy, resp. μGy. Pri známej hodnote kermy vo vzduchu K_{air}(d) vo vzdialenosti d, dopadovú kermu možno stanoviť podľa vzťahu:

$$K_p = K_{air}(d) \cdot \left(\frac{d}{d_{FSD}} \right)^2$$

Závislosť dopadovej kermy K_p vo vzduchu a radiačného výkonu röntgenovej lampy je možné vyjadriť vzťahom:

$$K_p = \Gamma(d) \cdot P_{TR} \cdot \left(\frac{d}{d_{FSD}} \right)^2$$

kde Γ(d) je radiačný výkon röntgenovej lampy v referenčnej vzdialenosti d od ohniska lampy, P_{TR} je zaťaženie röntgenovej lampy a d_{FSD} je vzdialenosť od ohniska lampy po povrch tela pacienta.

(5) Kumulovaná dopadová kerma – K_{p,total}

Kumulovaná dopadová kerma vo vzduchu je definovaná ako suma všetkých parciálnych hodnôt dopadovej kermy K_{p,i} vo vzduchu na povrchu tela pacienta počas rádiologického výkonu, pri rovnakej polohe a orientácii zväzku žiarenia.

(6) Vstupná povrchová kerma – K_{FSD}

Vstupná povrchová kerma K_{FSD} je kerma vo vzduchu na centrálnej osi zväzku röntgenového žiarenia na povrchu tela pacienta. Zahŕňa žiarenie dopadajúce na telo pacienta a spätné rozptýlené žiarenie. Základnou jednotkou vstupnej povrchovej kermy je Gray. Vstupnú povrchovú kermu možno vyjadriť prostredníctvom dopadovej kermy pomocou vzťahu:

$$K_{FSD} = K_p \cdot B$$

kde K_p je dopadová kerma a B je faktor spätného rozptylu. Faktor spätného rozptylu závisí od energie dopadajúceho žiarenia a od veľkosti plochy zväzku žiarenia. Pre röntgenové žiarenie s energiou 50 – 150 kV, s celkovou filtráciou minimálne 2,5 mm Al a pri veľkosti radiačného poľa 10 x 10 cm až 25 x 25 cm je hodnota faktora spätného rozptylu B = 1,25 až 1,50.

(7) Dopadová dávka – D_p

Dopadová dávka D_p je absorbovaná dávka vo vzduchu, meraná na centrálnej osi zväzku röntgenového žiarenia na povrchu tela pacienta. Zahŕňa len žiarenie dopadajúce na pacienta, nezahŕňa spätne rozptýlené žiarenie. Základnou jednotkou dopadovej dávky je Gray.

(8) Vstupná povrchová dávka – ESD

Vstupná povrchová dávka (ESD) je absorbovaná dávka vo vzduchu meraná na centrálnej osi zväzku röntgenového žiarenia na povrchu tela pacienta. Zahŕňa žiarenie dopadajúce na telo pacienta a spätne rozptýlené žiarenie. Základnou jednotkou ESD je Gray.

(9) Index dávky počítačovej tomografie – CTDI

CTDI je definovaný ako integrál kerry vo vzduchu $K(z)$ meraný pozdĺž osi rotácie kolmo na rovinu rezu pri jednej otáčke RTG žiariča, pri nominálnej hrúbke rezu l :

$$CTDI = \frac{1}{l} \cdot \int_{-\infty}^{+\infty} K(z) dz$$

V klinickej praxi sa používa $CTDI_{100}$ definovaný ako integrál kerry vo vzduchu meraný pozdĺž osi rotácie v celkovej dĺžke 100 mm pri jednej rotácii RTG žiariča, pri nominálnej hrúbke rezu l . Integrál kerry sa počíta symetricky okolo centra skenovaného objemu. Jednotkou CTDI je Gray – Gy (rozmer $J \cdot kg^{-1}$).

$$CTDI_{100} = \frac{1}{l} \cdot \int_{-50}^{+50} K(z) dz$$

Pre multislice CT prístroje, ktoré vykonávajú simultánne N rezov nominálnej hrúbky l , pre $CTDI_{100}$ platí:

$$CTDI_{100} = \frac{1}{N \cdot l} \cdot \int_{-50}^{+50} K(z) dz$$

kde $K(z)$ je radiačný profil kerry pozdĺž osi z , N je počet simultánne zhotovených rezov a l je nominálna hrúbka jedného rezu. Súčin $N \cdot l$ udáva celkovú šírku zväzku röntgenového žiarenia pri skenovaní.

(10) Vážený CT index absorbovanej dávky v PMMA fantóme – $CTDI_w$

Vážený CT index absorbovanej dávky v PMMA fantóme $CTDI_w$ reprezentuje priemernú hodnotu CTDI v rovine rezu (x, y) a je definovaný pomocou $CTDI_{100}$ meraného v strede a pri okraji štandardného CT fantómu takto:

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{PMMA,100,C} + \frac{2}{3} CTDI_{PMMA,100,P}$$

kde $CTDI_{PMMA,100,C}$ je meraný v strede CT dozimetrického fantómu a $CTDI_{PMMA,100,P}$ je priemer zo štyroch hodnôt CTDI stanovených pri povrchu štandardného CT fantómu v pozíciách $0^\circ, 90^\circ, 180^\circ$ a 270° .

Hodnota $CTDI_w$ definovaná uvedeným vzťahom reprezentuje priemernú absorbovanú dávku v CT fantóme v oblasti stredného rezu, pri skenovanom objeme dĺžky 100 mm, pri kontinuálnom axiálnom skenovaní. Jednotkou $CTDI_w$ je Gray – Gy (rozmer $J \cdot kg^{-1}$).

(11) Objemový index dávky počítačovej tomografie – $CTDI_{vol}$

Objemový index dávky počítačovej tomografie – $CTDI_{vol}$ je definovaný vzťahom:

$$CTDI_{vol} = \frac{N \cdot l}{\Delta d} \cdot CTDI_w = \frac{1}{P_{CT}} \cdot CTDI_w$$

kde: N je celkový počet simultánnych rezov, l je nominálna hrúbka jedného rezu, Δd je posun stola pacienta v smere osi z počas jednej rotácie RTG žiariča a P_{CT} je tzv. „pitch faktor“

špirálového CT zariadenia. Pitch faktor CT prístroja pri určitom špecifickom vyšetrovacom postupe je daný:

$$P_{CT} = \frac{\Delta d}{N \cdot l}$$

$CTDI_{Vol}$ reprezentuje priemernú absorbovanú dávku v skenovanom objeme.

(12) Súčin dávky a dĺžky skenovania – DLP

Súčin dávky a dĺžky skenovania DLP pre štandardný dozimetrický fantóm CT pre kompletne CT vyšetrenie vychádza z nameraných hodnôt $CTDI_W$ alebo $CTDI_{Vol}$ a je definovaný pre axiálne skenovanie vzťahom:

$$DLP = CTDI_W \cdot N \cdot l \cdot n$$

kde l je nominálna hrúbka rezu, N je počet simultánnych rezov CT a n je počet rotácii RTG žiariča pri axiálnom skenovaní.

V prípade špirálových CT prístrojov je DLP definovaný:

$$DLP = CTDI_{Vol} \cdot L = CTDI_{Vol} \cdot \Delta d \cdot n = \frac{1}{P_{CT}} \cdot CTDI_W \cdot L$$

kde L je celková dĺžka skenovanej oblasti, Δd je dĺžka posunu vyšetrovacieho stola pacienta počas skenovania pri jednej rotácii RTG žiariča, n je počet rotácii RTG žiariča a P_{CT} je pitch faktor CT zariadenia pri skenovaní. Pre DLP sa používa základná jednotka mGy.cm.

(13) Optická hustota (OD)

Optická hustota je miera sčernenia fotografickej vrstvy röntgenového filmu po exponovaní röntgenovým žiarením. Je definovaná vzťahom:

$$OD = \lg \frac{I_i}{I_t}$$

kde I_i je intenzita svetla dopadajúceho na film a I_t je intenzita svetla prechádzajúceho röntgenovým filmom a \lg je dekadický logaritmus. Pri pomere $I_i/I_t = 10$ je $OD = 1$.

(14) CT číslo

CT číslo predstavuje strednú hodnotu zoslabenia RTG žiarenia v určitej elementárnej oblasti obrazu CT (voxel). Štandardne sa uvádza v Hounsfieldových jednotkách – HU. Hodnota HU charakterizuje absorpciu RTG žiarenia v určitom objemovom elemente (voxel) v pomere k absorpcii RTG žiarenia vo vode a je definovaná vzťahom:

$$HU = \frac{\mu - \mu_w}{\mu_w} \cdot 1000$$

kde μ je koeficient zoslabenia vyšetrovaného tkaniva μ_w je koeficient zoslabenia vody. Hodnota HU vody je 0, hodnota HU vzduchu je -1000, HU tuku -50 až -100, HU svalov +35 až +75, a HU kompaktnej kosti je približne +1000.

(15) Stredné CT číslo:

Stredné CT číslo je stredná hodnota CT čísiel všetkých pixelov v určitej definovanej oblasti zobrazenia.

(16) Polovrstva – HVL

Polovrstva (HVL) je hrúbka absorpčného materiálu, ktorý zoslabuje úzky zväzok röntgenového žiarenia tak, že kermový príkon vo vzduchu sa zníži na polovicu pôvodnej hodnoty bez daného absorpčného materiálu. Vyjadruje sa v mm spolu so špecifikáciou absorpčného materiálu (napr. v mm Al).

(17) Vzďialenosť ohnisko – receptor obrazu (FID)

Vzďialenosť ohnisko – receptor obrazu (FID) je vzďialenosť od referenčnej roviny ohniska röntgenovej lampy po bod, v ktorom hlavná os zväzku röntgenového žiarenia pretína rovinu receptora obrazu.

(18) Vzďialenosť ohnisko – koža (FSD)

Vzďialenosť ohnisko – koža (FSD) je vzďialenosť od referenčnej roviny ohniska röntgenovej lampy po bod, v ktorom hlavná os zväzku röntgenového žiarenia pretína rovinu povrchu tela pacienta.

(19) Tomografická rovina

Tomografická rovina, resp. rovina rezu, je geometrická rovina (X,Y) kolmá na os rotácie zostavy röntgenovej lampy a detektorov v CT zariadení, prechádzajúca stredom zväzku röntgenového žiarenia.

(20) Nominálna hrúbka tomografickej vrstvy

Nominálna hrúbka tomografickej vrstvy pri CT prístrojoch je hrúbka tomografickej vrstvy zvolená a indikovaná na ovládacom paneli zariadenia.

(21) Expozičný automat (AEC)

Expozičný automat (Automatic Exposure Control – AEC) je príslušenstvo röntgenového prístroja, ktoré automaticky reguluje prevádzkové parametre röntgenového prístroja (napätie, prúd röntgenovej lampy a expozičný čas) tak, aby pri zvolenom vyšetrovacom režime bola dosiahnutá optimálna úroveň žiarenia v mieste receptora obrazu. V prípade skiagrafičkých snímok AEC automaticky ukončí expozíciu po dosiahnutí optimálnej dopadovej dávky na receptor obrazu.

(22) SPECT

SPECT (Single photon emission computed tomography), jednofotónová emisná počítačová tomografia je diagnostická zobrazovacia metóda používaná v nukleárnej medicíne.

(23) PET

PET (Positron emission tomography), pozitronové emisná tomografia je diagnostická zobrazovacia metóda používaná v nukleárnej medicíne.