

Piotr Ulkowski, Wojciech Bulski, Barbara Gwiazdowska

Analiza niepewności pomiaru współczynnika wzorcowania dawkomierzy terapeutycznych i diagnostycznych, wzorcowanych w polskim Laboratorium Wtórnych Wzorców Dozymetrycznych

Zakład Fizyki Medycznej, Centrum Onkologii, Warszawa, Polska

Celem pracy było opracowanie metody szacowania niepewności i wstępne określenie wartości szacowanych wielkości w przypadku wzorcowanych w LWWD dawkomierzy. Zastosowano metodę obliczania niepewności typu A i B wg międzynarodowej normy ISO. Uwzględniono stosowany w LWWD sposób wzorcowania dawkomierzy wg raportów Międzynarodowej Agencji Energii Atomowej. Przedstawione wyniki dotyczą wszystkich wzorcowanych w LWWD dawkomierzy. Zarówno szczegółowa analiza wszystkich etapów wzorcowania jak i otrzymane wyniki wskazują, że niepewność pomiarów jest w zakresie akceptowanym przez Polskie Centrum Akredytacji.

Słowa kluczowe: wzorcowanie dawkomierzy, niepewność pomiaru, LWWD.

Wstęp

Wzorcowanie jest to zbiór operacji ustalający, w określonych warunkach, relacje między wartościami wielkości mierzonej, wskazywanymi przez przyrząd pomiarowy lub układ pomiarowy, a odpowiednimi wartościami realizowanymi przez wzorce jednostki miary.

Wzorcowanie dotyczy tych przyrządów, których wykorzystanie ma istotny wpływ na wynik pomiaru. Takimi przyrządami są dawkomierze promieniowania jonizującego stosowane w radioterapii i radiodiagnostyce, wzorcowane w Laboratorium Wtórnych Wzorców Dozymetrycznych (LWWD) Zakładu Fizyki Medycznej Centrum Onkologii w Warszawie. Wynik wzorcowania pozwala na przypisanie wskazaniu stosowanego

przyrządu odpowiedniej wartości wielkości mierzonej i/lub na wyznaczeniu poprawek wskazań, a więc znajomość wartości niepewności, z jaką wyznacza się mierzone wielkości jest bardzo ważna.

Celem pracy było opracowanie metody szacowania niepewności i wstępne określenie wartości szacowanych wielkości w przypadku wzorcowanych w LWWD dawkomierzy.

Praca zostanie wykorzystana przy opracowywaniu procedury w procesie akredytacji LWWD przez Polskie Centrum Akredytacji (PCA).

Metoda i materiał

Zastosowano metodę obliczania niepewności typu A i B wg międzynarodowej normy ISO [6]. Uwzględniono stosowany w LWWD sposób wzorcowania dawkomierzy według raportów Międzynarodowej Agencji Energii Atomowej — IAEA [1-5].

Wartości parametrów, potrzebne do wyznaczania ich niepewności, są wartościami wyznaczonymi w LWWD (typ A), lub szacowanymi na podstawie doświadczenia z wieloletniej pracy w LWWD (typ B).

Metoda określania niepewności standardowej typu A polega na analizie statystycznej serii pomiarów, gdzie kolejne zmierzone wartości wyrażone są przez a_i . Najlepszym oszacowaniem wartości mierzonej jest średnia arytmetyczna

$$\bar{a} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n a_i \quad (1)$$

Błąd standardowy pojedynczego pomiaru określa wzór:

$$S(a_i) = \left[\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (a_i - \bar{a})^2 \right]^{\frac{1}{2}} \quad (2)$$

W obliczeniach poszukujemy odchylenia standardowego $s(\bar{a})$ wartości średniej \bar{a} , określonego wzorem

$$S(\bar{a}) = \frac{S(a_i)}{\sqrt{n}} \quad (3)$$

Niepewność standardowa typu A, oznaczana przez u_A , jest identyfikowana z odchyleniem standardowym wartości średniej, czyli

$$u_A = S(\bar{a}) \quad (4)$$

Z powyższych zależności wynika, że niepewność typu A danej mierzonej wielkości można zmniejszyć poprzez zwiększenie liczby n pomiarów.

W LWWD niepewność standardową typu A wyznacza się przez analizę statystyczną powtarzanych pomiarów. Nie wyznacza się niepewności typu A indywidualnie dla każdego wzorcowanego w LWWD dawkomierza, lecz określa się reprezentatywną wartość z kilku typowych wzorcowań. Można stwierdzić, że powtarzalność pomiarów dla danego typu dawkomierza jest taka sama przy wzorcowaniu kolejnych dawkomierzy danego typu. Zatem niepewność standardowa typu A wzorcowania danego typu dawkomierza charakteryzuje kolejne dawkomierze tego typu.

Metoda szacowania niepewności standardowej typu B stosowana jest w przypadku, gdy dostępny jest tylko jeden wynik pomiaru lub gdy wyniki nie wykazują rozrzutu. Wówczas niepewność standardową ocenia się na podstawie wiedzy o danej wielkości, albo o przedziale, w którym wartość rzeczywista powinna się mieścić. A więc metoda szacowania niepewności typu B wykorzystuje inne metody niż statystyczne. Są to na przykład wcześniejsze doświadczenia, wyniki podobnych badań (wzorcowań), specyfikacje producenta itp.

Niepewności standardowe typu B podlegają innej niż statystyczna metodzie analizy. Nie mogą one być określone czy oszacowane na drodze statystycznej poprzez powtarzanie pomiarów, tak jak ma to miejsce w przypadku niepewności typu A, ale muszą być oszacowane tak, aby odpowiadały odchyleniu standardowemu i wtedy są nazywane niepewnościami standardowymi typu B. Niepewności te dotyczą wartości wpływających na wynik pomiaru, takich jak: ciśnienie, temperatura, odległość itp., lub wartości współczynników i danych fizycznych zaczerpniętych z literatury itp.

Jeżeli można przyjąć, że niepewność typu B ma prostokątny rozkład prawdopodobieństwa (tzn., że ma stałe prawdopodobieństwo wszędzie w obszarze o granicach $-M$ i $+M$), to niepewność standardowa typu B, oznaczona u_B , ma postać: $u_B = M/\sqrt{3}$. Przy założeniu trójkątnego rozkładu prawdopodobieństwa z granicami $-M$ i $+M$, niepewność u_B ma postać: $u_B = M/\sqrt{6}$.

Jeżeli oba typy niepewności występują równocześnie, jak to ma miejsce w przypadku wzorcowania dawkomierzy, wówczas złożona niepewność standardowa jest wynikiem statystycznego składania (dodawania) niepewności typu A i typu B i wyraża się wzorem:

$$u_C = \sqrt{u_A^2 + u_B^2} \quad (5)$$

Współczynnik wzorcowania wyznaczany w LWWD nie wynika tylko z pomiarów przeprowadzonych w laboratorium. Wiąże się również ze współczynnikami wzorcowania pochodzącymi z innych laboratoriów lub z laboratorium wzorca pierwotnego oraz z wielkościami fizycznymi. Wszystkie te wartości liczbowe a , b , c , ... obarczone są niepewnościami $u(a)$, $u(b)$, $u(c)$, ... i wnoszą wkład do niepewności końcowej współczynników wzorcowania przyrządu (dawkomierza). W praktyce wielkości wpływające a , b , c , ... są od siebie niezależne. Prawo propagacji niepewności ma postać:

$$u(y) \cong \sqrt{\left(\frac{\partial f}{\partial a}\right)^2 u^2(a) + \left(\frac{\partial f}{\partial b}\right)^2 u^2(b) + \dots} \quad (6)$$

dla wielkości y będącej funkcją f zmiennych niezależnych a , b , c , ...

W przypadku gdy: $y = Aa + Bb + Cc + \dots$, gdzie A , B , C są stałymi, wtedy $\partial f / \partial a = A$, $\partial f / \partial b = B$... itd., niepewność y ma postać:

$$u(y) \cong \sqrt{A^2 u^2(a) + B^2 u^2(b) + \dots} \quad (7)$$

Czyli niepewność sumy składników uzyskuje się dodając kwadraty niepewności ważonych, pod pierwiastkiem.

W przypadku zależności potęgowej typu: $y = a^A + b^B + c^C + \dots$, gdzie A , B , C , ... są stałymi, niepewność względna ma postać:

$$r(a) = \frac{u(a)}{a}$$

$$r(y) = \sqrt{A^2 r^2(a) + B^2 r^2(b) + \dots}$$

Czyli dla iloczynu lub ilorazu niezależnych zmiennych, względne ważone kwadraty niepewności dodają się z wagami będącymi kwadratami wykładników potęgowych A, B, C, ... pod pierwiastkiem.

Niepewności danych z literatury oraz ze świadectw wzorcowania, podane przeważnie w formie niepewności rozszerzonej, muszą być przeliczone do postaci niepewności standardowej przed użyciem ich do obliczeń niepewności pomiaru z powyższych wzorów. Gdy nie podano współczynnika rozszerzenia, można przyjąć, że ma on wartość $k=2$. Niepewności typu A i typu B powinny być przedstawione w czasie obliczeń oddzielnie.

Wyniki

Wyniki przedstawiono w Tabelach 1-6. Dotyczą one następujących sytuacji:

1. Wzorcowanie dawkomierza terapeutycznego w wiązce promieniowania gamma Co-60 w wodzie;
2. Wzorcowanie dawkomierza terapeutycznego w wiązce promieniowania gamma Co-60 w powietrzu;
3. Wzorcowanie dawkomierza terapeutycznego w wiązce elektronów i fotonów terapeutycznego akceleratora liniowego, w wodzie;
4. Wzorcowanie dawkomierza terapeutycznego w wiązce promieniowania X zakresu terapeutycznego;
5. Wzorcowanie dawkomierza diagnostycznego w wiązce promieniowania X zakresu diagnostycznego;
6. Wzorcowanie dawkomierza diagnostycznego w wiązce promieniowania X zakresu mammograficznego.

W każdej tabeli czynniki wpływające na wskazania dawkomierza wzorcowego, dawkomierza użytkownika i ich wspólne wskazania podczas wzorcowania ujęto w sposób jednolity, według punktów odpowiednio: 1.1.–1.6.; 2.1.–2.4.; 3.1.–3.5. Umożliwia to przejrzyste porównanie wyników szacowania niepewności.

Kolumna oznaczona A, dotyczy niepewności typu A, kolumna B dotyczy niepewności typu B. Niepewności przedstawione są jako jedno odchylenie standardowe w procentach.

Omówienie

Omówienie przeprowadzono zgodnie z wyżej wymienionymi punktami tabeli, przy czym:

- A [%] — niepewność pomiaru, odchylenie standardowe wartości średniej, w nawiasie podana liczba pomiarów w serii,
- B [%] — niepewność pomiarów, które nie mogą być oszacowane poprzez wielokrotny pomiar, określone jako niepewności standardowe. Wartości niepewności mniejsze niż 0.05% przyjęto jako równe 0.0%.
- LWWD — Laboratorium Wtórnych Wzorców Dozymetrycznych.

Punkt 1.1 przedstawia niepewność typu A, będącą oszacowanym odchyleniem wskazań dawkomierza referencyjnego (standardu) dla pięciu pomiarów. W praktyce ta wartość jest mała i przeważnie wynosi około 0,1%. Niepewność typu B odnosi się do nieliniowości przyrządu. Jest to przyrząd klasy referencyjnej i jego nieliniowość jest mniejsza od 0,1%. Niepewność typu B odnosi się również do stabilności dawkomierza podczas wzorcowania, przyjęto dla niej wartość niepewności na poziomie 0,1%.

W punkcie 1.2 przyjęto wartość strat rekombinacyjnych 0%, gdyż dla wiązki promieniowania Co-60 rekombinacja jest bardzo mała. Natomiast dla wiązki elektronowej jest ona każdorazowo wyznaczana przez użytkownika, który koryguje wynik pomiaru na efekt rekombinacji — zatem ta wartość nie jest składnikiem omawianej niepewności. Współczynnik rekombinacyjny nie jest wyznaczany dla pomiarów w wiązkach promieniowania rentgenowskiego z zakresu terapeutycznego i diagnostycznego, lecz zawiera się we współczynniku wzorcowania.

W punktach 1.3 i 1.4 przyjęto niepewności na poziomie 0%. Upływność komory referencyjnej i elektrometru jest praktycznie pomijalnie mała (na poziomie $\sim 0,01$ pA i mniej, podczas gdy sygnał z napromienianej komory wynosi od około 40 pA do około 200 pA). Niepewność związaną z promieniowaniem rozproszonym przyjmuje się 0%, gdyż wiązki promieniowania gamma Co-60, rentgenowskiego (RTG) i elektronowe są dobrze skolimowane, aby zredukować promieniowanie rozproszone. Głowica aparatu Co-60 ma odpowiednią konstrukcję gwarantującą bardzo niskie tło, lampa RTG stanowiska wzorcującego jest w specjalnej ołowianej obudowie redukującej promieniowanie rozproszone, w osi wiązki nie ma żadnych dodatkowych obiektów poza statywem mogących być źródłem rozproszenia.

Wiązki w laboratorium wzorca pierwotnego i w LWWD są bardzo podobnie zdefiniowane, dotyczy to wiązki terapeutycznej promieniowania gamma Co-60 jak i RTG. Niepewność związaną z zależnością energetyczną oszacowano na 0,1% (patrz punkt 1.5 Tabel). W przypadku wysokoenergetycznych wiązek fotonowych i elektronowych z liniowego akceleratora terapeutycznego, wartość współczynnika przejścia od jakości wiązki gamma Co-60 do jakości wiązki fotonowej lub elektronowej obarczona jest niepewnością standardową 1.2%, co podano w Tabeli 3.

W punkcie 2.1 istotna jest tylko niepewność związana ze wskazaniem wzorcowanego dawkomierza. Niepewność typu A, będąca oszacowaniem odchylenia standardowego dla pięciu pomiarów, w praktyce jest mniejsza i wynosi 0,2% lub mniej dla dawkomierzy wzorcowanych w LWWD, terapeutycznych i diagnostycznych. Niepewność typu B odnosi się do stabilności dawkomierza podczas wzorcowania.

W punkcie 2.2 oszacowano niepewność na poziomie 0,1%, jest ona bardzo mała dla pomiarów w wiązce promieniowania Co-60. W wiązce elektronów współczynnik rekombinacyjny jest wyznaczony przez użytkownika i wynik pomiaru jest korygowany na efekt rekombinacji. Jak już wspomniano, współczynnik rekombinacyjny nie jest wyznaczany w przypadku pomiarów w wiązkach promieniowania rentgenowskiego z zakresu terapeutycznego i diagnostycznego, lecz zawiera się we współczynniku wzorcowania. Nie jest też wyznaczany w przypadku detektorów półprzewodnikowych stosowanych z dawkomierzami diagnostycznymi.

W punkcie 2.3 oszacowano, że upływność jest na poziomie 0,2%. W przypadku pomiarów w wiązkach promieniowania gamma Co-60 i elektronów jest ona mniejsza lub w ogóle pomijalna.

Punkt 3.1. Niepewność ustawienia komory na stanowisku pomiarowym jest największą, obok niepewności pomiaru temperatury i ciśnienia, spośród niepewności typu B, występujących podczas wzorcowania dawkomierzy terapeutycznych i diagnostycznych w LWWD. Przy stosowanych odległościach komory referencyjnej i wzorcowanej od źródła promieniowania, niepewność ta jest w przedziale $\Delta d = 2 \text{ mm}$. Można przyjąć, że każda wartość z tego przedziału jest jednakowo prawdopodobna, stąd rozkład prostokątny o szerokości $a_d = 1 \text{ mm}$, zatem względna niepewność standardowa odchylenia odległości wynosi:

$$\frac{u(d)}{d} \cdot 100\% = \frac{1 \text{ mm} \cdot 100\%}{\sqrt{3} \cdot 800 \text{ mm}} = 0,07\%$$

Tabela 1. Wzorcowanie dawkomierza terapeutycznego w wiązce gamma Co-60 w wodzie

Tabela niepewności wzorcowania dawkomierza terapeutycznego	A [%]	B[%]
1. Czynniki wpływające, tylko dla dawkomierza wzorcowego (referencyjnego)		
1.1 – wskazanie elektrometru	0.1 (5)	0.1
1.2 – efekt rekombinacyjny		0.0
1.3 – wpływ własna		0.0
1.4 – promieniowanie rozproszone		0.0
1.5 – zależność energetyczna		0.1
1.6 – stabilność długoczasowa		0.1
2. Czynniki wpływające, tylko dla dawkomierza użytkownika		
2.1 – wskazanie elektrometru	0.2 (5)	0.1
2.2 – efekt rekombinacyjny		0.1
2.3 – wpływ własna		0.1
2.4 – promieniowanie rozproszone		0.0
3. Czynniki wpływające, dla dawkomierza referencyjnego i użytkownika		
3.1 – ustawienie fantomu i komór		0.3
3.2 – pomiar czasu wewnętrznego dawkomierzy		0.1
3.3 – temperatura – ciśnienie	0.05	0.2
3.4 – niejednorodność wiązki promieniowania		0.1
3.5 – wilgotność		0.0
Suma geometryczna $\sqrt{\sum u_i^2}$	0.23	0.46
Sumaryczna niepewność standardowa		0.52
Niepewność standardowa dla dawkomierza referencyjnego deklarowana przez LWWD IAEA (odchylenie standardowe)		0.5
Sumaryczna niepewność standardowa (LWWD IAEA + LWWD WAW)		0.72
Rozszerzone odchylenie standardowe, niepewność pomiaru deklarowana w świadectwie (k = 2)		1.5

Tabela 2. Wzorcowanie dawkomierza terapeutycznego w wiązce gamma Co-60 w powietrzu

Tabela niepewności wzorcowania dawkomierza terapeutycznego	A [%]	B[%]
1.Czynniki wpływające, tylko dla dawkomierza wzorcowego (referencyjnego)		
1.1 – wskazanie elektrometru	0.1 (5)	0.1
1.2 – efekt rekombinacyjny		0.0
1.3 – wpływność własna		0.0
1.4 – promieniowanie rozproszone		0.1
1.5 – zależność energetyczna		0.1
1.6 – stabilność długoczasowa		0.1
2.Czynniki wpływające, tylko dla dawkomierza użytkownika		
2.1 – wskazanie elektrometru	0.2 (5)	0.1
2.2 – efekt rekombinacyjny		0.1
2.3 – wpływność własna		0.1
2.4 – promieniowanie rozproszone		0.1
3.Czynniki wpływające, dla dawkomierza referencyjnego i użytkownika		
3.1 – ustawienie fantomu i komór		0.3
3.2 – pomiar czasu wewnętrznego dawkomierzy		0.1
3.3 – temperatura – ciśnienie	0.05	0.2
3.4 – niejednorodność wiązki promieniowania		0.2
3.5 – wilgotność		0.0
Suma geometryczna $\sqrt{\sum u_i^2}$	0.23	0.51
Sumaryczna niepewność standardowa		0.56
Niepewność standardowa dla dawkomierza referencyjnego deklarowana przez LWWD IAEA (odchylenie standardowe)		0.5
Sumaryczna niepewność standardowa (LWWD IAEA + LWWD WAW)		0.75
Rozszerzone odchylenie standardowe, niepewność pomiaru deklarowana w świadectwie (k = 2)		1.5

Tabela 3. Wzorcowanie dawkomierza terapeutycznego w wiązce elektronów i fotonów terapeutycznego akceleratora liniowego w wodzie

Tabela niepewności wzorcowania dawkomierza terapeutycznego	A [%]	B[%]
1.Czynniki wpływające, tylko dla dawkomierza wzorcowego (referencyjnego)		
1.1 – wskazanie elektrometru	0.1 (8)	0.1
1.2 – efekt rekombinacyjny		0.1
1.3 – upływność własna		0.0
1.4 – promieniowanie rozproszone		0.0
1.5 – zależność energetyczna		1.2
1.6 – stabilność długoczasowa		0.1
2.Czynniki wpływające, tylko dla dawkomierza użytkownika		
2.1 – wskazanie elektrometru	0.2 (8)	0.1
2.2 – efekt rekombinacyjny		0.1
2.3 – upływność własna		0.1
2.4 – promieniowanie rozproszone		0.0
3.Czynniki wpływające, dla dawkomierza referencyjnego i użytkownika		
3.1 – ustawienie fantomu i komór		0.3
3.2 – pomiar czasu wewnętrznego dawkomierzy		0.0
3.3 – temperatura – ciśnienie	0.05	0.2
3.4 – niejednorodność wiązki promieniowania		0.2
3.5 – wilgotność		0.0
Suma geometryczna $\sqrt{\sum u_i^2}$	0.23	1.29
Sumaryczna niepewność standardowa		1.32
Niepewność standardowa dla dawkomierza referencyjnego deklarowana przez LWWD IAEA (odchylenie standardowe)		0.5
Sumaryczna niepewność standardowa (LWWD IAEA + SSDL WAW)		1.4
Rozszerzone odchylenie standardowe, niepewność pomiaru deklarowana w świadectwie (k = 2)		2.8

Tabela 4. Wzorcowanie dawkomierza terapeutycznego w wiązce promieniowania X zakresu terapeutycznego

Tabela niepewności wzorcowania dawkomierza terapeutycznego	A [%]	B[%]
1.Czynniki wpływające, tylko dla dawkomierza wzorcowego (referencyjnego)		
1.1 – wskazanie elektrometru	0.2 (3)	0.1
1.2 – efekt rekombinacyjny		nie dotyczy
1.3 – wpływ własna		0.0
1.4 – promieniowanie rozproszone		0.0
1.5 – zależność energetyczna		0.1
1.6 – stabilność długoczasowa		0.1
2.Czynniki wpływające, tylko dla dawkomierza użytkownika		
2.1 – wskazanie elektrometru	0.3 (3)	0.1
2.2 – efekt rekombinacyjny		nie dotyczy
2.3 – wpływ własna		0.1
2.4 – promieniowanie rozproszone		0.0
3.Czynniki wpływające, dla dawkomierza referencyjnego i użytkownika		
3.1 – ustawienie fantomu i komór		0.1
3.2 – pomiar czasu wewnętrznego dawkomierzy		0.1
3.3 – temperatura – ciśnienie	0.1	0.3
3.4 – niejednorodność wiązki promieniowania		0.2
3.5 – wilgotność		0.0
3.6 – pomiar komorą monitorową	0.3 (3)	0.2
Suma geometryczna $\sqrt{\sum u_i^2}$	0.48	0.49
Sumaryczna niepewność standardowa		0.69
Niepewność standardowa dla dawkomierza referencyjnego deklarowana przez LWWD IAEA (odchylenie standardowe)		0.5
Sumaryczna niepewność standardowa (LWWD IAEA + LWWD WAW)		0.85
Rozszerzone odchylenie standardowe, niepewność pomiaru deklarowana w świadectwie (k = 2)		1.8

Tabela 5. Wzorcowanie dawkomierza diagnostycznego w wiązce promieniowania X zakresu diagnostycznego

Tabela niepewność wzorcowania dawkomierza diagnostycznego	A [%]	B[%]
1.Czynniki wpływające, tylko dla dawkomierza wzorcowego (referencyjnego)		
1.1 – wskazanie elektrometru	0.2 (4)	0.1
1.2 – efekt rekombinacyjny		nie dotyczy
1.3 – wpływ własny		0.0
1.4 – promieniowanie rozproszone		0.0
1.5 – zależność energetyczna		0.3
1.6 – stabilność długoczasowa		0.2
2.Czynniki wpływające, tylko dla dawkomierza użytkownika		
2.1 – wskazanie elektrometru	0.3 (4)	0.2
2.2 – efekt rekombinacyjny		nie dotyczy
2.3 – wpływ własny		0.2
2.4 – promieniowanie rozproszone		0.0
3.Czynniki wpływające, dla dawkomierza referencyjnego i użytkownika		
3.1 – ustawienie komór		0.5
3.2 – pomiar czasu wewnętrznego dawkomierzy		0.1
3.3 – temperatura – ciśnienie	0.1	0.3
3.4 – niejednorodność wiązki promieniowania		0.5
3.5 – wilgotność		0.0
3.6 – pomiar komorą monitorową	0.3 (4)	0.2
Suma geometryczna $\sqrt{\sum u_i^2}$	0.48	0.93
Sumaryczna niepewność standardowa		1.05
Niepewność standardowa dla dawkomierza referencyjnego deklarowana przez LWWD IAEA (odchylenie standardowe)		0.9
Sumaryczna niepewność standardowa (LWWD IAEA + LWWD WAW)		1.4
Rozszerzone odchylenie standardowe, niepewność pomiaru deklarowana w świadectwie (k = 2)		3

Tabela 6. Wzorcowanie dawkomierza diagnostycznego w wiązce promieniowania X zakresu mammograficznego

Tabela niepewność wzorcowania dawkomierza diagnostycznego	A [%]	B[%]
1.Czynniki wpływające, tylko dla dawkomierza wzorcowego (referencyjnego)		
1.1 – wskazanie elektrometru	0.3 (4)	0.1
1.2 – efekt rekombinacyjny		nie dotyczy
1.3 – wpływ własny		0.0
1.4 – promieniowanie rozproszone		0.0
1.5 – zależność energetyczna		0.3
1.6 – stabilność długoczasowa		0.2
2.Czynniki wpływające, tylko dla dawkomierza użytkownika		
2.1 – wskazanie elektrometru	0.3 (4)	0.2
2.2 – efekt rekombinacyjny		nie dotyczy
2.3 – wpływ własny		0.2
2.4 – promieniowanie rozproszone		0.0
3.Czynniki wpływające, dla dawkomierza referencyjnego i użytkownika		
3.1 – ustawienie komór		0.5
3.2 – pomiar czasu wewnętrznego dawkomierzy		0.1
3.3 – temperatura – ciśnienie	0.1	0.3
3.4 – niejednorodność wiązki promieniowania		0.5
3.5 – wilgotność		0.0
3.6 – stabilność wiązki		0.2
Suma geometryczna $\sqrt{\sum u_i^2}$	0.44	0.93
Sumaryczna niepewność standardowa		1.03
Niepewność standardowa dla dawkomierza referencyjnego deklarowana przez LWWD IAEA (odchylenie standardowe)		0.9
Sumaryczna niepewność standardowa (LWWD IAEA + LWWD WAW)		1.4
Rozszerzone odchylenie standardowe, niepewność pomiaru deklarowana w świadectwie (k = 2)		3

Natężenie promieniowania zmienia się z kwadratem odległości, dlatego przyjmujemy podwójną wartość niepewności: 0.14%. Wartość ta odnosi się do każdej z komór (kontrolnej i użytkownika) niezależnie, czyli w sumie geometrycznej niepewności występuje dwa razy, dając po zaokrągleniu: 0,3% co wykazano w punkcie 3.1.

W punkcie 3.2 przyjęto niepewność pomiaru czasu wewnętrznego dawkomierza na poziomie 0.1%.

Punkt 3.3. — Średnia wartość temperatury w czasie wzorcowania w LWWD wynosi około 294 K. Niepewność odczytu i wahań temperatury między kolejnymi odczytami mieszczą się w przedziale $\Delta T = 0,6$ K. Można przyjąć założenie, że każda wartość z tego przedziału jest jednakowo prawdopodobna, stąd przyjęto rozkład prostokątny o szerokości połówkowej $a_T = 0,3$ K. Zatem względna niepewność standardowa odchylenia temperatury wynosi:

$$\frac{u(T)}{T} \cdot 100\% = \frac{0,3\text{K} \cdot 100\%}{\sqrt{3} \cdot 294\text{K}} = 0,06\%$$

Średnie ciśnienie podczas pomiarów wynosi około 1000 hPa. Dokładność odczytu i wskazania ciśnienia między odczytami są w przedziale $\Delta P = 1$ hPa. Zatem względna niepewność standardowa ciśnienia, przy założeniu rozkładu prostokątnego w przedziale $\Delta P = 1$ hPa i szerokości połówkowej tego przedziału $a_p = 0,5$ hPa, wynosi:

$$\frac{u(P)}{P} \cdot 100\% = \frac{0,5\text{ hPa} \cdot 100\%}{\sqrt{3} \cdot 1000\text{ hPa}} = 0,06\%$$

Suma geometryczna niepewności ciśnienia i temperatury wynosi 0,07%, po zaokrągleniu: 0,1%. Niepewność odnosi się do dwóch komór niezależnie, w sumie geometrycznej niepewność pomiaru temperatury i ciśnienia występuje dwa razy, uwzględnione jest to w punkcie 3.3.

W przypadku wzorcowania w powietrzu, (Tabela 2), komora kontrolna i użytkownika znajdują się w specjalnym statywie i są jednocześnie naświetlane, a więc są w identycznych warunkach temperatury i ciśnienia. Dlatego w tej sytuacji we wzorze modelowym współczynniki korekcyjne $k_{p,T}$ dla obu komór upraszczają się i niepewności z nimi związane nie są uwzględniane w sumie niepewności.

Punkt 3.4. — Różnica wymiarów komór kontrolnej i wzorcowanej. Przemieszczenie komór w płaszczyźnie odniesienia, daje w wyniku niewielką różnicę w sygnale wyjściowym związaną z niejednorodnością wiązki promieniowania.

Nie stosuje się żadnego współczynnika korekcyjnego związanego ze zmianami wilgotności w LWWD, zakładając, że zmiany wilgotności są utrzymane w granicach niewpływających znacząco na ładunek czy prąd zmierzony przez elektrometry, a więc na zwiększenie upływności elektrometrów i komór jonizacyjnych, co przedstawiono w punkcie 3.5.

Punkt 3.6 — W Tabelach 4 i 5, przedstawiono niepewność związaną z pomiarem przeprowadzonym na rentgenowskim stanowisku kalibracyjnym, przy pomocy płaskiej komory monitorowej na stałe zamontowanej na tym stanowisku. Komora monitorowa używana jest do normalizacji wyników pomiarów wykonywanych komorą kontrolną i użytkownika; jest to niepewność typu A, oraz niepewność typu B odnosząca się do nieliniowości elektrometru, do którego podłączona jest komora monitorowa.

Zestawienie budżetu niepewności dla dawkomierza terapeutycznego i diagnostycznego, wzorcowanych w wiązce promieniowania rentgenowskiego, przedstawiono odpowiednio w Tabelach 4 i 5. Komentarz do tych zestawień jest analogiczny do komentarza przedstawionego w Tabeli 1, poza pewnymi różnicami liczbowymi niepewności, dlatego został pominięty. W Tabeli 6 przedstawiono niepewność związaną z pomiarem przeprowadzonym na stanowisku kalibracyjnym RTG z lampą mammograficzną posiadającą anodę molibdenową, przeznaczoną do pracy ciągłej, i odznaczającą się wysoką stabilnością wydajności wiązki w czasie pomiarów. Przyjęta wartość niepewności charakteryzuje tę stabilność.

Zestawienie budżetu niepewności dla dawkomierza terapeutycznego wzorcowanego w wiązce elektronów liniowego akceleratora terapeutycznego przedstawione w Tabeli 3 jest analogiczne do budżetu przedstawionego w Tabeli 1, a więc komentarz do tego zestawienia jest analogiczny do komentarza do Tabeli 1 poza pewnymi różnicami liczbowymi niepewności.

Wnioski

Oszacowane niepewności zapewniają wiarygodność wyników wzorcowania dawkomierzy w LWWD. Będą one podawane w protokołach wzorcowania dawkomierzy w LWWD. może być wykorzystane w procesie akredytacji LWWD przez Polskie Centrum

Akredytacji (PCA). Zarówno szczegółowa analiza wszystkich etapów wzorcowania, przeprowadzone oszacowanie niepewności współczynników wzorowanych w LWWD dawkomierzy jak i otrzymane wyniki wskazują, że niepewność pomiarów jest w zakresie akceptowanym przez Polskie Centrum Akredytacji.

Literatura

- [1] IAEA. Absorbed dose determination in photon and electron beams. An international code of practice. Technical Reports Series, Vienna, 1987; No TRS 277.
- [2] IAEA. Calibration of dosimeters used in radiotherapy. An international code of practice. Technical Reports Series, second edition, Vienna, 1994; No TRS 374.
- [3] IAEA. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy. An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water. Technical Reports Series, Vienna, 2000; No TRS 398.
- [4] IAEA. Calibration of reference dosimeters for external beam radiotherapy. Technical Reports Series, Vienna, 2009; No TRS 469.
- [5] IAEA. Dosimetry in diagnostic radiology. An international code of practice. Technical Reports Series, Vienna, 2007; No TRS 457.
- [6] ISO/IEC/OIML/BIPM, Guide to the expression of uncertainty in measurements. 1995.

Analysis of the measurement uncertainty during calibration of radiotherapy and radiodiagnosics doseimeters at the Polish Secondary Standard Dosimetry Laboratory

The aim of the study was to work out a method of establishing the measurement uncertainty and determination of uncertainty values for calibration of doseimeters at the SSDL. For the determination of type A and B uncertainties, a method according to international ISO standard was used. The calibration procedures used at the SSDL, consistent with the reports of the International Atomic Energy Agency, were taken into account. The presented results apply to all dosimeters calibrated at the SSDL. The detailed analysis of every step of the calibration procedures and the results obtained show that the measurement uncertainty is within the limits accepted by the Polish Centre for Accreditation.

Key words: calibration of doseimeters, measurement uncertainty, SSDL.