

## Leksykon onkologii • Cancer lexicon

### Leksykon onkologii: Dozymetria w radioterapii

Włodzimierz Łobodziec

#### Cancer lexicon: Clinical dosimetry

**Aktywność źródła** – miara szybkości rozpadu jąder substancji promieniotwórczych wyrażona liczbą przemian jądrowych, jakie zachodzą w źródle promieniotwórczym w jednostce czasu. Jednostką aktywności jest bekerel (Bq).  $1 \text{ Bq} = 1 \text{ rozpad/s}$ . Używane są także jednostki wielokrotne – 1 kBq, 1 MBq itp.

**Analizator pola** – automatyczny fantom wodny stosowany do pomiarów względnych rozkładów dawek w napromienianej objętości wody w odniesieniu do pomiaru dawki w wybranym punkcie normalizacji. Składa się ze zbiornika wodnego w kształcie prostopadłościanu, którego ścianki wykonane są z materiału o zbliżonej gęstości do wody (PMMA). Zbiornik zaopatrzony jest w urządzenie mocujące detektor promieniowania i pozwalające na jego przemieszczanie. Ruch detektora jest sterowany i kontrolowany przez zaprogramowany system komputerowy. Jako detektora promieniowania używa się komory jonizacyjnej o małych wymiarach lub detektora półprzewodnikowego. W celu wyeliminowania wpływu niestabilności pracy aparatu terapeutycznego generującego impulsową wiązkę promieniowania używa się dwóch detektorów jednocześnie – detektora pola i detektora odniesienia – a końcowy wynik pomiaru jest ilorzem ich wskazań.

**Aparat terapeutyczny** – urządzenie generujące wiązkę promieniowania jonizującego na użytek radioterapii (np. aparat rentgenowski, kobaltowy, liniowy przyspieszacz elektronów – liniowy akcelerator).

**Bolus** – nazwa ta określa materiał tkankopodobny, umieszczany bezpośrednio na napromienianym obszarze, mający na celu dodatkowe pochłanianie i rozpraszanie promieniowania. Stosuje się go również w celu zniwelowania wpływu ukośnego wejścia wiązki na napromieniany obszar.

**Build-up** – zjawisko narastania mocy dawki wraz z głębokością w materiale napromienianym wiązką promieniowa-

nia  $X$  lub  $\gamma$ . Moc dawki osiąga maksymalną wartość na określonej głębokości, zależnej od energii fotonów. Głębokość maksymalnej dawki wynosi np.: 3 cm dla fotonów 23 MV, 2 cm dla 10 MV i 0,5 cm dla  $\gamma^{60}\text{Co}$ .

**Czas połowicznego rozpadu**  $T_{1/2}$  – czas, po którym liczba rozpadających się atomów danego izotopu zmniejsza się do połowy, czyli aktywność danego izotopu po tym czasie zmniejsza się do połowy.

**Czas życia izotopu** (średni)  $\tau$  – suma czasów życia wszystkich atomów danego izotopu podzielona przez początkową ich liczbę. Dla obserwatora bowiem czas życia pojedynczego atomu w próbce danego izotopu może mieć wartości pomiędzy  $\tau = 0$  i  $\tau = \infty$ . Prawdziwy jest związek:  $\tau = 1,443 \cdot T_{1/2}$  (patrz: czas połowicznego rozpadu).

**Dawka integralna** (*integral dose*) – całkowita energia pochłonięta w środowisku podczas jego napromieniania. Jednostką dawki integralnej jest gray-kilogram. Skoro  $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$ , zatem jednostką dawki integralnej jest 1 J (dżul). Przykład: jeżeli masa 0,1 kg tkanki zostanie napromieniona jednorodną dawką 0,1 Gy, integralna dawka tej masy tkanki będzie:  $0,1 \text{ Gy} \cdot 0,1 \text{ kg} = 0,01 \text{ J}$ .

**Dawka na pole** (dawka podana na pole) – termin ten wprawdzie nie jest zalecany ze względu na niejednoznaczność w określeniu, przyjął się jednak w rutynowym stosowaniu. Jest to dawka w osi wiązki na głębokości maksymalnej dawki, pochodząca od danej wiązki promieniowania (patrz dawka wejściowa).

**Dawka na skórze** – dawka, jakiej dostarcza pojedyncza wiązka promieniowania w interesującym nas punkcie na napromienianej powierzchni ciała. W terapii wielopolowej wartość dawki na skórze może się zwiększyć wskutek wartości dawki wyjściowej pochodzącej z innych wiązek promieniowania zastosowanych w leczonym przypadku.

**Dawka promieniowania** – ilość średniej energii promieniowania jonizującego, pochłonięta w określonym elemencie masy materii. Jednostką dawki jest 1 grej (Gy) – jest to energia 1 dżula (J) pochłonięta w masie 1 kilogra-

ma (kg) napromienianego środowiska. Stosuje się także jednostki wielokrotne i podwielokrotne (np. kGy, cGy itp.).

**Dawka wejściowa** – dawka w napromienianym środowisku (fantom lub pacjent), pochodząca od pojedynczej stacjonarnej wiązki promieniowania, na głębokości maksymalnej mocy dawki w osi wiązki. Dla wiązki promieniowania  $X$  np.: 23 MV jest to dawka na głębokości 3 cm a dla 10 MV na głębokości 2 cm. Dla promieniowania  $X$  o potencjale generującym poniżej 400 kV – to dawka na powierzchni (na skórze). Podobnie określić można dawkę wejściową w przypadku stosowania wiązek elektronów.

**Dawka wyjściowa** – dawka w napromienianym środowisku (fantom, pacjent), pochodząca od pojedynczej stacjonarnej wiązki promieniowania, w osi wiązki, w odległości od wyjścia wiązki ze środowiska równej głębokości dawki maksymalnej danego promieniowania.

**Dawkomierz** (dozymetr) – urządzenie służące do pomiaru dawki lub mocy dawki promieniowania jonizującego. Najczęściej stosowany w radioterapii dawkomierz to zestaw składający się z komory jonizacyjnej i elektrometru. Używany do pomiaru dawki absolutnej musi posiadać świadectwo wzorcowania (patrz: współczynnik kalibracyjny komory jonizacyjnej).

**Dozymetria** – dział fizyki obejmujący zagadnienia pomiarów i obliczeń dawek promieniowania oraz innych parametrów promieniowania jonizującego, które mają istotny wpływ na skutki oddziaływania na materię, szczególnie na materię ożywioną.

**Dozymetria *in vivo*** – pomiar dawki w trakcie seansu napromieniania chorego w celu sprawdzenia zgodności dawki zaplanowanej i podanej pacjentowi. Sprawdzanie może obejmować pomiar dawki wejściowej i wyjściowej.

**Efekt Comptona** – zjawisko, w którym foton, zderzając się z elektronem, oddaje mu część swojej energii. W wyniku zderzenia powstaje nowy foton (rozproszony) o mniejszej energii, natomiast różnica energii między fotonem pierwotnym a rozproszonym zostaje przekazana elektronowi, który uzyskuje energię kinetyczną.

**Efekt fotoelektryczny** – w wyniku współdziałania fotonu z elektronami atomu następuje całkowita absorpcja fotonu i wyrzucenie elektronu z powłoki atomowej. Wyrzucony elektron ma energię kinetyczną, której wartość równa się różnicy energii fotonu i energii wiązania elektronu na powłoce. Największe prawdopodobieństwo zajścia tego efektu obserwuje się na orbicie  $K$  (około 80%), jeżeli energia fotonu przewyższa energię wiązania elektronu na tej powłoce.

**Efekt tworzenia pary elektron – pozytron** – polega na współdziałaniu fotonu z polem elektrycznym jądra

atomowego (lub rzadziej z polem elektrycznym elektronu) w wyniku czego następuje całkowita absorpcja fotonu. Zjawisko to może zajść wówczas, gdy oddziałujący foton ma energię wyższą niż 1,02 MeV (energia spoczynkowa powstałej pary cząstek) i przechodzi w pobliżu jądra atomowego. W takim przypadku może nastąpić przemiana energii fotonu w parę cząstek elektron – pozytron (cząstkę tę można także nazywać pozytonem). Pozytron różni się od elektronu jedynie znakiem ładunku elektrycznego. Powstała para cząstek uzyskuje energię kinetyczną równą różnicy energii oddziałującego fotonu i energii spoczynkowej pary powstałych cząstek. W jednostkach energii (MeV) wielkość ta ma wartość 1,02 MeV. Dlatego efekt tworzenia pary może zajść dla fotonu, którego energia przekracza wartość 1,02 MeV.

**Efektowny punkt pomiarowy komory jonizacyjnej  $P_{\text{eff}}$**  (*effective point of measurement*) – dla komory jonizacyjnej cylindrycznej (naparstkowej) – to punkt przesunięty od środka komory (osi) w kierunku padającej wiązki promieniowania; stanowi odniesienie pomiaru dawki. Wartość przesunięcia jest zależna od rodzaju oraz jakości promieniowania jonizującego i związana jest z długością promienia cylindrycznej komory. W pomiarach procentowej dawki na głębokości punktem odniesienia pomiaru dawki jest właśnie „efektowny punkt komory”.

**Ekspozycja** – odnosi się do jonizacji określonej masy powietrza wskutek działania promieniowania  $X$  lub  $\gamma$ . Ma więc zastosowanie tylko dla promieniowania  $X$  lub  $\gamma$  i tylko dla powietrza. Jest to absolutna wartość ładunku jonów jednego znaku wytworzona w powietrzu, kiedy wszystkie elektrony i pozytrony uwolnione albo wytworzone w masie powietrza przez fotony zostają całkowicie zatrzymane w powietrzu. Jednostką ekspozycji jest C kg<sup>-1</sup> (kulomb/kg).

**Elektron delta (*delta-ray*)** – to powstały podczas zderzenia elektronu pierwotnego z elektronami środowiska elektron wtórny, który ma energię wystarczającą do utworzenia oddzielnego toru, wzdłuż którego będzie przekazywał energię na jonizację i wzbudzenie molekuł.

**Elektrony wtórne (*secondary electrons*)** – elektrony wytworzone podczas współdziałania fotonów ze środowiskiem (patrz efekty: fotoelektryczny, Comptona, tworzenia par).

**Fantom** – objętość materiału tkankopodobnego, mająca wymiary na tyle duże, aby zapewnić warunki pełnego rozproszenia stosowanej wiązki promieniowania. Fantomów używa się w celu określenia, poprzez pomiar dawki lub jej rozkładu w materiale o gęstości zbliżonej do gęstości tkanki. Zwykle są to materiały odpowiadające tkance miękkiej (woda), choć czasem stosuje się anatomiczny fantom, podobny, zarówno w kształcie jak i pod względem gęstości, do ciała pacjenta (patrz materiał tkankopodobny).

**Filtr klinowy** – wykonany w kształcie klina, z metalu o stosunkowo dużej gęstości, ma na celu uformowanie pojedynczej wiązki promieniowania. Wiązka promieniowania  $X$  lub  $\gamma$  po przejściu przez taki filtr zostanie bardziej osłabiona przez grubszą jego część, stąd izodozy mają odpowiednie nachylenie w stosunku do linii prostopadłej do osi wiązki. Kąt nachylenia izodozy na głębokości 10 cm określa kąt klina –  $30^\circ$ ,  $45^\circ$  itp.

**Filtr klinowy dynamiczny** – można zastosować w aparatach terapeutycznych, w których ruch szczęk kolimatorów sterowany jest za pomocą komputera. Pole w trakcie seansu napromieniania zmienia się w sposób kontrolowany przez odpowiednio zaprogramowany komputer. Rozkład dawek w napromienianym obszarze jest podobny do tego, jaki otrzymuje się przy zastosowaniu „fizycznego” filtra klinowego.

**Filtr spłaszczający** (stożkowy) – mający postać stożka, jest umieszczony w głowicy aparatu terapeutycznego. Jego zadaniem jest uformowanie jednorodnego rozkładu dawki w polu napromieniania. Powstały bowiem, w wyniku hamowania elektronów, strumień fotonów promieniowania  $X$  nie jest jednorodny w poprzek wiązki. Największy strumień fotonów występuje w środku wiązki i spada znacznie w miarę oddalania się od jej osi. Filtr stożkowy osłabia strumień fotonów – w największym stopniu w środku wiązki, z jednoczesnym stopniowym zmniejszaniem osłabienia strumienia fotonów w miarę oddalania się od osi wiązki. W efekcie otrzymuje się jednorodny strumień fotonów w poprzek wiązki.

**Fluencja cząstek**  $\Phi$  – dotyczy liczby cząstek (w tym fotonów) padających na powierzchnię prostopadłą do kierunku cząstek. Definiuje się ją jako liczbę cząstek  $dN$ , które weszły do kuli o polu wielkiego koła  $da$  i wyraża się w ( $m^{-2}$ ). Wielkość tę możemy zapisać w postaci ilorazu:

$$\Phi = \frac{dN}{da}$$

**Fluencja energii**  $\Psi$  – jest ilorazem sumy energii cząstek ( $dN \cdot E$ ), z wyłączeniem ich energii spoczynkowej, które weszły do kuli o polu wielkiego koła  $da$ , co można zapisać:

$$\Psi = \frac{dN \cdot E}{da}$$

Jednostką fluencji energii stanowi  $J \cdot m^{-2}$  (dżul  $\cdot m^{-2}$ ).

**Gęstość strumienia cząstek**  $\phi$  – jest ilorazem przyrostu fluencji cząstek  $d\Phi$  w przedziale czasu  $dt$ . Wielkość tę można zapisać jako:  $\phi = \frac{d\Phi}{dt}$ . Jednostką jest  $m^{-2} s^{-1}$

**Gęstość strumienia energii**  $\psi$  – to iloraz przyrostu fluencji cząstek  $d\Psi$  w przedziale czasu  $dt$ . Wielkość tę można zapisać jako:  $\psi = \frac{d\Psi}{dt}$ . Jednostką jest  $W m^{-2}$  (wat  $\cdot m^{-2}$ ).

**Głębokość maksymalnej dawki** (*depth of dose maximum*) – głębokość, na osi wiązki promieniowania, gdzie moc dawki osiąga swoją maksymalną wartość (por. *build-up*).

**Głębokość referencyjna** – terminu tego używa się do określenia głębokości w fantomie wodnym, wzdłuż osi wiązki promieniowania, na której wykonuje się pomiar wydajności aparatu terapeutycznego (patrz wydajność aparatu terapeutycznego). Wartości głębokości referencyjnych dla odpowiednich rodzajów i jakości promieniowania zamieszczono w raporcie nr 398 IAEA.

**Iloraz masowych zdolności hamowania**  $s_{m, \text{pow}}$  (*stopping-power ratio medium to air*) – to iloraz masowej zdolności hamowania elektronów w danym materiale  $m$  i w powietrzu. Jest to wielkość bezwymiarowa, wskazująca krotkość strat energii elektronów w materiale  $m$  w stosunku do strat w powietrzu.

**Izocentrum** – punkt przecięcia się osi obrotu ramienia (*gantry*) aparatu terapeutycznego i osi centralnej. Większość urządzeń terapeutycznych jest tak skonstruowana, że źródło promieniowania (ognisko) może zataczać łuk wokół horyzontalnej osi. Oś centralna, która jest zarazem osią obrotu kolimatora, porusza się w płaszczyźnie wertykalnej.

**Izodoza** – linia łącząca punkty o jednakowej wartości dawki, gdy przedstawiamy ją na płaszczyźnie. Gdy izodozę obrazujemy w przestrzeni, będzie to powierzchnia, która obejmuje punkty o jednakowej wartości dawki.

**Jakość wiązki promieniowania rentgenowskiego** – określa się za pomocą grubości warstwy pochłonnej (połówkowej) –  $WP$  (w mm Al lub w mm Cu).

**Jakość wiązki wysokoenergetycznego promieniowania  $X$**  – zwykle określa się za pomocą współczynnika  $QI$  (*Quality Index*) wyrażonego jako  $TPR_{20}/TPR_{10}$  – iloraz wartości współczynników  $TPR$  zmierzonych w fantomie wodnym na głębokości 20 cm i 10 cm dla pola 10 cm x 10 cm określonego na tych głębokościach. Stosowana bywa także inna definicja jakości wiązki – jako iloraz dawek zmierzonych w fantomie na głębokości 20 cm i 10 cm, zachowując stałą (100 cm) odległość  $SSD$  i pole 10 cm x 10 cm w tej odległości.

**Jednostki Monitorowe (JM)** – to wskazania komory monitorowej liniowego przyspieszacza, określające zgromadzony ładunek elektryczny, w czasie emisji promieniowania. Kalibracja komory monitorowej określa zależność między wskazaniami komory monitorowej wyrażonymi w JM a dawką promieniowania zmierzoną w fantomie w warunkach referencyjnych (patrz wydajność aparatu terapeutycznego i komora monitorowa).

**Kerma** (*kinetic energy released in mass*) – suma początkowych energii kinetycznych wszystkich cząstek naładowanych, uwolnionych przez cząstki pośrednio jonizujące (fotony, neutrony) w elemencie masy materiału, podczas ich współdziałania z materią. Jednostką tej wielkości jest 1 grej (Gy).

**Kolimator prostokątny** (symetryczny i asymetryczny) – urządzenie zainstalowane w głowicy aparatu terapeutycznego (aparat kobaltowy lub akcelerator liniowy), którego zadaniem jest ustalenie wielkości pola napromieniania. Składa się z dwóch par ruchomych szczęk kolimacyjnych – z jednej pary dolnej oraz jednej pary górnej. Obie szczęki danej pary mogą się przesuwać symetrycznie względem osi centralnej – wtedy pole napromieniania jest także symetryczne względem osi centralnej, lub szczęki kolimatorów mogą przesuwać się niezależnie od siebie i w zakresie ustalonym indywidualnie przez producenta. Pole napromieniania w takim przypadku może być asymetryczne względem osi centralnej. Ta druga możliwość ustawiania kolimatorów bywa wykorzystywana do modulowania tzw. dynamicznych filtrów klinowych.

**Kolimator wielolistkowy** (*multileaf collimator – MLC*) – układ formowania kształtu wiązki za pomocą zestawu przeciwległych sztabek, zwanych listkami – zainstalowanymi w głowicy aparatu terapeutycznego. Każdy listek można przesuwać niezależnie, za pomocą silnika, w zakresie od brzegu pola aż do pozycji poza osią centralną, ustalonej indywidualnie przez producenta. W ten sposób pole można dopasować do kształtu napromienianego guza.

**Komora jonizacyjna** – urządzenie umożliwiające pomiar ładunku elektrycznego wytwarzanego przez promieniowanie jonizujące. W procesie pomiaru wykorzystuje się zjawisko jonizacji gazu i możliwość bezpośredniego zbierania jonów. Komora jonizacyjna ma postać wypełnionego gazem pojemnika, w którym umieszczone są dwie elektrody wzajemnie odizolowane. Na użytek radioterapii stosowane są komory cylindryczne (np. typu Farmer), w których jedną elektrodę stanowi cienki cylindryczny naporstek, wykonany z grafitu lub materiału o średniej liczbie atomowej zbliżonej do powietrza, a drugą elektrodę stanowi przewodnik, umieszczony w osi cylindrycznego naporstka. Wnętrze komory wypełnia powietrze o aktualnym ciśnieniu atmosferycznym. Do elektrod przyłożone jest napięcie, którego wartość zapewnia zbieranie całego ładunku elektrycznego wytworzonego w komorze na skutek jonizacji, którą powodują elektrony powstałe w naporstku w wyniku absorpcji w nim fotonów. Stosowane są również komory jonizacyjne płaskie, np. typu Markus, zalecane do pomiarów dawek wiązek elektronów oraz pomiarów  $PDG(d, S)$  także dla wiązek fotonów.

**Komora monitorowa** wiązki promieniowania (*beam monitor*) – to płaska komora jonizacyjna zainstalowana w głowicy liniowego akceleratora, prostopadle do osi centralnej. Jest umieszczona na drodze między filtrem spłaszczającym, a układem kolimatorów. Jej zadaniem, oprócz monitorowania dawki promieniowania, jest kontrolowanie symetrii i jednorodności wiązki promieniowania. Liniowy przyspieszacz jest zaopatrzony w dwie niezależne komory monitorowe.

**Liniowy współczynnik osłabienia** (całkowity)  $\mu$  – jest miarą prawdopodobieństwa usunięcia z wąskiej wiązki fotonu, który uległ interakcji z materią, przez którą wiązka promieniowania przechodziła. Określa się go doświadczalnie jako część liczby fotonów (w stosunku do całkowitej liczby), które zostały usunięte z wąskiej wiązki promieniowania przez warstwę absorbentu o grubości 1 cm. Jednostką jest  $\text{cm}^{-1}$ . W dozymetrii stosowany jest całkowity masowy współczynnik osłabienia –  $\mu/\rho$ , wyrażony jako iloraz  $\mu$  i gęstości  $\rho$  absorbentu. Jednostką jest  $\text{cm}^2\text{g}^{-1}$ .

**Liniowy współczynnik pochłaniania energii**  $\mu_{\text{en}}$  – jest miarą prawdopodobieństwa pochłonięcia energii fotonu przechodzącego przez absorbent. Jest wyrażany jako część całkowitej energii fotonów, która została pochłonięta podczas przejścia fotonów przez warstwę absorbentu o grubości 1 cm. Jednostką jest  $\text{cm}^{-1}$ . W dozymetrii stosowane jest pojęcie masowy współczynnik pochłaniania energii wyrażany jako iloraz  $\mu_{\text{en}}$  i gęstości  $\rho$  absorbentu ( $\mu_{\text{en}}/\rho$ ). Jednostką jest  $\text{cm}^2\text{g}^{-1}$ .

**Liniowy współczynnik przekazania energii**  $\mu_{\text{tr}}$  – jest miarą prawdopodobieństwa przekazania przez foton energii kinetycznej elektronom materiału, przez który wiązka promieniowania przechodzi. Jest wyrażany jako część całkowitej energii fotonów, która została przekazana elektronom na ich energię kinetyczną podczas przejścia wiązki fotonów przez warstwę 1 cm absorbentu. Jednostką jest  $\text{cm}^{-1}$ . Stosowany jest także iloraz  $\mu_{\text{tr}}$  i gęstości  $\rho$  absorbentu ( $\mu_{\text{tr}}/\rho$ ). Tak określona wielkość nazywa się: masowy współczynnik przekazania energii. Jednostką jest  $\text{cm}^2\text{g}^{-1}$ .

**Masowa zdolność hamowania**  $S/\rho$  (*mass stopping power*) – wielkość odnosząca się do cząstek naładowanych. Jest to ilość energii straconej przez naładowaną cząstkę po przejściu określonego odcinka w materiale o danej gęstości  $\rho$ . Jednostką jest  $\text{J m}^2 \text{kg}^{-1}$ .

**Materiał tkankopodobny** – materiał, w którym pochłanianie oraz rozpraszanie promieniowania  $X, \gamma$  i elektronów jest takie, jak w odpowiednim materiale biologicznym (tkanka miękką, tkanka mięśniowa, kości lub tkanka tłuszczowa). Najlepszym odpowiednikiem tkanki miękkiej jest woda.

**Minifantom** – wykonany z materiału tkankopodobnego, służy do pomiaru udziału promieniowania rozproszonego (fluencji energii) powstałego w głowicy i kolimatorach aparatu terapeutycznego. Minifantom ma kształt walca. Jego średnica powinna być mniejsza, niż bok pola ukształtowanego w odległości  $SAD$  przez najmniejsze rozwarście kolimatorów urządzenia terapeutycznego i jednocześnie na tyle duża, by zapewnić równowagę elektronów (praktycznie 4 cm). Wysokość walca powinna zapewnić możliwość pomiarów dawki na głębokości referencyjnej.

**Moc dawki** (*dose-rate*) – pojęcie to wyraża dawkę promieniowania w jednostce czasu. W radioterapii moc dawki wyraża się najczęściej w  $\text{Gy}/\text{min}$  lub  $\text{cGy}/\text{min}$ . Odnośnie

promieniowania wytwarzanego w liniowych akceleratorach, moc dawki wyraża się w cGy/JM (centygreje na jednostkę monitorową).

**MOSFET detektor** (*Metal Oxid Semiconductor Field Effect Transistor*) – miniaturowy detektor półprzewodnikowy, którego objętość aktywna jest mniejsza niż  $1 \text{ mm}^3$ . Detektor umocowany jest na cienkim pasku z poliamidu, z przewodem umożliwiającym podłączenie detektora do zasilacza. Okładki detektora wykonane są z elementów przewodzących, natomiast dielektryk stanowi dwutlenek krzemu. Na elektrody detektora podaje się różnicę napięć 20 V. W wyniku działania promieniowania jonizującego, w detektorze powstają nośniki ładunku elektrycznego w liczbie proporcjonalnej do pochłoniętej energii promieniowania, które dochodząc do elektrod zmniejszają różnicę napięć o odpowiednią wartość. Ta zmiana wartości różnicy napięć, mierzona odpowiednim czytnikiem, jest proporcjonalna do pochłoniętej energii promieniowania jonizującego. W zależności od zastosowanego zasilacza, dawka promieniowania 1 cGy powoduje zmniejszenie napięcia detektora o 1 mV lub 3 mV. Stąd detektor MOSFET może skumulować dawkę promieniowania odpowiednio 200 Gy lub 70 Gy, po czym staje się bezużyteczny.

**Oś centralna** (*central axis*) – oś rotacji systemu kolimatorów symetrycznych, która jest zbieżna z prostą wychodzącą ze środka źródła promieniowania do izocentrum.

**Oś obrotu kolimatorów** – prosta zbieżna z osią centralną. Wokół tej prostej może następować ruch obrotowy kolimatorów zainstalowanych w głowicy aparatu terapeutycznego.

**Oś obrotu ramienia aparatu terapeutycznego** (*gantry*) – prosta, wokół której ramię aparatu terapeutycznego może zataczać krąg. Oś obrotu ramienia ma kierunek horyzontalny (por. izocentrum).

**Oś wiązki promieniowania** (*beam axis*) – pod tym pojęciem rozumie się prostą wychodzącą ze środka źródła promieniowania i przechodzącą przez środek symetrii figury (prostokąta) uformowanej przez krawędzie kolimatorów. W przypadku kolimatorów symetrycznych, oś wiązki promieniowania jest zbieżna z osią centralną.

**Pole napromieniania** – wyznacza je przekrój wiązki promieniowania prostopadły do osi wiązki. Pole jest dwuwymiarowe, podczas gdy wiązka jest trójwymiarowa. Pole można zdefiniować w dowolnej odległości od źródła. Oprócz ogólnego pojęcia „pola” używa się dwu pojęć szczególnych. Są nimi:

- Pole geometryczne – ma ono kształt uformowany przez kolimator. Określa się je jako rzut na płaszczyznę prostopadłą do osi wiązki. Wielkość geometrycznego pola może być określona w dowolnej odległości od źródła. W praktyce wielkość pola określa się w odległości *SSD* lub w izocentrum. Zwykle wskaźnikiem pola geometrycznego bywa pole symu-

lowane za pomocą wiązki światła przez układ optyczny zainstalowany w głowicy aparatu terapeutycznego.

- Pole fizyczne – pojęcie to stosuje się w dozimetrii. Definiuje się je jako pole zawarte między izodozą 50% na głębokości maksymalnej mocy dawki lub w izocentrum. W tym przypadku pole fizyczne jest nieco większe od pola geometrycznego.

**Pole równoważne** – pole kwadratowe *S*, dla którego odpowiednie wartości współczynników (procentowa dawka na głębokości, *TPR*) są takie same, jak dla rzeczywistego pola prostokątnego o bokach *a* i *b*. Podobnie można zdefiniować równoważne pole koła o promieniu *R*. Istnieje następujący związek:  $R = 0,561 \cdot S$ .

**Półcień wiązki** (*penumbra*) – obszar spadku mocy dawki na brzegu wiązki promieniowania. W radioterapii jako półcień przyjmuje się obszar zawarty między 80% a 20% wartości względnej mocy dawki (patrz także profil wiązki). Czynniki wpływające na wielkość półcienia w napromienianym środowisku to: wymiary źródła promieniowania, rozproszenie promieniowania w fantomie i kolimatorach wiązki, przeciek (transmisja) promieniowania fotonowego przez kolimator, wzajemne położenie kolimatorów od źródła promieniowania i powierzchni napromienianego środowiska oraz odległość od źródła promieniowania.

**Półprzewodnikowy detektor** – urządzenie, w którym półprzewodnik (najczęściej krzem) o relatywnie małych wymiarach używany jest do pomiarów zaabsorbowanej energii promieniowania jonizującego. Półprzewodnik działa na zasadzie fotodiody. W wyniku współdziałania z nim promieniowania jonizującego, powstają nośniki ładunku elektrycznego (wolne elektrony z ładunkiem ujemnym i dziury z ładunkiem dodatnim) a ich liczba jest zależna od energii przekazanej przez promieniowanie jonizujące półprzewodnikowi. Elektrony przemieszczają się do obszaru *n*, a dziury do obszaru *p*. Takie przemieszczenie ładunków elektrycznych powoduje pojawienie się różnicy potencjałów, czyli napięcia elektrycznego o wartości proporcjonalnej do liczby nośników elektrycznych. Wartość tego napięcia rejestrowana jest przez odpowiedni układ elektroniczny.

**Prawo odwrotnych kwadratów** (*inverse-square law*) – wartość fluencji fotonów (patrz fluencja cząstek) w powietrzu jest odwrotnie proporcjonalna do kwadratu odległości od punktowego źródła promieniowania.

**Procentowa dawka na głębokości** *PDG(d, S)* (*percentage depth dose – PDD(d, S)*) – termin ten określa, wyrażoną w procentach wartość mocy dawki w osi wiązki na głębokości *d* dla pola na powierzchni *S* w stosunku do mocy dawki na głębokości, gdzie moc dawki osiąga maksymalną wartość.

**Profil wiązki promieniowania** prostokątnego pola napromieniania – to względny rozkład mocy dawki, zmierzony

w fantomie wodnym, w poprzek wiązki promieniowania, w stosunku do wartości mocy dawki w osi wiązki.

**Promieniowanie jonizujące** – każde promieniowanie (korpuskularne lub elektromagnetyczne), które powoduje jonizację, tzn. proces, w którym atom lub cząstka, wskutek oderwania się elektronów z powłoki elektronowej, ujawnia ładunek elektryczny. Promieniowanie jonizujące może powodować jonizację bezpośrednio albo pośrednio. Bezpośrednią jonizację powodują cząstki obdarzone ładunkiem elektrycznym, między innymi cząstki  $\alpha$  (promieniowanie  $\alpha$ ) cząstki  $\beta$  (promieniowanie  $\beta$ ). Pośrednią jonizację powoduje promieniowanie fotonowe.

**Promieniowanie pierwotne i rozproszone** (*primary and scatter*) – pierwotne to fotony, które wychodząc ze źródła trafiają bez interakcji do środowiska. Podczas pierwszej interakcji z nim wytwarzają elektrony wtórne, które dają przyczynek do dawki promieniowania pierwotnego. Promieniowanie rozproszone to fotony, które uprzednio przynajmniej jeden raz współdziałały ze środowiskiem i w ponownej interakcji z nim wytwarzają elektrony wtórne, które dają przyczynek do dawki promieniowania rozproszonego.

**Promieniowanie X** (promieniowanie hamowania – *Bremsstrahlung*) – promieniowanie elektromagnetyczne powstałe w wyniku hamowania elektronów o wysokiej energii. Promieniowanie X wytwarzane jest w lampach rentgenowskich (energia do kilkuset keV) lub w liniowych przyspieszaczach elektronów (energia do kilkudziesięciu MeV). Charakteryzuje się ciągłym widmem energetycznym, jest przenikliwe, w trakcie przechodzenia przez środowisko ulega pochłanianiu. Pochłanianie można wyrazić wzorem eksponencjalnym. Jonizuje środowisko pośrednio przez wytworzenie elektronów w wyniku efektu fotoelektrycznego, Comptona bądź efektu tworzenia pary pozytron – elektron.

**Promieniowanie  $\gamma$**  – promieniowanie elektromagnetyczne o dyskretnym spektrum energii, emitowane przez wzbudzone jądra atomowe. Powstaje jako towarzyszące promieniowanie w wyniku rozpadu promieniotwórczego jąder atomowych. Ze środowiskiem oddziałuje podobnie jak promieniowanie X.

**Przekrój czynny  $\sigma$**  (*cross section*) – wielkość służąca do określenia prawdopodobieństwa zajścia odpowiedniego efektu podczas współdziałania fotonów lub cząstek naładowanych z materią. Nazwanie wielkości  $\sigma$  „przekrojem czynnym” jest uzasadnione tym, że ma wymiar powierzchni –  $\text{cm}^2$  lub  $\text{m}^2$ . Jeżeli wyobrazimy sobie elektron w środku fikcyjnej tarczy o powierzchni  $\sigma \text{ cm}^2$ , ustawionej prostopadle do kierunku padającej fluencji fotonów, wówczas, przyjmując że wszystkie fotony zderzające się z tarczą ulegają np. efektowi Comptona, iloraz liczby fotonów ulegających efektowi Comptona i całkowitej fluencji fotonów będzie właśnie równy  $\sigma$ . Stosowaną jednostką przekroju czynnego jest 1 barn =  $10^{-10} \text{ cm}^2$ .

**Punkt referencyjny komory jonizacyjnej** – specyficzny punkt zdefiniowany dla odpowiedniego typu komory jonizacyjnej. Dla komory płaskiej (np. typu Markus) jest to środek wewnętrznej powierzchni okienka komory, natomiast dla komory cylindrycznej (np. typu Farmer) punkt ten jest zlokalizowany na osi komory, w połowie długości naparstka komory. Podczas pomiaru wydajności aparatu terapeutycznego, punkt referencyjny komory jonizacyjnej zostaje umieszczony w fantomie wodnym na głębokości referencyjnej.

**RAKR** (*Referece Air Kerma Ratio*) – wielkość wyrażająca, dla ustalonej chwili, moc *kermy* w powietrzu źródła promieniotwórczego danego izotopu w warunkach referencyjnych – tzn. w odległości jednego metra od źródła. Wartość tej wielkości na daną chwilę podaje producent w certyfikacie źródła radioaktywnego. Wielkość RAKR wyraża pośrednio aktywność danego źródła promieniotwórczego.

**Równowaga elektronów** (*electron equilibrium*) – dotyczy elektronów wtórnych wytworzonych przez fotony w środowisku, z którym współdziałają. Powstałe elektrony, mające dużą energię kinetyczną, mogą poruszać się na znaczne odległości. Mówimy, że w obszarze środowiska  $\Delta m$  panuje równowaga elektronów, jeżeli suma energii elektronów opuszczających obszar  $\Delta m$  jest równa sumie energii elektronów wchodzących do tego obszaru, a powstałych w jego otoczeniu. Brak równowagi elektronów ma miejsce tam, gdzie występuje duża zmiana w wytwarzaniu elektronów – np. na brzegu wiązki promieniowania (patrz także obszar *build-up*).

**SAD** (*source-axis distance*) – odległość wzdłuż osi wiązki od źródła promieniowania do osi obrotu ramienia aparatu terapeutycznego. Pojęcie to stosuje się w technice izocentrycznej i obrotowej.

**SCD** (*source-chamber distance*) – odległość wzdłuż osi wiązki od źródła promieniowania do punktu referencyjnego komory jonizacyjnej.

**SSD** (*source-surface distance* lub *source-skin distance*) – odległość wzdłuż osi wiązki od źródła promieniowania do napromienianej powierzchni (skóry). Pojęcia tego używa się w technice wiązek stacjonarnych.

**Stała rozpadu  $\lambda$**  – stała charakterystyczna dla danego izotopu, wyrażająca szybkość jego rozpadu. Im wartość stałej rozpadu danego izotopu jest większa, tym szybciej izotop się rozpada.

**Strumień cząstek** – iloraz  $dN$  przez  $dt$ , gdzie  $dN$  jest przyrostem liczby cząstek w przedziale czasu  $dt$ . Jednostką jest  $\text{s}^{-1}$ .

**Technika izocentryczna** (*isocentric technique*) – technika radioterapii, w której wybrany punkt obszaru guza umieszcza się w izocentrum. Odległość od źródła promieniowania do wybranego punktu obszaru guza jest stała i rów-

na się promieniowi obrotu źródła wokół izocentrum (*SAD*).

**Technika obrotowa** (*arc therapy* albo *pendulum therapy*) – technika izocentryczna, w której, podczas seansu napromieniania chorego, ramię aparatu terapeutycznego zatacza łuk lub obrót.

**Technika SSD** – technika radioterapii, w której odległość od źródła promieniowania do napromienianej powierzchni (skóry) jest *a priori* ustalona.

**Technika stacjonarnych wiązek** – obszar guza (*target volume*) poddaje się napromienianiu w różnym czasie jedną lub kilkoma wiązkami, skierowanymi pod określonym kątem w stosunku do pacjenta. W praktyce stosuje się dwie odmiany techniki stacjonarnych wiązek: technikę *SSD* oraz technikę izocentryczną.

**Termoluminescencyjny detektor (TLD)** – materiał w postaci proszku lub pastylki wykazujący właściwość termoluminescencji, polegającej na emisji światła podczas podgrzewania materiału wcześniej poddanego ekspozycji na promieniowanie jonizujące. Procesy składające się na zjawisko termoluminescencji zachodzą w kryształach dielektryków. Najbardziej rozpowszechnionym materiałem zastosowanym do detekcji promieniowania jest fluorek litu z domieszką magnezu i tytanu ( $\text{LiF:Mg,Ti}$ ). Zjawisko termoluminescencji składa się z dwóch etapów. W pierwszym etapie następuje pochłanianie promieniowania jonizującego. Dzięki energii dostarczonej przez promieniowanie jonizujące, elektrony z pasma walencyjnego są przenoszone do pasma przewodnictwa, z którego zostają wyłapane przez jedną z pułapek elektronowych z charakterystyczną dla danej pułapki energią. Liczba zapełnionych w tym etapie pułapek elektronowych jest proporcjonalna do pochłoniętej przez kryształ dawki promieniowania. Dostarczenie energii termicznej napromienionemu kryształowi, powoduje uwolnienie się elektronów z pułapek i przeniesienie ich do pasma przewodnictwa. Gdy znajdą się w pobliżu centrum luminescencji, rekombinują z nim oddając nadmiar energii w postaci kwantów światła luminescencji. Ilość emitowanego światła jest miarą pochłoniętej energii. Analizę emitowanego przez detektor światła przeprowadza się z pomocą odpowiedniego czytnika TLD.

**Tissue-Air Ratio – TAR( $d, S$ )** (nie używa się polskiego odpowiednika) – definiuje się jako iloraz wartości mocy dawek zmierzonych w osi wiązki w fantomie na danej głębokości  $d$  i w powietrzu w warunkach równowagi elektronów. W obu pomiarach mocy dawki odległość od źródła i przekrój wiązki ( $S$ ) w tej odległości są identyczne.

**Tissue-Maximum Ratio – TMR( $d, S$ )** (nie używa się polskiego odpowiednika) – wielkość określona jako iloraz wartości mocy dawek zmierzonych w fantomie w osi wiązki na danej głębokości  $d$  i na głębokości maksymalnej dawki. W obu pomiarach mocy dawki, odległość od źródła oraz

przekrój wiązki  $S$  w tej odległości są identyczne. W praktyce dany punkt pomiarowy znajduje się w izocentrum). *TMR* zależy od pola  $S$  i głębokości  $d$ .

**Tissue-Phantom Ratio – TPR( $d, S$ )** (nie używa się polskiego odpowiednika) – wielkość definiowana jako iloraz wartości mocy dawek zmierzonych w fantomie w osi wiązki na danej głębokości  $d$  i na głębokości referencyjnej (5 cm lub 10 cm). W obu pomiarach mocy dawki odległość od źródła oraz przekrój wiązki  $S$  w tej odległości są identyczne. W praktyce dany punkt pomiarowy znajduje się w izocentrum. *TPR* zależy od pola  $S$  i głębokości  $d$ .

**Utwardzanie wiązki promieniowania  $X$  (*beam hardening*)** – zjawisko polegające na pochłanianiu, podczas przechodzenia przez warstwę materiału wiązki promieniowania  $X$  o określonym widmie energetycznym, w większym stopniu fotonów o mniejszej energii. W efekcie średnia energia fotonów w wiązce wzrasta.

**Waga wiązki promieniowania (*beam weight*)** – stosuje się, gdy do napromieniania chorego użyjemy więcej niż jednej wiązki promieniowania. W celu osiągnięcia pożądanego rozkładu dawki w zaplanowanym obszarze może zajść potrzeba podania dawki wejściowej (dawki na pole) różnej dla jednej lub każdej z zastosowanych wiązek. Mówimy wtedy o różnych wagach poszczególnych wiązek promieniowania.

**Warstwa półchłonna – WP (*half-value layer – HVL*)** – używana do określenia jakości wiązki promieniowania  $X$  wytwarzanego w lampach rentgenowskich. Jest to grubość warstwy (miedzi lub aluminium), która osłabia strumień fotonów do połowy wartości początkowej.

**Wiązka promieniowania jonizującego** – strumień fotonów lub elektronów wytwarzanych w aparacie terapeutycznym i ukształtowany przez kolimatory aparatu.

**Współczynnik całkowitego rozproszenia (*total scatter correction factor – TSCF*)** – we wzorach oznaczany symbolem *Scp* – jest definiowany jako iloraz mocy dawki promieniowania fotonowego mierzonej na głębokości referencyjnej, dla pola ( $S$ ) określonego na tej głębokości, i mocy dawki dla pola  $S = 10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$  określonego także na tej głębokości. Zwykle, punkt referencyjny pomiarowej komory jonizacyjnej jest zlokalizowany w izocentrum.

**Współczynnik kalibracyjny komory jonizacyjnej** – oznaczany przez  $N_{D, \text{air}}$  lub  $N_{D, w}$  współczynnik pozwalający określić dawkę (Gy) we wnętrzu komory jonizacyjnej na podstawie odczytu wskazań dawkomierza (zestaw: komora jonizacyjna i elektrometr) – podawanego zwykle w jednostkach ładunku elektrycznego (np. nanokulombach). Współczynniki  $N_{D, \text{air}}$  i  $N_{D, w}$  odnoszą się odpowiednio do kalibracji komory jonizacyjnej w powietrzu i w wodzie; określają dawkę odpowiednio w powietrzu i w wodzie.

**Współczynnik klina** – określa się jako iloraz mocy dawki w osi wiązki na głębokości referencyjnej z filtrem klinowym do mocy dawki w tym samym punkcie bez filtra klinowego.

**Współczynnik rozproszenia w fantomie** (*Phantom Scatter Correction Factor – PSCF*) – w matematycznych wzorach oznaczany symbolem  $Sp$  – jest zdefiniowany jako iloraz całkowitego współczynnika rozproszenia dla pola  $S$  i współczynnika rozproszenia w kolimatorach dla pola  $S$ . Wielkość tę można ująć wzorem:  $PSCF(S) = TSCF(S)/CSCF(S)$  lub  $Sp(S) = Scp(S)/Sc(S)$ . Przedstawione wielkości stosuje się w algorytmach komputerowych systemów planowania radioterapii.

**Współczynnik rozproszenia w kolimatorach** (ang: *Collimator Scatter Correction Factor – CSCF*) – we wzorach oznaczany symbolem  $Sc$  – określa zależność promieniowania rozproszonego powstałego w kolimatorach od rozwarości szczęk kolimatorów wyznaczających wielkość pola. Współczynnik ten definiuje się jako iloraz gęstości strumienia energii fotonów dla pola  $S$  i pola  $S = 10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$  określonych w odległości  $SAD$ . Pomiar tej wielkości wykonuje się w „mini-fantomie” na głębokości referencyjnej, lub w powietrzu z odpowiednią nakładką *build-up*, nałożoną na naparstku komory jonizacyjnej.

**Współczynnik rozproszenia wstecznego** (*Backscatter Factor*) – to wielkość określana jako iloraz mocy dawki zmierzonej na powierzchni fantomu dla pola  $S$  i mocy dawki zmierzonej w tym samym miejscu dla pola  $S$  w powietrzu (po usunięciu fantomu). Odnosi się, w zasadzie, do promieniowania  $X$  wytwarzanego w lampie rentgenowskiej. Współczynnik ten określa wzrost mocy dawki na powierzchni fantomu (bądź skórze pacjenta) w osi wiązki promieniowania wskutek promieniowania wstecznie rozproszonego. Definicję tę można zastosować także dla promieniowania  $\gamma$   $^{60}\text{Co}$ . W tym przypadku pomiar dawki należy przeprowadzić w fantomie na głębokości 0,5 cm (głębokość maksymalnej mocy dawki).

**Współczynnik wielkości pola** – iloraz mocy dawki zmierzonej w fantomie na głębokości referencyjnej dla pola  $S$  i pola  $S = 10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$ , określanych na powierzchni fantomu.

**Wydajność aparatu terapeutycznego** – zmierzona w fantomie wartość mocy dawki promieniowania wytworzonego przez dany aparat terapeutyczny w ściśle określonych warunkach referencyjnych (patrz głębokość referencyjna). Wydajność podaje się jako dawkę przypadającą na jednostkę monitorową (cGy/JM) bądź jako dawkę na jednostkę czasu – zwykle w Gy/min.

**Zasięg praktyczny** (maksymalny)  $R_p$  – termin ten odnosi się do elektronów i oznacza zasięg, określany na wykresie procentowych dawek na głębokości jako głębokość punktu przecięcia się stycznej do krzywej spadku mocy dawki

i prostej, która obrazuje poziom mocy dawki wywołany promieniowaniem hamowania.

**Zasięg  $R_{50}$**  – głębokość w fantomie, na której procentowa dawka wiązki elektronów spada do wartości 50% dawki maksymalnej. Pojęcie to stanowi podstawę do wyznaczenia głębokości referencyjnej, na której mierzy się dawkę elektronów, jak również do określenia energii wiązki elektronów na powierzchni fantomu.

**Źródło punktowe** – jest pojęciem relatywnym – w stosunku do wzajemnej odległości źródła i elementu obszaru, w którym określamy dawkę. Z praktycznego punktu widzenia źródło możemy traktować jako punktowe, jeżeli znajduje się w odległości 10 razy większej od największego jego wymiaru liniowego.

**Źródło wirtualne** – nazwa punktowego pozornego źródła wiązki elektronów położonego tak, że moc dawki określana wzdłuż osi wiązki od tego punktu w kierunku obiektu napromienianego podlega prawu odwrotnych kwadratów.

**Dr n. fiz. Włodzimierz Łobodziec**  
Zakład Radioterapii  
Szpital im. Stanisława Leszczyńskiego  
ul. Raciborska 27,  
40-074 Katowice  
e-mail: LobodziecW@eranet.pl

## Piśmiennictwo

1. Dutreix A, Bjarngard BE, Bridier A et al. *Monitor Unit Calculation for High Energy Photon Beams*. ESTRO Booklet No. 3, Garant, (1997).
2. Dybek M, Łobodziec W, Iwanicki T et al. Detektory MOSFET jako narzędzie do weryfikowania dawek promieniowania  $X$  w radioterapii. *Rep Pract Oncol Radiother* 2004; 9: 45-50.
3. IAEA, Technical Reports Series No. 277. *Absorbed dose determination in photon and electron beams*. Vienna: 1989.
4. IAEA, Technical Reports Series No.398: *Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: An international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water*. Vienna: 2001.
5. ICRU Report 24 (1976), *Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of X or gamma rays in radiotherapy procedures*.
6. ICRU Report 60 (1998), *Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation*.
7. ICRU Reports 33 (1980), *Radiation quantities and units*.
8. Łobodziec W, *Dozymetria promieniowania jonizacyjnego w radioterapii*. Katowice: Wydawnictwo Uniwersytetu Śląskiego, 1999.
9. Nahum A. *Principles of radiation dosimetry*. The Second International Summer School, Warsaw 1993.

Otrzymano i przyjęto do druku: 17 maja 2006 r.