

Slovníček základních fyzikálních, technických, radiobiologických, radiohygienických, farmakologických, počítačových a statistických pojmů pro opakování ke zkoušce z nukleární medicíny

Daniela Skibová, Marek Moša, Olga Nováková, Martin Šámal, Václav Vrána
použité normy ČSN 01 1308, ČSN ISO 31-9, ČSN ISO 31-10, ČSN IEC 60050-393

verze 1.41 - 6.1.2012

fyzika

(podrobněji viz např. <http://astronuklfyzika.cz> (pouze část JadRadFyzika4.htm), a jinde)

protonové (atomové) číslo Z = počet protonů v jádře atomu

neutronové číslo N = počet neutronů v jádře atomu

nukleonové (hmotnostní) číslo A = počet nukleonů (protonů a neutronů) v jádře atomu

prvky = atomy se stejným počtem protonů v jádře (atomy se stejným protonovým číslem)

nuklidy = atomy se stejným počtem protonů a stejným počtem neutronů v jádře (atomy se stejným protonovým číslem a stejným nukleonovým číslem)

radionuklidy = nuklidy podléhající samovolné přeměně doprovázené emisí částic

izotopy = nuklidy se stejným počtem protonů (ale různým počtem neutronů) v jádře

radioizotopy = izotopy podléhající samovolné přeměně doprovázené emisí částic

izomery = nuklidy navzájem odlišné pouze energetickým stavem jádra

izobary = nuklidy se stejným počtem nukleonů (ale různým počtem protonů) v jádře

izotony = nuklidy se stejným počtem neutronů (ale různým počtem protonů) v jádře

radioaktivita = *vlastnost* atomů (atomových jader za účasti elektronových obalů) samovolně se přeměňovat za současného vzniku ionizujícího záření (nezaměňovat s *veličinou aktivita*)

jaderné záření = záření vznikající při jaderných přeměnách

ionizující záření = záření tvořené částicemi nabitými nebo nenabitými nebo obojími, schopnými přímo nebo nepřímo ionizovat

radioaktivní přeměna = samovolná změna složení nebo energetického stavu jader nuklidu, doprovázená emisí částic

přeměna α = radioaktivní přeměna při níž dochází k emisi částice alfa (jádro hélia tvořené 2 protony a 2 neutrony); vzniklé dceřinné jádro má o 4 nukleony a 2 protony méně - dceřinný

nuklid se v periodické soustavě prvků posune o dvě místa doleva vzhledem k mateřskému radionuklidu

přeměna β^- (beta minus) = radioaktivní přeměna při níž dochází k emisi elektronu; zjednodušeně lze emisi elektronu z jádra vysvětlit tím, že se neutron přemění na proton, elektron a antineutrino; proton zůstává v jádře, zatímco elektron a antineutrino jsou z jádra emitovány

přeměna β^+ (beta plus) = radioaktivní přeměna, při níž dochází k emisi pozitronu (antičástice elektronu); zjednodušeně lze emisi pozitronu vysvětlit přeměnou protonu v jádře na neutron, pozitron a neutrino

záchyt elektronu = radioaktivní přeměna, při níž dojde k záchytu obalového elektronu jádrem; elektron se v jádře spojí s protonem a vznikne neutron - protonové číslo se zmenší o jednu a dceřinné jádro se v periodické soustavě prvků posune o jedno místo doleva

přeměna γ = radioaktivní přeměna, při níž jádro přechází do nižšího energetického stavu, spojená s emisí fotonu gama nebo konverzního elektronu (viz vnitřní konverze); zpravidla k ní dochází při přeměně alfa a beta, kdy dceřinné jádro zůstává v energeticky excitovaném stavu; při přechodu do základního stavu se jádro zbaví přebytečné energie vyzářením elektromagnetického záření – záření gama

vnitřní konverze = přeměna gama, při níž je vnitřní energie jádra předána obalovému elektronu (*konverzní elektron*); zjednodušeně si lze tento proces vysvětlit vyražením obalového elektronu z obalu atomu zářením gama emitovaným jádrem; elektron převezme veškerou energii a je emitován z atomu, foton gama zanikne

izomerní přechod = přechod jádra ze vzbuzeného do základního energetického stavu spojený s emisí záření gama; v některých případech dceřinná jádra přetrvávají ve vyšším (vzbuzeném) energetickém stavu „delší dobu“ (až hodiny), pak mluvíme o metastabilním stavu jádra; izomery se označují doplněním symbolu nuklidu písmenem m (např. ^{99m}Tc - technecium)

rentgenové záření, záření X = fotonové záření zahrnující brzdné a charakteristické záření (na rozdíl od záření gama nevzniká při *jaderných přeměnách*)

brzdné záření = fotonové záření se spojitým energetickým spektrem, vznikající bržděním nabitých částic především v elektrickém poli jádra

charakteristické záření = fotonové záření s čárovým energetickým spektrem, vysílané při přechodu elektronu atomového obalu na nižší energetickou hladinu

Augerův elektron = elektron emitovaný při přechodu elektronu v atomovém obalu na nižší energetickou hladinu (Pierre Victor Auger [ožé], 1899-1993, francouzský fyzik)

aktivita = počet radioaktivních přeměn za jednotku času, vyjadřuje množství radioaktivní látky; jednotka aktivity = *becquerel* Bq [s^{-1}]; aktivity používané pro diagnostické účely v nukleární medicíně se obvykle udávají v MBq (*definice: podíl středního počtu samovolných radioaktivních přeměn z daného energetického stavu v určitém množství radionuklidu za krátkou dobu dt, a této doby; $A = dN/dt$*)

měrná (hmotnostní) aktivita = aktivita vztažená na jednotku hmotnosti $A_m = A/m$ [$\text{Bq}\cdot\text{kg}^{-1}$]

objemová aktivita = aktivita vztažená na jednotku objemu $A_V = A/V$ [$\text{Bq}\cdot\text{m}^{-3}$]

zákon přeměny = zákon popisující časový průběh radioaktivních přeměn; počet atomů radionuklidu klesá exponenciálně s časem

$$N(t) = N(0) e^{-\lambda t}$$

kde $N(0)$ je počáteční množství atomů daného radionuklidu, $N(t)$ je pravděpodobný počet nepřeměněných atomů v čase t a λ je přeměnová konstanta

poločas přeměny = střední doba, za kterou dojde k přeměně poloviny atomů vzorku; někdy se označuje jako "fyzikální" poločas (T_{fyz}) k odlišení od poločasu "biologického" (T_{biol})

biologický poločas = doba, za kterou se z organismu vyloučí polovina množství podaného radiofarmaka

efektivní poločas = doba, za kterou klesne celková aktivita podaného radionuklidu v organismu na polovinu v důsledku biologické eliminace a radioaktivních přeměn ($1/T_{\text{eff}} = 1/T_{\text{biol}} + 1/T_{\text{fyz}}$)

ionizace = děj, při kterém vznikají nositelé náboje (ionty)

excitace = děj, při kterém je elektronu udělena energie dostačující k přechodu do vyššího energetického stavu, ale nedostatečná k jeho odtržení

dosah částic = průměrná vzdálenost do níž pronikne částice v určité látce

anihilace = srážka antičástice s částicí, při které původní částice zaniknou a vzniknou částice jiného typu (pro nukleární medicínu má význam anihilace pozitronu s elektronem, při které vznikají 2 fotony záření gama - využívá se v pozitronové emisní tomografii)

přímo ionizující záření = tok nabitých částic (elektrony, pozitrony, protony, částice alfa, apod.) s dostatečnou kinetickou energií pro vyvolání ionizace

nepřímo ionizující záření = tok nenabitých částic (fotony, neutrony, apod.), které uvolňují přímo ionizující částice nebo vyvolávají jaderné přeměny provázené emisí ionizujících částic

specifická ionizace = udává počet iontových párů vytvořených na jednotce délky dráhy částice

lineární přenos energie (linear energy transfer, LET) = jeden z mnoha faktorů ovlivňujících chemické a biologické účinky ionizujícího záření = ztráta energie záření v lokálním objemu na jednotku dráhy ve tkáni [J/m]; charakterizuje prostorovou distribuci ionizací a excitací produkovaných záření; v průběhu dráhy se lineární přenos energie mění, čím větší je náboj a čím menší je rychlost částice, tím vyšší je lineární přenos energie (*definice: podíl energie předané nabitou ionizující částicí látce v daném místě při průchodu po krátké dráze, a této dráhy; vyjadřuje velikost ztráty energie nabitě ionizující částice na jednotku délky dráhy*)

interakce záření gama s hmotou = probíhá fotoelektrickou absorpcí (fotoefektem), Comptonovým rozptylem a tvorbou elektron-pozitronových párů; v konkrétním případě je převažující typ interakce určen energií fotonu gama a vlastnostmi prostředí

fotoefekt = interakce fotonu s obalovým elektronem některé z nižších slupek, při které se energie fotonu (zmenšená o vazební energii elektronu) zcela přemění v kinetickou energii uvolněného

elektronu, foton gama přitom zaniká; uvolněné místo v atomovém obalu je zaplněno elektronem z vyšší slupky za vzniku charakteristického rentgenového záření

Comptonův rozptyl = interakce fotonu s elektronem z vyšší slupky, při níž vzniká elektron a nový (sekundární) foton záření gama s nižší energií; dráha sekundárního fotonu je odchýlena od dráhy původního (primárního) fotonu o úhel závislý na energii předané fotonem elektronu (Arthur Holly Compton, 1892-1962, americký fyzik, nositel Nobelovy ceny za fyziku 1927)

tvorba elektron-pozitronového páru = přeměna fotonu gama na pár elektron–pozitron při interakci fotonu s elektrickým polem atomového jádra nebo jiné částice; podmínkou pro tuto přeměnu je minimální energie primárního fotonu gama záření 1,022 MeV (v lékařské diagnostice se tato interakce záření gama s hmotou prakticky neuplatňuje)

radiofarmaka

umělé radionuklidy = radionuklidy, které se nevyskytují v přírodě; v nukleární medicíně se pro značení diagnostických a léčebných přípravků (**radiofarmak**) používají pouze umělé radionuklidy vyráběné v jaderných reaktorech a cyklotronech

cyklotron = kruhový urychlovač kladně nabitých částic; radioaktivní nuklidy vznikají ostřelováním terčíkových jader urychlenými protony a částicemi alfa

jaderný reaktor = zařízení, ve kterém probíhá řízená řetězová štěpná reakce; radioaktivní nuklidy vznikají ozařováním terčíkových jader neutrony

radionuklidový generátor = zdroj radionuklidů pro přípravu radiofarmak na oddělení nukleární medicíny; zařízení obsahující dva geneticky vázané radionuklidy, z nichž žádaný (generovaný) je dceřinný a má kratší poločas rozpadu než mateřský (vyrobený např. v reaktoru); běžným příkladem je generátor technecia (mateřský radionuklid je ^{99}Mo , dceřinný $^{99\text{m}}\text{Tc}$)

stopovací metody = radionuklidové stopovací (nebo indikátorové) metody slouží ke sledování pohybu, přeměn a distribuce látek uvnitř fyzikálních, chemických a biologických systémů a v technologických zařízeních; jsou založeny na principu, který v r. 1913 objevil chemik maďarského původu György Hevesy (1885 - 1966, nositel Nobelovy ceny za chemii 1943): *stabilní a nestabilní nuklidy téhož chemického prvku mají stejné chemické chování a vlastnosti, liší se pouze fyzikálně*; látky označené malým množstvím radionuklidu mohou být sledovány (stopovány, "traced") pomocí detekce ionizujícího záření; měření aktivity lze provést dvěma způsoby: (a) odběrem a měřením aktivity vzorků, (b) zevní detekcí záření gama

radionuklidová čistota = podíl aktivity deklarovaného radionuklidu na celkové aktivitě přípravku (vyjadřuje stupeň znečištění preparátu příměsí jiných radionuklidů)

radiochemická čistota = podíl radionuklidu v deklarované chemické formě na celkové aktivitě přípravku (radiochemicky čistý preparát obsahuje radionuklid ve formě jedné chemické sloučeniny)

chemická čistota = podíl hmotnosti látky v určité chemické formě na celkové hmotnosti substance (po vyloučení pomocných látek a rozpouštědel)

sterilita = absence choroboplodných zárodků dosažená sterilizací

apyrogenita = absence látek vyvolávajících horečnatou reakci

toxická = jedovatost, vlastnost látky působit patologické změny v organismu (otravu)

farmakodynamika = nauka o mechanismech účinku léčiv, sleduje "co látka dělá s organismem", je základem farmakologie [Hynie S. Farmakologie v kostce, Triton, Praha 2001]

farmakokinetika = se zabývá osudem léčiv v organismu, sleduje "co organismus dělá s látkou" (absorpce, distribuce, metabolismus, eliminace, časový průběh koncentrací léčiva v biologických tekutinách, aj.) [Hynie S. Farmakologie v kostce, Triton, Praha 2001]

interakce léčiv = vzájemné ovlivnění účinku při působení více látek najednou; rozlišujeme účinky synergistické (aditivní a potenciace) a antagonistické; podle mechanismu rozeznáváme interakce farmakokinetické (ovlivnění biotransformace, distribuce, absorpce a exkrece) a farmakodynamické (ovlivnění účinku látky na receptoru nebo mimo něj)

bolová aplikace = technika způsobu jednorázového injekčního podání o vysoké objemové aktivitě indikátoru (rychlá aplikace malého množství, obvykle do 0,5 ml)

radiobiologie a ochrana před zářením

ozáření = vystavení organismu ionizujícímu záření; rozlišujeme **vnější ozáření** (z vnějšího zdroje) a **vnitřní ozáření** (důsledek vnitřní kontaminace radionuklidem)

dávka D = (také absorbovaná dávka) energie ionizujícího záření absorbovaná v látce (*podíl střední absorbované energie předané ionizujícím zářením látce v malém prostoru, a hmotnosti této látky; jednotkou dávky je gray - Gy [J/kg]*)

dávkový příkon = přírůstek dávky za jednotku času [Gy/s]. V praxi se obvykle používá mGy/h případně μ Gy/h (při dávkovém příkonu 10 mGy/h obdrží ozařovaný objekt za hodinu dávku 10 mGy, za 6 minut 1mGy apod.)

dávkový ekvivalent H = součin absorbované dávky v uvažovaném bodě tkáně a jakostního činitele Q (Q pro β , γ má hodnotu 1, pro α záření případně neutrony až 20); jednotkou dávkového ekvivalentu je sievert - Sv [J/kg] (jednotka Sv má stejný rozměr jako Gy), viz též příloha

příkon dávkového ekvivalentu = přírůstek dávkového ekvivalentu za jednotku času Sv/s; v praxi se obvykle používá mSv/h případně μ Sv/h

osobní dávkový ekvivalent $H_p(d)$ = dávkový ekvivalent v daném bodě pod povrchem těla v hloubce d (udává se obvykle v mm v závorce za označením veličiny $H_p(10)$); jednotkou osobního dávkového ekvivalentu je sievert - Sv [J/kg]

ekvivalentní dávka H_T = součin střední absorbované dávky v orgánu nebo tkáni D_{TR} (T = tissue, R = type of radiation) a radiačního váhového faktoru w_R (w_R pro β , γ má hodnotu 1, pro α záření případně neutrony až 20); vyhodnocování ekvivalentních dávek ozáření rukou se provádí zpravidla v měsíčních intervalech při použití prstových dozimetřů; jednotkou ekvivalentní dávky je sievert - Sv [J/kg]

efektivní dávka E = je součet součinů ekvivalentních dávek H_T a tkáňových váhových faktorů w_T (w_T pro nejcitlivější tkáň = 0,2 pro nejméně citlivé = 0,05, $\Sigma w_T=1$, viz příloha); jednotkou efektivní dávky je sievert - Sv [J/kg]

limity ozáření = (a) pro běžnou populaci obecně – celotělově efektivní dávka 1mSv za rok, ekvivalentní dávka na oči 15 mSv, na ruce, nohy a kůži 50 mSv; (c) pro učně a studenty od 16 do 18 let 6, 5 a 150 mSv; (d) pro pracovníky se zdroji ionizujícího záření 50, 150, 500 mSv

dozimetrie ionizujícího záření = obor zabývající se měřením ionizujícího záření a kvantifikací jeho účinků (dávky, dávkové příkony, dávkové ekvivalenty, atd) včetně problematiky měřících přístrojů a praktických aplikací (např. monitorování)

monitorování = sledování ozáření osob, obvykle pracovníků se zdroji ionizujícího záření, ve stanovených intervalech (osobní dozimetrie, zpravidla 1 měsíc), dále pracovního prostředí (dávkový příkon, příkon dávkového ekvivalentu, kontrola kontaminace povrchů apod.) a okolí pracoviště; popis závažných činností je uveden v programu monitorování

účinky ionizujícího záření na organismus se dělí podle mnoha hledisek a jednotlivá rozdělení se překrývají; rozlišujeme např. účinky přímé a nepřímé, somatické a genetické, časné a pozdní (opožděné), prahové a bezprahové, stochastické a nestochastické (deterministické)

radiační poškození tkáně = výsledek kombinace přímých a nepřímých účinků ionizujícího záření, jejichž podíl závisí na řadě faktorů (na druhu záření, velikosti dávky a dávkového příkonu, frakcionaci - časovém rozložení dílčích dávek, lineárním přenosu energie, rozsahu ozáření organismu (lokálním nebo celotělovém), vlastnostech zasažené biologické struktury, radiosenzitivitě, rychlosti a účinnosti reparačních procesů, atd.)

radiosenzitivita buněk = je přímo úměrná jejich metabolické a proliferační/reprodukční aktivitě; mezi nejcitlivější buňky patří lymfocyty, jaderné buňky kostní dřene, buňky stěvní sliznice, buňky zárodečných žláz a kůže; naopak odolnější na vliv záření jsou buňky nervové, svalové, kostní a pojivové

látky zvyšující účinky záření (radiosenzibilizátory) = zesilují reakci normálních tkání a regresi nádorů po ozáření (např. aktinomycin D, halogenované pyrimidiny, alkylující činidla, aj.); v klinické radioterapii má význam tzv. **kyslíkový efekt** u rtg záření a záření gama, kde dávka potřebná k vyvolání stejného biologického účinku je 2 - 3 x větší v nepřítomnosti kyslíku (hypoxie nádoru nebo jeho části) než v jeho přítomnosti; kyslíkový efekt se neuplatňuje u záření s vysokým přenosem energie; s tlakem (koncentrací) kyslíku ve tkáni roste jen do určité mezní hodnoty, nad kterou již k dalšímu zvýšení účinku záření nedochází

látky snižující účinky záření (radioprotektiva) = radiobiologický "kámen mudrců"; desítky let se řada pracovišť na celém světě snažila objevit specifické radioprotektivum či "lék" na ozáření; jedinou spolehlivou ochranou, jak zabránit ozáření organismu, je stínění; dobře tolerovaná radioprotektiva (některé bílkoviny, hormony a vitamíny) jsou jen nepatrně účinná, zatímco potenciálně účinná radioprotektiva (látky obsahující síru jako cystein, aktivní aminoskupinu jako serotonin, histamin nebo tryptamin, a enzymatické inhibitory jako kyanidy, nitrily, azidy, fenony, aj.) jsou toxická a navíc snižují účinky záření jen při podání bezprostředně **před** ozářením

přímé účinky ionizujícího záření = způsobeny přímým zásahem biologicky důležitého místa v buňce (tzv. terče nebo citlivého objemu), důsledkem zásahu genetického materiálu je vznik

mutací (teorie přímého účinku, zásahová teorie, terčová teorie - předpokládají, že *místem poškození je přímo místo zásahu*)

nepřímé účinky ionizujícího záření = způsobeny poškozením kritických buněčných struktur působením radikálů a reaktivních produktů vzniklých ionizací a disociací především molekul vody; volné radikály jsou chemicky velmi reaktivní a mohou štěpit vazby mezi dvěma atomy uhlíku nebo atomy uhlíku a dusíku; reakce volných radikálů s genetickým materiálem mohou vést ke vzniku mutací (teorie nepřímého účinku, radikálová teorie = předpokládají přenos absorbované energie záření uvnitř molekul a mezi molekulami vnitřního prostředí buňky; *k poškození nedochází v místě účinku, ale jinde*); výsledné poškození buňky ionizujícím zářením je kombinací přímého a nepřímého účinku a působení reparačních mechanismů

časné účinky ionizujícího záření = somatické účinky s krátkou dobou latence (např. radiační dermatitida po lokálním ozáření); po celotělovém ozáření se s krátkou latencí projeví pouze účinky způsobené velkými dávkovými ekvivalenty nad 0,5 Sv, které zasáhly celé tělo během krátké doby několika hodin obvykle v důsledku mimořádné radiační události (nehoda jaderného reaktoru, v ozařovně nebo laboratoři); viz tabulka v příloze

pozdní účinky ionizujícího záření = somatické účinky s dlouhou dobou latence, např. vznik zhoubného nádoru

somatické účinky ionizujícího záření = účinky, které nejsou dědičné; dělí se na časné a pozdní; příkladem časného účinku je radiační dermatitida, příkladem pozdního účinku je vznik zhoubného nádoru

genetické účinky ionizujícího záření = účinky, které jsou přenášeny na další generace; jsou vyvolány změnami genetického materiálu zárodečných buněk a způsobují vrozené vady, degenerativní aj. onemocnění v následujících generacích (obecně dochází k výskytu znaků, které neměl žádný z rodičů); většina mutací vykazuje zhoubný účinek a v populaci se nehromadí

deterministické účinky ionizujícího záření = "určité", "jisté", nestochastické účinky záření, ke kterým dochází vždy po překročení určité *prahové dávky* a které rostou s absorbovanou dávkou záření (příkladem je radiační katarakta, erytém, radiační dermatitida, atd.); jsou to účinky *prahové*

stochastické účinky ionizujícího záření = "pravděpodobnostní", statistické účinky záření; na rozdíl od účinků deterministických jsou *bezprahové*; s dávkou neroste účinek, jeho závažnost a rozsah postižení, ale *pravděpodobnost* účinku (proto i malé dávky záření mohou mít závažné stochastické účinky a naopak ani velké dávky nemusí postihnout všechny ozářené jedince); příkladem jsou mutace genů, vznik zhoubného nádoru, atd.

akutní nemoc z ozáření = onemocnění v důsledku jednorázového vystavení organismu ionizujícímu záření; rozeznávají se 3 formy podle velikosti dávky (**(a) centrálně-nervová forma** (po celotělovém ozáření vysoce supraletální dávkou několika desítek Gy dochází k hrubým morfologickým změnám v mozku, smrt nastává bezprostředně během několika hodin až dnů), **(b) gastrointestinální (střevní) forma** (po ozáření supraletální dávkou, vodnaté průjmy s příměsí krve, zvracení, dehydratace, smrt je častá a nastává ve 2. - 3. týdnu po ozáření), **(c) dřevňová forma** (po ozáření letální a subletální dávkou dochází k patogenetickým změnám kostní dřevě, vývoji dřevňové aplázie, pancytopenii v obvodové krvi a sekundární sepsi); pouze u dřevňové formy se rozvíjí kompletní klinický obraz akutní nemoci z ozáření probíhající ve 4 fázích: (1) fázi

prodromů, (2) fázi latence, (3) fázi úplného klinického rozvoje nemoci, a (4) fázi rekonvalescence; viz též tabulka v příloze

chronická nemoc z ozáření = následek nepříznivého průběhu akutní nemoci z ozáření nebo dlouhodobého, případně frakcionovaného působení zevního ozáření nebo vnitřního zamoření organismu radioaktivními látkami; podle rozvoje klinického obrazu nemoci se rozlišují 3 stupně: **lehký** (celková slabost, podrážděnost, neurocirkulační obtíže, lehká leukopenie s mírnou relativní lymfocytózou, mírná trombocytopenie), **střední** (poruchy funkce různých orgánů, pokles tělesné váhy, výraznější leukopenie a trombocytopenie, často i anémie), a **těžký** (závažné poškození vnitřních orgánů, krvácivé projevy, těžká anémie, leukopenie)

vnitřní kontaminace = zamoření vnitřního prostředí organismu radioaktivními látkami inhalací, ingescí, otevřeným poraněním nebo nitrožilně; intaktní kůži prostupuje tritium ve formě vody a radiojód ve formě páry nebo roztoku; na rozdíl od akutní a chronické nemoci z ozáření lze pro diagnostiku použít měření radioaktivity organismu zevní detekcí (záření gama) a radioaktivity moče a stolice (kvantitativní hodnocení vnitřní kontaminace exkrementy); zásadou terapie je zabránit nebo snížit resorpci radionuklidu a podpořit jeho zvýšené vylučování z organismu

reparační mechanismy = napravují změny navozené zářením čímž snižují stupeň radiačního poškození; především jde o obnovu genetické aktivity poškozené DNA - vysoké procento chromozomálních aberací (až 98%) je po ozáření reparováno; reparační mechanismy jsou tvořeny enzymovými systémy buňky a nezávisí na replikaci DNA

radiační hormeze = adaptační reakce na nízké dávky záření spočívající ve stimulaci reparačních mechanismů buněk korigujících zlomy DNA a další stochastická poškození; jako nízké se označují dávky do 200 mGy; vyšší úroveň adaptace a reparačních procesů může ozáření jedince ochránit před vznikem zhoubných nádorů i z jiných příčin než je záření; **pozor:** hormeze neříká, že nízké dávky záření "neškodí", ale že při vystavení organismu nízkým dávkám je pravděpodobnost adaptační reakce větší než riziko poškození (adaptační reakce nevyklučuje riziko poškození organismu nízkými dávkami); hormeze je dosud předmětem odborných diskusí a sporů a odbornou veřejností není všeobecně akceptována, v praxi je nutné zachovávat opatrnost i pro oblast nízkých dávek záření (princip ALARA) a především zákonné normy, které konsenzuálně vycházejí z tzv. lineární extrapolace účinků vyšších dávek záření k nule a možnost benefičních účinků nepřipouštějí

princip ALARA = základní princip (imperativ) ochrany před ionizujícím zářením (radioprotekce) určující přípustné ozáření za různých okolností, které by vždy mělo být tak nízké, jak je za daných okolností "rozumně" možné dosáhnout: zkratka z anglických slov **As Low As Reasonably Achievable**

technika nukleární medicíny

detektory ionizujícího záření = obecně látky, kterými se energie ionizujícího záření převádí na jiný druh energie, vhodný pro indikaci, registraci nebo měření; v praxi tyto látky tvoří základní součást přístrojů schopných zaznamenat přítomnost mikročástic a některých jejich vlastností; v nukleární medicíně se používají především detektory scintilační, plynové a polovodičové, ve kterých excitace atomů scintilátoru a ionizace molekul plynu či atomů v krystalové mřížce polovodiče nabitými částicemi vyvolá na výstupu detektoru elektrický signál; elektricky neutrální fotony záření gama se registrují nepřímo, prostřednictvím elektronů vzniklých elektromagnetickými interakcemi záření gama v detektoru (fotoefekt, Comptonův rozptyl)

plynový detektor registruje průchod nabitě částice pomocí ionizace molekul plynu mezi dvěma elektrodami (ionizací vzniklé volné nosiče náboje vyvolají na elektrodách elektrický signál); jednotlivé typy (ionizační komory, proporcionální detektory, Geiger-Müllerovy detektory) se liší napětím na elektrodách a z toho vyplývajícími detekčními vlastnostmi

polovodičový detektor registruje průchod nabitě částice pomocí ionizace atomů v krystalové mřížce polovodiče mezi dvěma elektrodami (ionizací vzniklé volné nosiče náboje vyvolají na elektrodách elektrický signál)

scintilační detektor registruje průchod nabitě částice scintilátorem pomocí světelných záblesků (scintilací) vyvolaných fotoelektrony a Comptonovými elektrony vzniklými absorpcí fotonů záření gama ve scintilátoru; scintilátory mohou být anorganické či organické krystaly, kapalné, plastické a skleněné materiály a vzácné plyny; vedle scintilátoru jsou součástí scintilačního detektoru (a) světlovod převádějící světelné fotony ze scintilátoru na fotokatodu fotonásobiče a (b) fotonásobič převádějící světelné fotony na výsledný elektrický signál

scintigrafie = zobrazovací metoda využívající k detekci záření gama scintilační detektory; výsledkem scintigrafie je snímek distribuce radiofarmaka v zorném poli scintilační kamery

scintilační kamera = zobrazovací zařízení pro scintigrafii s jedním nebo více scintilačními detektory

vícetektorový systém = zařízení s více scintilačními detektory; v praxi to bývá několik (2 - 4) velkoplošných detektorů ("vícehlavé" scintilační kamery pro SPECT) nebo velký počet (stovky) malých detektorů uspořádaných do jednoho nebo více prstenců kolem pacienta (detekční přístroje pro PET)

kolimátor = olovená clona vymezující směr fotonů dopadajících na scintilační detektor a rozsah zorného pole kamery (vymezení prostorového úhlu paprsků); nejčastěji je to deska s mnoha otvory určitého tvaru, velikosti a směru podle typu kolimátoru pro různé použití; kolimátor je nezbytný pro vytvoření obrazu - je to určitá analogie objektivu fotoaparátu, rozdíl spočívá v energii fotonů použitých k vytvoření obrazu: zatímco směr dráhy fotonů světla lze objektivem změnit tak, aby na citlivé ploše filmu nebo čipu vytvořily ostrý obraz objektu, směr dráhy fotonů záření gama se takto cíleně měnit nedá; kolimátor proto slouží jen k propuštění fotonů "správného" směru, které vytvářejí obraz a k pohlcení ostatních fotonů; je to nejslabší článek scintilační kamery, protože jeho účinnost (podíl počtu fotonů prošlých do detektoru k počtu fotonů dopadajících na kolimátor) je pouze několik procent; čím menší jsou otvory kolimátoru, tím lepší je prostorová rozlišovací schopnost kamery, ale tím horší je současně citlivost kamery; volba kompromisu mezi prostorovou rozlišovací schopností a citlivostí kamery s určitým typem kolimátoru záleží na typu vyšetření

celotělové zobrazení = mapa distribuce radiofarmaka v celém organismu zaznamenaná pohybem detektoru kamery podél celého těla a propojením snímků jednotlivých anatomických oblastí do jediného snímku

základní charakteristiky scintilačního detektoru a scintilační kamery = prostorová rozlišovací schopnost (vnitřní a systémová), detekční účinnost, citlivost, energetická rozlišovací schopnost, časová rozlišovací schopnost (mrtvá doba), linearita a homogenita (uniformita) zobrazení

prostorová rozlišovací schopnost = minimální vzdálenost 2 zdrojů záření v zorném poli kamery, které lze od sebe ještě rozlišit - u klasické scintilační kamery je určena především vlastnostmi kolimátoru; **(a) vnitřní** = prostorová rozlišovací schopnost kamery bez kolimátoru (u moderních kamer 3-5 mm), **(b) systémová** = prostorová rozlišovací schopnost kamery s určitým typem kolimátoru (klesá s rostoucí vzdáleností objektu od kolimátoru, ve vzdálenosti 5 - 10 cm od kolimátoru s paralelními otvory je kolem 1 cm); prostorová rozlišovací schopnost multidetektorového systému pro PET je nižší než 1 cm, u nejlepších přístrojů dosahuje hodnot kolem 5 - 6 mm

detekční účinnost = pravděpodobnost, že ionizující záření procházející detektorem bude zaregistrováno (podíl počtu zaznamenaných fotonů k počtu fotonů dopadajících na detektor); celková detekční účinnost je podíl počtu zaznamenaných fotonů k počtu fotonů emitovaných zdrojem

citlivost = četnost impulzů vyvolaná jednotkovou aktivitou zdroje [imp/s/MBq]

energetická rozlišovací schopnost = relativní rozdíl energií dvou částic, které mohou ještě být rozlišeny (schopnost detektoru rozlišit od sebe záření dvou blízkých energií), má význam pro potlačení vlivu rozptýlených fotonů s nižší energií na kvalitu výsledného scintigrafického snímku

časová rozlišovací schopnost (mrtvá doba) = minimální časový interval mezi průchody dvou částic detektorem, které lze ještě rozlišit; časová rozlišovací schopnost je charakterizována tzv. **mrtvou dobou**, po kterou je detektor necitlivý k dalším částicím

linearita = schopnost kamery zobrazit lineární zdroj (zdroj ve tvaru přímky) jako přímku (při poruše linearity se lineární zdroj zobrazuje jako zakřivená čára)

homogenita (uniformita) = schopnost kamery zobrazit homogenní rozložení zdroje záření jako obraz s homogenním jasem (při poruše homogenity se homogenní zdroj zobrazuje jako heterogenní plocha s nerovnoměrnou intenzitou)

kontrast = rozdíl v jasu 2 míst na snímku v důsledku rozdílu aktivit 2 zdrojů záření; cílem zobrazení je dosáhnout co největšího kontrastu patologického ložiska k okolní zdravé tkáni; kromě vlastností kamery se na výsledném kontrastu podílejí farmakologické vlastnosti použitého radiofarmaka; technické faktory ovlivňující kontrast scintigrafického snímku ovlivňují i "šum" (náhodné fluktuace počtu impulzů), cílem scintigrafického zobrazení je proto dosáhnout co nejvyššího poměru **kontrastu ložiska k úrovni šumu (CNR = "contrast-to-noise ratio")** - při nízkém CNR nelze rozhodnout, zda kontrast určitého místa snímku je výsledkem náhodných fluktuací nebo akumulace radiofarmaka v patologickém ložisku

hybridní systém = víceúčelový pojem; dnes v nukleární medicíně téměř výhradně používaný pro kombinované přístroje sdružující v jednom přístroji (gantry) rtg CT a scintilační kameru SPECT (SPECT/CT) nebo PET (PET/CT); hybridní přístroje umožňují téměř současně a anatomicky shodně lokalizované zobrazení struktury a funkce; dříve se pojem hybridní systém (hybridní kamera) používal také pro označení tzv. koincidenčních kamer SPECT s možností koincidenční ("dvoufotonové") detekce ^{18}F -FDG - tyto systémy se však v klinické praxi neosvědčily

statická scintigrafie = radionuklidové vyšetření při kterém se zobrazí výsledné rozložení radiofarmaka v organismu v určité době po aplikaci na jednom snímku nebo na více snímcích pořizovaných v různých projekcích či delších časových intervalech (hodiny, dny); analogie "statické" fotografie, příkladem je statická scintigrafie kostí, štítné žlázy, atd.

dynamická scintigrafie = radionuklidové vyšetření při kterém se zobrazí časový průběh distribuce radiofarmaka v organismu na řadě snímků pořízených v krátkých časových intervalech (sekundy, minuty) bezprostředně po aplikaci; analogie videa nebo filmu, příkladem je dynamická scintigrafie ledvin

plynulý záznam (také "*list mode*") = způsob záznamu obrazových dat ve scintigrafii při kterém se do paměti plynule ukládají údaje o jednotlivých fotonech záření gama tak jak přicházejí ze scintilační kamery (zaznamenanými údaji jsou obvykle čas a prostorové souřadnice x a y místa absorpce fotonu gama v detektoru a jeho energie); snímky jsou rekonstruovány ze záznamu až po skončení detekce; výhodou je možnost rekonstrukce více snímků s různými parametry z jediného záznamu (dodatečně lze volit velikost obrazové matice, časový interval jednoho snímku, apod); využívá se především experimentálně, v klinice většinou jen při zavádění nových vyšetřovacích metod

maticový záznam (také "*matrix mode*") = způsob záznamu obrazových dat ve scintigrafii při kterém se přímo vytváří obraz objektu; impulzy z kamery se ukládají (přičítají) do obrazových prvků předem zvolené obrazové matice; výhodou je možnost sledovat vytváření obrazu současně se snímáním (obraz není nutné dodatečně rekonstruovat jako u plynulého záznamu); je to nejčastěji používaný způsob záznamu dat v klinické praxi; záznam se ukončí po zvolené době snímání nebo po dosažení zvoleného počtu impulsů na snímku

intervalový záznam (také "hradlovaný" záznam nebo "gate mode") = způsob záznamu snímků pohyblivých orgánů ve scintigrafii, při kterém je snímání vhodným způsobem synchronizováno s pohybem orgánu tak, aby nedošlo k rozmazání snímku pohybem; nejčastěji se používá při vyšetření srdce, kdy je snímání obrazových dat synchronizováno s EKG; výsledkem jsou snímky srdce v jednotlivých fázích srdečního cyklu (např. perfuzní scintigrafie myokardu provedená metodou "gated SPECT")

SPECT = zkratka anglického názvu *Single-Photon Emission Computed Tomography* (jednofotonová emisní výpočetní nebo počítačová tomografie); jedna ze dvou zobrazovacích metod emisní tomografie (SPECT a PET) založená na detekci jednotlivých fotonů gama - snímá distribuci "běžných" radiofarmak - příklad ^{99m}Tc

PET = zkratka anglického názvu *Positron Emission Tomography* (pozitronová emisní tomografie); jedna ze dvou metod emisní tomografie (SPECT a PET) založená na tzv. koincidenční (současné) detekci 2 anihilačních fotonů gama (= "dvoufotonové" detekci), vzniklých při anihilaci pozitronu emitovaného zdrojem záření s elektronem v zobrazovaném orgánu (příkladem pozitronového zářiče je ^{18}F v molekule fluorodeoxyglukózy)

výpočetní zpracování obrazů, statistika

analogový obraz (také *spojitý* obraz) = souřadnice bodů na snímku a obrazové hodnoty v těchto bodech jsou *spojité* veličiny (příkladem je klasická fotografie nebo rentgenový snímek pořízený projekčním rentgenem přímo na film), výhodou analogového obrazu je obvykle dobré prostorové rozlišení a široká škála kontrastů ("věrnější" zobrazení objektu), nevýhodou obtížná manipulace a archivace snímků, obtížné měření, nemožnost dodatečných úprav kontrastu a zpracování snímků

digitální obraz (také "*číslicový*" obraz) = souřadnice obrazových prvků a obrazové hodnoty v těchto prvcích jsou digitalizovány, tj. nabývají jen omezeného, předem zvoleného počtu hodnot (příkladem je digitální fotografie, většina scintigrafických a tomografických snímků); výhodou je

jednoduchý způsob úprav kontrastu, snadné měření a manipulace, jednoduchá archivace a především široké spektrum možností dalšího zpracování dat (výpočetní tomografie, aj.)

filtrace obrazu = úprava snímku s cílem zdůraznit nebo potlačit některé jeho vlastnosti. V širokém smyslu slova je filtrace jakákoli operace s obrazovými prvky snímku. Zahrnuje vyhlazení (filtraci šumu), zdůraznění (zaostření) hran zobrazených objektů, apod. Cílem filtrace je zdůraznit "relevantní" diagnostickou informaci.

funkční (parametrický) obraz = ve scintigrafii je to syntetický, *umělý obraz* vypočtený z "pravých" obrazů zaznamenaných scintilační kamerou s cílem zobrazit distribuci určité *vlastnosti* (funkce) zobrazeného objektu, kterou nelze zobrazit "přímo" kamerou (příkladem je obraz tepového objemu vypočtený jako rozdíl end-diastolického a end-systolického objemu levé srdeční komory, obraz ejekční frakce, nebo rychlosti akumulace radiofarmaka v orgánu, aj.)

oblast zájmu (také **ROI** z anglického *Region Of Interest*) = uzavřená oblast snímku vymezená hranicí definovanou pomocí kurzoru na obrazovce; může být kruhová, eliptická, pravoúhlá či nepravidelná; slouží k měření hodnot obrazu ve zvolené oblasti (obvykle se stanoví aritmetický průměr a směrodatná odchylka hodnot v ROI); v dynamické scintigrafii se používá k měření časového průběhu počtu impulsů v určité části obrazu; výsledkem jsou *křivky* či "histogramy" znázorňující (po odečtení pozadí, korekcích na zeslabení a další rušivé vlivy) *časové změny aktivity v daném místě orgánu*

filtrovaná zpětná projekce = způsob rekonstrukce obrazů tomografických vrstev z projekcí při kterém se tomografický obraz objektu vytváří inverzní (opačnou) operací k operaci projekce, tj. zpětnou projekcí nasnímaných dat do jedné nebo více obrazových rovin; důležitou součástí metody je "*filtrace*" (proto filtrovaná zpětná projekce) potlačující artefakty spojené s prostou zpětnou projekcí; používá se především v rentgenové tomografii CT

iterativní rekonstrukce = způsob rekonstrukce obrazů tomografických vrstev z projekcí při kterém se postupně zpřesňuje tomografický obraz objektu opravami odvozenými z porovnání skutečných projekcí objektu s pokusnými projekcemi upravovaného snímku vrstvy; výhodou iterativní rekonstrukce je možnost zavedení oprav na rušivé vlivy zobrazení (korekce na zeslabení a rozptyl záření, atd.); používá se především v emisní tomografii SPECT a PET

fúze (registrace, integrace) obrazů = kombinace snímků pořízených různými zobrazovacími metodami ("modalitami") s cílem zobrazení více vlastností zobrazovaného objektu najednou; nejčastěji se kombinují snímky z "*anatomických*" (rtg, CT, MR) a "*funkčních*" (scintigrafie, SPECT, PET) vyšetření s cílem současného hodnocení struktury a funkce zobrazovaných orgánů; integrace obrazů může být (a) *vizuální* (vizuální porovnání 2 nebo více snímků z různých modalit), (b) "*softwarová*" (snímky z různých modalit jsou integrovány počítačovým programem a zobrazeny současně např. v různých barevných škálách), (c) "*hardwarová*" (snímky jsou pořízeny při jednom vyšetření v jediném přístroji pro PET/CT nebo SPECT/CT - v současné době se snímky zaznamenávají jeden po druhém, v budoucnosti možná i současně)

apriorní pravděpodobnost = v kontextu výkladu *diagnostické přesnosti* vyšetření to je pravděpodobnost určitého onemocnění, se kterou člověk přichází k vyšetření (pravděpodobnost *před* vyšetřením, před provedením diagnostického testu). Apriorní pravděpodobnost onemocnění infarktem myokardu u mladého člověka v ambulanci praktického lékaře je menší než u staršího člověka v ambulanci kardiologa (opak = *aposteriorní* či *posteriovní* pravděpodobnost = pravděpodobnost onemocnění *po* vyšetření, po provedeném diagnostickém testu; může být vyšší

nebo nižší než apriorní pravděpodobnost podle toho, zda výsledek testu svědčí spíše pro nebo proti původnímu podezření na určitou nemoc)

správně pozitivní výsledek (vyšetření, testu) = pozitivní výsledek u nemocné osoby

nesprávně pozitivní výsledek (vyšetření, testu) = pozitivní výsledek u zdravé osoby

správně negativní výsledek (vyšetření, testu) = negativní výsledek u zdravé osoby

nesprávně negativní výsledek (vyšetření, testu) = negativní výsledek u nemocné osoby (poznámka: pojmy správně/nesprávně pozitivní/negativní výsledky mají širší význam a používají se i při hodnocení zobrazovacích metod, kde nemoc/zdraví nahrazuje přítomnost/nepřítomnost patologického ložiska v určitém místě orgánu a "výsledek testu" jeho zobrazení na snímku)

senzitivita = podíl správně pozitivních výsledků vyšetření (testu, zobrazovacího vyšetření) na celkovém počtu pozitivních případů (pozitivních výsledků referenční metody), ideální vyšetření má 100% senzitivitu

specifická = podíl správně negativních výsledků vyšetření (testu, zobrazovacího vyšetření) na celkovém počtu negativních případů (negativních výsledků referenční metody), ideální vyšetření má 100% specifickou

prediktivní hodnoty = hodnoty udávající pravděpodobnost onemocnění u pacienta s pozitivním nebo negativním výsledkem vyšetření či pravděpodobnost existence patologického ložiska u nemocného s pozitivním nebo negativním nálezem na snímku (prediktivní hodnota pozitivního výsledku udává pravděpodobnost onemocnění u pacienta s pozitivním výsledkem testu, prediktivní hodnota negativního výsledku udává pravděpodobnost, že pacient s negativním výsledkem testu netrpí daným onemocněním); prediktivní hodnoty se používají i při hodnocení zobrazovacích metod, kde "onemocnění" je nahrazeno přítomností patologického ložiska v určitém orgánu a "výsledek testu" rozpoznáním nebo přehlédnutím ložiska na snímku. Ideální vyšetření má obě prediktivní hodnoty rovné 100%

diagnostická přesnost vyšetření = údaj popisující kvalitu laboratorního, zobrazovacího nebo jiného vyšetření; je to podíl všech správných (správně pozitivních a správně negativních) výsledků na celkovém počtu všech provedených vyšetření (ideální vyšetření má 100% diagnostickou přesnost, tj. je "pozitivní" u všech nemocných a "negativní" u všech zdravých vyšetřených osob)

tomografie = doslova "**zobrazení řezu**", zobrazovací metoda překonávající projekční superpozici třírozměrného objektu v rovině obrazu při běžném planárním zobrazení (projekci); tomografické snímky zobrazují tenké "řezy" či "vrstvy" v různých rovinách vedených napříč třírozměrným objektem; vedle překonání projekční superpozice je předností tomografie zvýšení kontrastu, možnost třírozměrné lokalizace a měření místních hodnot zobrazované veličiny (zeslabovacího koeficientu pro rentgenové záření, intenzity rezonančního signálu, aktivity radiofarmaka v daném místě anatomické struktury)

emisní tomografie = tomografická metoda snímající záření *emitované* ze zdroje uvnitř organismu a zobrazující třírozměrnou distribuci tohoto zdroje v těle pacienta (opak = *transmisní* tomografie rentgenová, kde záření z externího zdroje, rentgenky, prochází *napříč* zobrazovaným objektem do protilehlého detektoru); podle druhu použitých radiofarmak a způsobu detekce se

dělí na SPECT (jednofotonová emisní výpočetní tomografie) a PET (pozitronová emisní tomografie)

Přílohy

Tabulka: Symptomy a důsledky akutního celotělového ozáření. Uvedené hodnoty dávkového ekvivalentu se vztahují k měkké tkáni pod povrchem těla; hodnoty uvnitř těla činí zhruba 70% tabelovaných hodnot. Upraveno podle knihy Jandl J, Petr I: Ionizující záření v životním prostředí, SNTL Praha 1988.

dávkový ekvivalent (Sv)	klinické symptomy, důsledky a prognóza
0,05 - 0,75	dočasná leukopenie, aberace chromozómů, rychlé zotavení.
0,75 - 2,0	u 5% (při hodnotě 0,75 Sv) až 50% (při 2 Sv) ozářených jedinců dochází za 3 hodiny po ozáření ke zvracení, únavě a ztrátě chuti k jídlu. Mírné změny v krevním obrazu, zotavení během několika týdnů, naděje na vyléčení velmi dobrá.
2 - 6	od hodnoty 3 Sv obvykle dochází ke zvracení během 2 hodin po ozáření, objevují se výrazné změny v krevním obrazu (rychle vzniklá lymfopenie), zvýšená vnímavost k infekcím, ztáta vlasů po 2 týdnech při hodnotách nad 3 Sv; při hodnotách nižších než 3 Sv rekonvalescence 1 - 12 měsíců, naděje na vyléčení poměrně dobrá. Nad 3 Sv rekonvalescence velmi dlouhá, stav vážný, po ozáření 6 Sv přežívá zhruba 20% ozářených jedinců. Kritické je období 4 - 6 týdnů po ozáření.
6 - 10	zvracení během 1 hodiny, zhroucení krvevorbny, silná vnímavost k infekcím, ztráta vlasů, 80-100% ozářených jedinců umírá během 2 měsíců, kritická je doba 2 - 6 týdnů. U přeživších velmi dlouhá rekonvalescence, naděje na vyléčení je malá.

Tkáňový váhový faktor w_T (úměrný citlivosti tkáně, orgánu)

tkáň nebo orgán	w_T
gonády	0,20
kostní dřev, střev, plíce, žaludek	0,12
močový měchýř, jícn, játra štítná žláza	0,05
kůže, povrch kosti	0,01
zbytek těla	0,05
celé tělo	$\Sigma w_T=1$

Vliv ionizujícího záření

časné účinky	pozdní účinky		
somatické účinky			genetické
akutní nemoc z ozáření akutní lokální poškození akutní dermatitis poškození kostní dřevě poškození fertility	nenádorové pozdní změny chronická dermatitida zákal oční čočky	nádorová onemocnění	genetické změny
poškození vyvíjejícího se plodu			
nestochastické účinky		stochastické účinky	

Limity ozáření

roční dávka	tkáň orgán	mSv		
		občané obecně	studenti	pracovníci se zdroji ionizujícího záření
efektivní dávka	celé tělo	1	6	max. 50 za 5 let max. 100 průměrně 20 za rok
ekvivalentní dávka	oči	15	50	150
	kůže, ruce, nohy	50	150	500

D Dávka (absorbovaná dávka)

podíl střední absorbované energie (dE) a hmotnosti (dm) elementu absorbující látky v daném bodě.

$$D = dE/dm$$

Gy (gray) [J/kg]

Dávkový příkon Gy/s

(v praxi např. $\mu\text{Gy/h}$)

K Kerma pro nepřímo ionizující částice(γ, n)

podíl střední hodnoty součtu kinetických energií všech nabitých částic uvolněných nenabitými částicemi v elementu látky o hmotnosti dm.

(Kerma - akronym pro Kinetic Energy Related in Matter)

$$K = dE_K/dm$$

Gy (gray) [J/kg]

Kermový příkon Gy/s

(v praxi na př. $\mu\text{Gy/h}$)

V homogenním poli ionizujícího záření v daném bodě závisí hodnota dávky nebo kermy na materiálu ve kterém dochází k absorpci záření (vzduch, voda tkáň ...). Za rovnováhy (vstupů a výstupů částic a energií) je hodnota dávky a kermy identická.

Následující veličiny jsou užívány jen v oblasti radiační ochrany.

H Dávkový ekvivalent

$$H = D \cdot Q$$

Q = jakostní činitel

pro $\beta, \gamma = 1$, pro α, n až 20

Sv (sievert) [J/kg] (běžně mSv)

příkon dávkového ekvivalentu Sv/s
(v praxi běžně na př. mSv, $\mu\text{Sv/h}$)

$H_p(d)$ osobní dávkový ekvivalent
je dávkový ekvivalent v
dané hloubce tkáně Sv [J/kg]
(v praxi běžně mSv)
d hloubka v tkáni (většinou v mm)

tyto veličiny jsou definovány v bodě

H_T Ekvivalentní dávka

$$H_T = D_{TR} \cdot w_R \text{ prstový dozimetr}$$

w_R = radiační váhový faktor
pro $\beta, \gamma = 1$, pro α, n až 20

D_{TR} střední absorbovaná dávka v
orgánu nebo tkáni

Sv (sievert) [J/kg] (běžně mSv)

E Efektivní dávka

$$E = \sum H_T \cdot w_T \text{ (celotělové ozáření)}$$

filmový dozimetr

w_T tkáňový váhový faktor

0,20 nejcitlivější – 0,05nejméně
citlivé tkáně na záření ($\sum w_T = 1$)

Sv [J/kg] (v praxi běžně mSv)

tyto veličiny nejsou definovány v bodě
Dávka v bodě je nahrazena střední dávkou
v orgánu nebo tkáni.

Lineární přenos energie

vyjadřuje podíl ztráty energie záření při průchodu látkou na jednotku dráhy

$$L = dE_L/dx \text{ (J/m) (keV/}\mu\text{m)}$$

vyšší hodnota lineárního přenosu energie (pro α, n ve srovnání s β, γ)

odpovídá vyšší hodnotě jakostního činitele Q

nuklid druh (resp. soubor) atomů, které mají stejný počet protonů a stejný počet neutronů (automaticky i stejný počet elektronů).

A hmotnostní (nukleonové číslo) = součet protonů a neutronů



Z atomové číslo = počet protonů v jádře

radionuklid nuklid jehož jádra se samovolně přeměňují
Radionuklidy u kterých dochází k samovolné přeměně jader stejného složení z vyššího energetického stavu na nižší nazýváme **jaderné izomery**.
Radionuklid s vyšší energií jádra označujeme malým „m“ u hmotnostního čísla (na příklad ${}^{99m}\text{Tc}$ přeměňuje se na ${}^{99}\text{Tc}$, rozdíl energie se vyjádří ve formě γ kvanta (140 keV)

prvky jsou nuklidy se stejným atomovým číslem (Z – se stejným počtem protonů). V závislosti na atomovém čísle se mění, s jistou periodicitou, jejich chemické vlastnosti, což umožňuje jejich strukturování do periodické soustavy prvků (Mendělejevova periodická tabulka).

izotopy nuklidy příslušející témuž chemickému prvku, mající tedy stejné atomové číslo (počet protonů v jádře), ale liší se počtem neutronů a tedy i hmotnostním (nukleonovým číslem - A). Chemické chování izotopů daného prvku je zpravidla velmi blízké a proto k jejich dělení se používají převážně metody fyzikální (difuze ...).

radioizotopy jsou izotopy podléhající samovolné přeměně jader jejich atomů.
radioaktivita je jev při kterém dochází k samovolné přeměně, rozpadu jader atomů, přičemž jsou z jádra emitovány částice $\alpha, \beta^+, \beta^-, \gamma$, případně n)

aktivita veličina charakterizující množství daného radionuklidu na základě počtu samovolných radioaktivních přeměn za sekundu. Aktivita je přímo úměrná hmotnosti radionuklidu. Jednotkou je 1 přeměna za sekundu, tedy s^{-1} , s názvem Becquerel (Bq). Starší jednotka Curie (Ci) = $3,7 \cdot 10^{10}$ Bq = 37 GBq (představovala etalon ${}^{226}\text{Ra}$ o hmotnosti 1 gramu).

$A_t = A_0 e^{-\lambda t}$ pro výpočty s použitím poločasu $T_{1/2}$ se používá jednoduchý vztah

$$A_t = A_0 1/2^n$$

A_0 je výchozí aktivita v čase $t=0$ A_t je aktivita v čase t $n=t/T$

V nukleární medicíně se pracuje běžně s aktivitami v rozmezí 100 až 1000 MBq (v terapii řádově i GBq).

Dřívější jednotka aktivity byla realizována 1 gramem ${}^{226}\text{Ra}$

1 Ci (curie) $3,7 \cdot 10^{10}$ přeměn za sekundu – což představuje 37GBq

Aktivita daného množství radionuklidu je přímo úměrná jeho hmotnosti.

Pro beznosičové ${}^{99m}\text{Tc}$ je to pro 100 MBq cca 10^{-10} g Tc.

Aktivita radionuklidu s časem exponenciálně klesá – za dobu jednoho poločasu na polovinu výchozí hodnoty.

stránky 15-17 jsou přílohou k přednášce a ke stáží v laboratoři dr. Vrány