

Bezpośredni pomiar energii szansą na poprawę skuteczności radioterapii – wzorce dawki pochłoniętej w wodzie

Direct measurement of energy to improve the effectiveness of radiation therapy – standards for absorbed dose to water

Witold Rzodkiewicz (Zakład Promieniowania i Drgań, GUM)

Istotnym elementem w leczeniu radioterapią są m.in. zależności odpowiedzi tkanki nowotworowej i tkanki zdrowej w funkcji dawki pochłoniętej w objętości napromienianej. W Głównym Urzędzie Miar (GUM) podjęto się budowy stanowisk dawki pochłoniętej w wodzie w polu promieniowania gamma nuklidu ^{60}Co służących do wzorcowania dawkomierzy terapeutycznych. Pierwsze stanowisko korzysta z jonometrycznego wzorca pierwotnego. Natomiast drugie stanowisko będzie stosować kalorymetryczny wzorec dawki pochłoniętej w wodzie – kalorymetr wodny. Posiadanie wzorca pierwotnego w postaci kalorymetru wodnego pozwoli na znaczne rozszerzenie zakresu energii, dla których możliwe będzie wzorcowanie użytkowych dawkomierzy terapeutycznych (obejmie on zakresy energetyczne akceleratorów medycznych), zmniejszy znacząco względne niepewności złożone i błędy procesu odtwarzania oraz wzorcowania, a także umożliwi wyznaczanie wartości mocy dawki pochłoniętej w wodzie dla różnego rodzaju promieniowania jonizującego wykorzystywanego w radioterapii.

In this paper the measurement systems at the Central Office of Measures (GUM) using for reproduction and dissemination of the unit of the absorbed dose to water in gamma rays of radionuclide ^{60}Co were introduced. Dosimetric systems with ionization chamber and calorimeter were used for determination of the absorbed dose of water.

22

Wstęp

Podstawą biologiczną radioterapii są zależności odpowiedzi tkanki nowotworowej i tkanki zdrowej w funkcji dawki pochłoniętej w objętości napromienianej. Oznacza to, że o skuteczności wyleczenia decyduje możliwość podania dawki dostatecznej do uzyskania miejscowego wyleczenia guza, a nie powodującej nadmiernych komplikacji w otaczającej nowotwór tkance zdrowej. Wartości dawek oddziałujących na miejscowe wyleczenie guza bez zbyt silnej reakcji otaczających zdrowych tkanek mieszczą się na ogół w bardzo wąskim przedziale. W radioterapii nowotworów zmiana względnej wartości dawki o 5 % może spowodować zmianę prawdopodobieństwa wyleczenia nawet o 25 %. Dokładność na poziomie mniejszym niż 5 % jest w praktyce trudna do osiągnięcia. Składają się na nią:

a) dokładność odtworzenia jednostki dawki pochłoniętej w wodzie i przekazywania jednostki

w procesie wzorcowania na wtórne wzorce, a następnie na użytkowe dawkomierze terapeutyczne;

b) powtarzalność podawania dawki pacjentowi w trakcie kolejnych frakcji napromieniania.

O skuteczności wyleczenia decyduje możliwość podania dawki dostatecznej do uzyskania miejscowego wyleczenia guza, a nie powodującej nadmiernych komplikacji w otaczającej nowotwór tkance zdrowej. Jeżeli dawka jest zbyt mała, istnieje duże prawdopodobieństwo przeżycia części komórek guza i nawrotu choroby. Natomiast, gdy dawka jest zbyt duża, wówczas pojawiają się niekorzystne, często groźne reakcje tkanek zdrowych. W tym przypadku wydaje się być istotne, aby móc dysponować takimi wzorcami terapeutycznymi, żeby w sposób bardzo dokładny określić podawaną dawkę pacjentowi.

W związku z tym w GUM podjęto się m.in. budowy stanowiska dawki pochłoniętej w wodzie, służącego do wzorcowania dawkomierzy terapeutycznych.

tycznych metodą kalorymetryczną. Zatem, celem tej pracy jest pokazanie możliwości jak najbardziej dokładnego odtworzenia jednostki dawki pochłoniętej w wodzie i przekazywania tej jednostki w procesie wzorcowania na wtórne wzorce, a następnie na użytkowe dawkomierze terapeutyczne.

Określanie dawki pochłoniętej w wodzie

Głównym celem dla określenia dawki pochłoniętej w wodzie jest dokładne przekazanie dawki promieniowania pacjentowi choremu na nowotwór podczas radioterapii. Ponieważ woda jest rozważana jako materiał równoważny tkance, a także z uwagi na to, że ludzkie ciało jest głównie złożone z wody, zatem można się zgodzić, że wzorcowanie urządzeń terapeutycznych może być wykonywane na podstawie dawki pochłoniętej w wodzie. W tym celu wykorzystuje się różnorodne przyrządy dozymetryczne, takie jak:

- detektory gazowe (komory jonizacyjne, liczniki proporcjonalne, liczniki Geigera-Müllera),
- detektory oparte o przemiany termodynamiczne (kalorymetry: wodne, grafitowe),
- detektory luminescencyjne (liczniki scyntylacyjne),
- detektory półprzewodnikowe,
- detektory oparte o przemiany chemiczne (detektory filmowe, śladów cząstek),
- detektory termoluminescencyjne.

Komory jonizacyjne, wzorce kalorymetryczne i dozymetry chemiczne mogą zostać użyte do wykonania pomiaru bezwzględnej dawki w danym punkcie, podczas gdy dozymetry ciała stałego są stosowane dla względnych pomiarów dawki. Szczegółowy opis ww. dozymetrów i ich procedur dla pomiaru dawki pochłoniętej z zastosowaniem ww. przyrządów pomiarowych można znaleźć w różnorodnych książkach poświęconych dozymetrii [1–3]. A w tej pracy skupiono się na stanowiskach pomiarowych z dwoma przyrządami dozymetrycznymi, wykorzystującymi komory jonizacyjne i wzorce kalorymetryczne (kalorymetry: wodne i grafitowe). Należy zaznaczyć, że detektory oparte o przemiany termodynamiczne stosuje się do pomiarów absolutnej (bezwzględnej) wartości dawki pochłoniętej oraz dozymetrii promieniowania elektronowego i wiązek akceleratorowych.

Wyznaczanie dawki pochłoniętej w wodzie za pomocą jonometrycznego wzorca pierwotnego

Dawka pochłonięta w wodzie D_w jest zdefiniowana ilorazem [4]:

$$D_w = \frac{dE}{dm} \quad (1)$$

gdzie dE stanowi średnią energię przekazywaną przez promieniowanie jonizujące wodzie o masie dm . Jednostką dawki pochłoniętej jest Gy (grej), czyli J/kg (dżul na kilogram). Wygodniej jest przeprowadzać pomiar wielkości mocy dawki pochłoniętej w wodzie. Związane jest to z tym, że nie istnieje potrzeba wykorzystania dodatkowej komory jonizacyjnej (komory świadka) i powiązanego z nią systemu pomiaru ładunku elektrycznego. Moc dawki pochłoniętej w wodzie jest zdefiniowana jako iloraz przyrostu dawki pochłoniętej w wodzie dD_w do przedziału czasowego dt .

$$\dot{D}_w = \frac{dD_w}{dt} \quad (2)$$

Jednostką mocy dawki pochłoniętej jest Gy/s (grej na sekundę). Poprawną wartość mocy dawki pochłoniętej w wodzie, w przypadku jonometrycznych wzorców pierwotnych uzyskuje się przy użyciu prądowej komory jonizacyjnej, odczytując wartość zebranego ładunku elektrycznego Q (wielkość jonizacji proporcjonalna do energii) w czasie i podstawiając go do wzoru [5, 6]:

$$\dot{D}_w = \frac{Q}{t} \cdot \frac{1}{m} \cdot \left(\frac{W}{e}\right) \cdot s_{c,a} \cdot \frac{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_w}{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_c} \cdot \psi_{w,c} \cdot (1 + \varepsilon)_{w,c} \cdot \prod k_i \quad (3)$$

$\left(\frac{W}{e}\right)$ – iloraz oznaczający średnią energię zużytą przez elektron o ładunku e na wytworzenie pary jonów. Energia ta jest równa 33.97 J/C (dżula na Coulomb) [7];

$s_{c,a}$ – stosunek średnich masowych zdolności hamowania grafitu i powietrza;

$\frac{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_w}{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_c}$ – stosunek masowych współczynników pochłaniania energii promieniowania w powietrzu i graficie;

$\psi_{w,c}$ – stosunek fluencji energii w danym punkcie w przestrzeni w wodzie i graficie;

$(1 + \varepsilon)_{w,c}$ – wielkość dawki pochłoniętej w Kermie (czyli sumie początkowych energii kinetycznych

wszystkich cząstek naładowanych, uwolnionych przez nienaładowane cząstki promieniowania jonizującego na jednostkę masy);
 k_i – współczynniki poprawkowe używane do określenia mocy dawki pochłoniętej w wodzie za pomocą wzorca jonometrycznego, takie jak: k_{cav} (cavity), k_s (recombination losses), k_h (humidity), k_{ps} (perspex envelope of the chamber), k_{pf} (front face of the phantom), k_m (radial non-uniformity).

Wyznaczenie dawki pochłoniętej w wodzie za pomocą wzorca kalorymetrycznego (kalorymetru wodnego)

Poprawną wartość mocy dawki pochłoniętej w wodzie uzyskuje się przy użyciu metody kalorymetrycznej, posługując się wzorem [7–9]:

$$D_w = \Delta T \cdot c_p \cdot (1 - k_{hd})^{-1} \cdot \prod k_i \quad (4)$$

gdzie:

$$\Delta T = \frac{1}{2} \cdot \left(\frac{\Delta R}{R} \right) \cdot |S^{-1}|$$

$\Delta R/R$ – zmierzona zmiana rezystancji za pomocą mostka Wheatstone’a,

S – suma czułości termistorów określona w oparciu o dane kalibracyjne,

c_p – ciepło właściwe wody w danej temperaturze pracy,

k_{hd} – poprawka zwana defektem cieplnym, określana jako:

$$k_{hd} = \frac{(E_a - E_h)}{E_a}$$

E_a – energia pochłoniętego promieniowania,

E_h – energia w postaci wydzielonego ciepła,

k_i – współczynniki poprawkowe, takie jak: k_{ci} (heat conduction effects), k_p (perturbation effect), k_r (lateral dose distribution), k_R (deviation of the measurement condition from the reference condition), k_T (temperature).

Warto wiedzieć, że komory jonizacyjne mogą być bezpośrednio wzorcowane w obrębie kalorymetru wodnego.

Wyniki prac

W rozdziale tym przedstawiono wyniki prac, jakie są prowadzone w Zakładzie Promieniowania i Drgań, w Laboratorium Promieniowania Jonizującego i Wzorców Barwy. Przedstawione zostały

głównie prace związane z wyznaczeniem dawki pochłoniętej w wodzie z wykorzystaniem jonometrycznego wzorca pierwotnego GUM oraz postępy przy budowie stanowiska do wyznaczania dawki pochłoniętej w wodzie z zastosowaniem kalorymetru wodnego.

Wyniki prac uzyskanych na stanowisku pomiarowym z jonometrycznym wzorcem pierwotnym GUM

Zdjęcie komory jonizacyjnej GUM (wzorec pierwotny) typu napatstkowego przedstawiono na rys. 1.



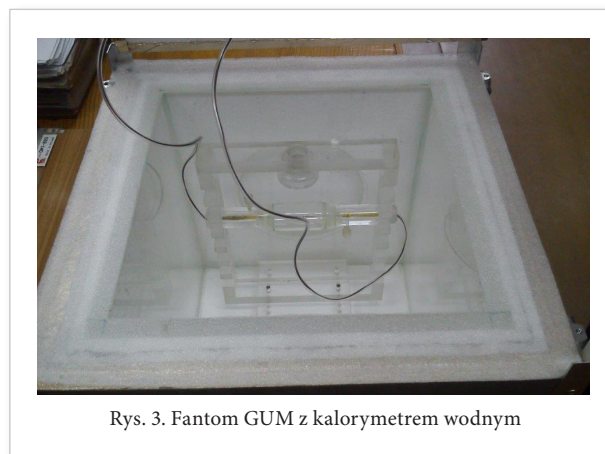
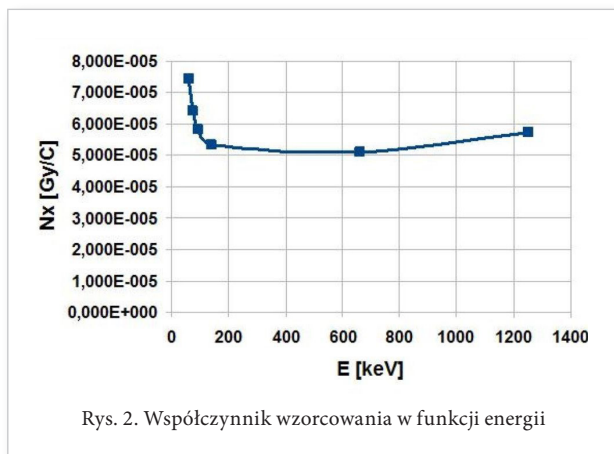
Rys. 1. Zdjęcie komory jonizacyjnej jako wzorca pierwotnego GUM do pomiaru dawki pochłoniętej w wodzie

Wyniki pomiarów prądów jonizacyjnych I , mocy kermy K oraz obliczonych współczynników wzorcowania N_x w funkcji energii promieniowania jonizującego E przedstawiono w tabeli 1. Na rys. 2 przedstawiona została charakterystyka energetyczna wzorca pierwotnego GUM.

W przyszłości zamierza się na tym stanowisku przekazywać jednostkę mocy dawki pochłoniętej

Tabela. 1. Zmierzone prądy jonizacyjne I , moc kermy \dot{K} oraz obliczone współczynniki wzorcowania N_x w funkcji energii promieniowania jonizującego E

E (keV)	\dot{K} (Gy/s)	I (pA)	N_x (Gy/C)
60	5,536E-004	7,451	7,430E-005
75	5,234E-004	8,145	6,426E-005
95	7,232E-004	12,400	5,832E-005
140	9,601E-004	17,966	5,344E-005
662	8,482E-005	1,658	5,115E-005
1250	1,863E-004	3,245	5,742E-005



w wodzie ze względną niepewnością rozszerzoną nie przekraczającą 0,6 % (przy $k = 2$).

Budowa kalorymetru wodnego

Stanowisko do pomiaru mocy dawki pochłoniętej w wodzie metodą kalorymetryczną w postaci kalorymetru wodnego jest w trakcie próbnych badań. Kalorymetr wodny powstał na bazie kalorymetru wodnego Domena [7]. Zdjęcie ilustrujące przenośny fantom GUM, który został zbudowany do ww. stanowiska, przedstawiono na rys. 3.

Na rys. 4 przedstawiono poglądowy schemat układu do pomiaru napięcia w fantomie GUM z kalorymetrem wodnym z zastosowaniem mostka Wheatstone'a.

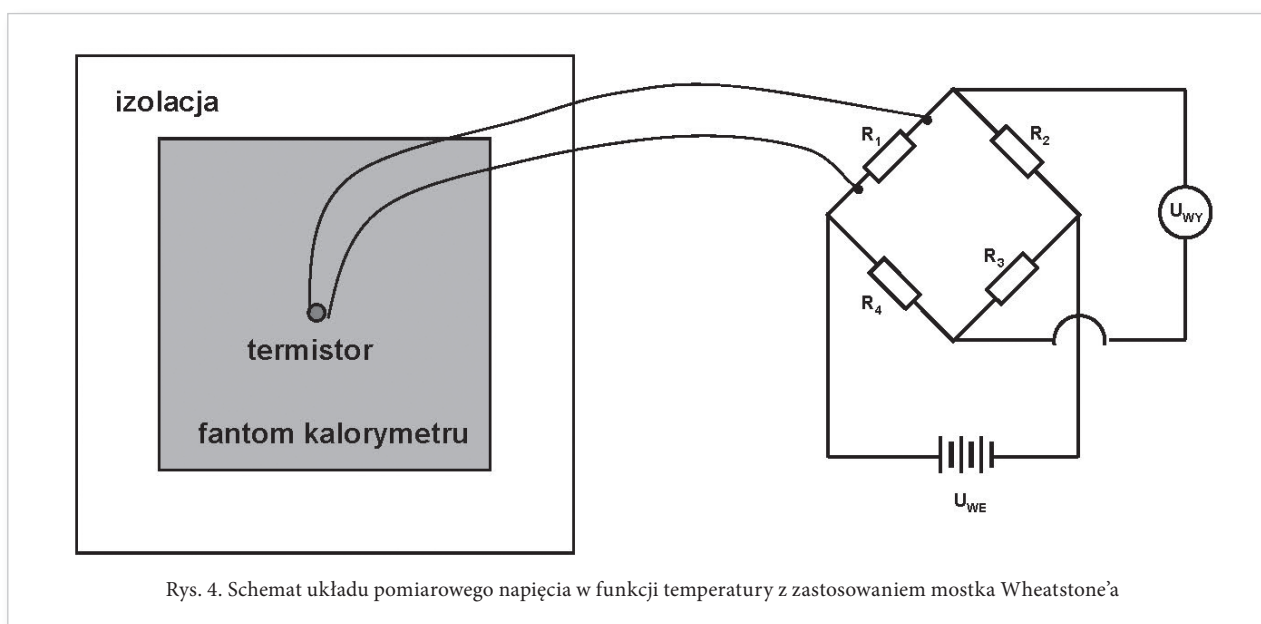
Na rys. 5 przedstawiono pierwsze wyniki prac związanych z zastosowaniem fantomu GUM z kalo-

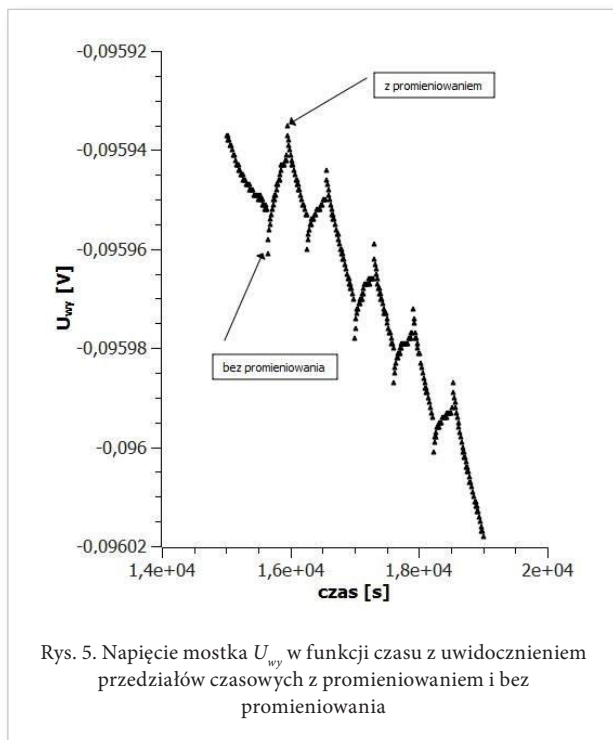
rymetrem wodnym. Wykres ilustruje napięcie mostka Wheatstone'a U_{wy} w funkcji czasu, w polu promieniowania i bez promieniowania.

Na podstawie wykresu (rys. 5) można w sposób bezpośredni (z pomiaru) zaobserwować prawidłowe działanie kalorymetru wodnego GUM. Świadczą o tym maksima występujące podczas pomiaru, gdy włączone jest promieniowanie. Natomiast minima przedstawiają sytuację z wyłączonym promieniowaniem.

Podsumowanie

W przyszłości, na stanowisku z jonometrycznym wzorcem pierwotnym GUM zamierza się przekazywać jednostkę mocy dawki pochłoniętej w wodzie ze względną niepewnością rozszerzoną nie przekracza-





Rys. 5. Napięcie mostka U_{wy} w funkcji czasu z uwidocznieniem przedziałów czasowych z promieniowaniem i bez promieniowania

jąca 0,6 % (przy $k = 2$). Natomiast w przypadku prac związanych z kalorymetrem wodnym GUM można stwierdzić, że otrzymane wstępne wyniki pomiarów są zadowalające i perspektywiczne. Posiadanie takiego wzorca pierwotnego pozwoli na znaczne rozszerzenie zakresu energii, dla których będzie możliwe wzorcowanie użytkowych dawkomierzy terapeutycznych (zakresy energetyczne akceleratorów medycznych), zmniejszy znacząco względne niepewności złożone procesu odtwarzania i wzorcowania

oraz umożliwi wyznaczenie wartości mocy dawki pochłoniętej w wodzie dla różnego rodzaju promieniowania jonizującego wykorzystywanego w radioterapii.

Literatura

- [1] Tsoufanidis N.: *Measurement and detection of radiation*, ed. 2 Taylor & Francis, USA, 1995.
- [2] Pawlicki G., Pałko T., Golnik N., Gwiazdowska B., Królicki L.: *Fizyka medyczna tom 9 w: Biocybernetyka i inżynieria biomedyczna 2000*, Akademicka oficyna wydawnicza Exit, 2002.
- [3] Podgorsak E. B.: *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*, International Atomic Energy Agency, Vienna, 2005.
- [4] Hryniewicz A. Z., Rokita E.: *Fizyczne Metody Diagnostyki Medycznej i terapii*, PWN, 2000 s. 188.
- [5] Boutillon M., Perrochet A. M.: *Ionometric determination of absorbed dose to water for cobalt-60 gamma rays*, Phys. Med. Biol., 38, 1993, s. 439-454.
- [6] *Absorber Dose Determination in External Beam Radiotherapy*, IAEA TRS-398, 2001.
- [7] Domen S. R.: *A sealed water calorimeter for measuring absorbed dose*, J. Research of NIST, 99, 1994, s. 121-141.
- [8] Klassen N. V., Ross C. K.: *Water Calorimetry: the Heat Defect*, J. Research of NIST, 102, 1997, s. 63-74.
- [9] Krauss A.: *The PTB water calorimeter for the absolute determination of absorbed dose to water in ^{60}Co radiation*, Metrologia 43, 2006, s. 259-272.
- [10] Osborne N. S., Stimson H. F., Ginnings D. C.: *Values listed in the familiar Handbook of Chemistry and Physics*, Chemical Rubber Publishing Co.