



# Kalibracja względna komór jonizacyjnych – nowy CoP (Code of Practice) IPEM

## Intercomparison of SS and FC chambers – new CoP of IPEM

Dominika Oborska- Kumaszyńska

Cancer Centre London, 49 Parkside, Wimbledon, London SW19 5NB, Wielka Brytania, e-mail: dominika.oborska-kumaszyńska@cancercentre.london.co.uk

### Wprowadzenie

W 1990 roku IPSM (obecnie IPEM) i National Physical Laboratory (NPL) opracowały raport (CoP) dotyczący określania dawki pochłoniętej w wodzie dla megawoltowej wiązki fotonowej w radioterapii (MV). Wydanie tego dokumentu i powszechne przyjęcie w praktyce zapewniły międzyośrodkową spójność

dozymetryczną i intergralność w zewnętrznych audytach dozymetrycznych. Dodatek do tego raportu został opublikowany w 2014 roku i jest dedykowany dla niestandardowych warunków wiązki fotonowej, np. dla tomoterapii.

W celu określenia dawki pochłoniętej w wodzie dla wiązek terapeutycznych w radioterapii dostępnych jest kilka standardowych protokołów lub CoP [2-6]. Oparte jest to na śledzeniu

14 ↘

### Streszczenie

W 1990 roku IPSM (obecnie IPEM) i National Physical Laboratory (NPL) opracowały raport (CoP) dotyczący określania dawki pochłoniętej w wodzie dla megawoltowej wiązki fotonowej w radioterapii (MV) [1]. Dodatek do tego raportu został opublikowany w 2014 roku i jest dedykowany dla niestandardowych warunków wiązki fotonowej, np. dla tomoterapii. IPEM CoP został zaktualizowany w 2020 roku w zakresie różnych warunków kalibracji i odpowiadającej im nomenklatury, uwzględniających współcześnie stosowane systemy terapeutyczne z wyspecyfikowanymi polami odniesienia, w tym z małymi polami, takimi jak zdefiniowane w IAEA TRS483 [2]. Zaktualizowany CoP zawiera zalecenia w zakresie geometrii napromieniania, doboru komór jonizacyjnych, współczynników korekcyjnych i wyprowadzenie współczynników kalibracyjnych dawki pochłoniętej dla wody, do wykonywania referencyjnych pomiarów dozymetrycznych na aparatach do radioterapii. Ponadto formalizm dozymetryczny został rozszerzony na systemy terapeutyczne, które nie mogą osiągnąć standardowego pola odniesienia (10 cm x 10 cm), a zalecenia dotyczące pomiaru dawki są podane bez warunków odniesienia. Zaktualizowany CoP zawiera zalecenia dotyczące kalibracji dawki dla systemów radioterapeutycznych i pomiarów dawki w takich warunkach dla uzyskania spójności w zapisie formalizmów współczynników kalibracyjnych i ich korekcy oraz indeksacji.

### Abstract

In 1990, the IPSM (now IPEM) and the National Physical Laboratory (NPL) published the report (CoP) regarding the determination of absorbed dose to water for the MV photon beam in radiotherapy (MV) [1]. The appendix to this report was published in 2014 and was dedicated to non-standard conditions of the photon beam, e.g. for tomotherapy. IPEM CoP has been updated in 2020 with regard to different calibration conditions and the corresponding nomenclature, taking into account current therapeutic systems with specified reference fields, including small fields, such there are defined in IAEA TRS483 [2]. The updated CoP contains recommendations for beam geometry, ionization chambers, correction factors and calibration factors of the absorbed dose to water. In addition, the dosimetric formalism has been extended to treatment systems which for the standard reference field (10 cm x 10 cm) can't be reached and the dose measurement recommendations are given without reference conditions. This CoP provides recommendations for dose calibration for radiotherapeutic systems and dose measurement under such conditions for consistency in the recording of calibration factor formalisms and their correction and indexing.

otrzymano / received:

04.01.2021

poprawiono / corrected:

11.01.2021

zaakceptowano / accepted:

25.01.2021

**Słowa kluczowe:** kalibracja komór jonizacyjnych, dozymetria

**Key words:** cross-calibration of ion chambers, dosimetry



łańcucha kalibracji od krajowego lub regionalnego laboratorium normalizacyjnego do oddziału klinicznego w lokalnym ośrodku.

CoP został zaktualizowany w 2020 roku w zakresie różnych warunków kalibracji i odpowiadającej im nomenklatury, uwzględniających współcześnie stosowane systemy terapeutyczne z wyspecyfikowanymi polami odniesienia, w tym z małymi polami, takimi jak zdefiniowane w IAEA TRS483 [2]. Zaktualizowany CoP zawiera zalecenia w zakresie geometrii napromieniania, doboru komór jonizacyjnych, współczynników korekcyjnych i wyprowadzenie współczynników kalibracyjnych dawki pochłoniętej dla wody, do wykonywania referencyjnych pomiarów dozymetrycznych na aparatach do radioterapii. W tym CoP, za raportem z 1990 roku, dalej zalecana jest komora typu NPL2611 jako *secondary standard*; TPR 20,10 jako wskaźnik jakości wiązki oraz współczynniki kalibracyjne dostarczone przez NPL dla komory *secondary standard* użytkownika w zakresie jakości wiązki zbliżonej do stosowanej w praktyce klinicznej. Ponadto formalizm dozymetryczny został rozszerzany na systemy terapeutyczne, które nie mogą osiągnąć standardowego pola odniesienia (10 cm x 10 cm), a zalecenia dotyczące pomiaru dawki są podane bez warunków odniesienia. Ten CoP dotyczy kalibracji prowadzonej przez NPL, która wykonywana jest w zakresie jakości wiązek terapeutycznych stosowanych w radioterapii. Dlatego nie jest wymagana implementacja współczynników korekcji dla jakości wiązek przedstawionych w CoP TRS398 [3] (kalibracja komory w odpowiedniej wiązce akceleratora lub z promieniowania Co60 przy użyciu eksperymentalnych lub teoretycznych współczynników korekcji jakości wiązki w warunkach izocentrycznych i TPR20,10 jako specyfikator jakości wiązki i TRS483 [2]). Kalibracja bezpośrednia jest zalecana w celu zmniejszenia niepewności. Takie podejście skutkuje znacznie prostszym, bardziej zwięzłym i łatwiejszym przestrzeganiem CoP.

Współczynniki kalibracyjne dla wiązek stosowanych klinicznie w danej jednostce są wyznaczane bezpośrednio z świadectwa kalibracji, wydanego przez NPL. Podstawą jest zmierzone TPR 20,10. Jednakże formalizm jest rozszerzony dla warunków niereferencyjnych, w pojęciu dotychczasowych CoP, dla których nie jest możliwe osiągnięcie konwencjonalnej wielkości pola odniesienia 10 cm x 10 cm. Zaktualizowany CoP zawiera zalecenia dotyczące kalibracji dawki dla systemów radioterapeutycznych i pomiarów dawki w takich warunkach (dla jasności i spójności w zapisie formalizmów współczynników kalibracyjnych i ich korekcji oraz indeksacji, dla warunków niereferencyjnych są używane indeksy górne).

## CoP IPeM 2020

CoP IPeM z 2020 roku jest raportem zastępującym CoP 1990 [1] dodatek dotyczący tomoterapii [7] i formalnie definiującym referencyjną dozymetrię dla wiązek FFF zgodnie z opisem w raporcie [8]. Ten CoP nie obejmuje akceleratorów RMI i systemów Gamma Knife. Dla współczynników kalibracyjnych dla wiązek fotonowych w zakresie wskaźnika jakości TPR20,10 (10 cm x 10 cm) od 0,568 do 0,800, dostarczonych przez NPL, CoP zapewnia:

- specyfikację warunków odniesienia dla warunków referencyjnych (10 cm x 10 cm) oraz niereferencyjnych w przypadku systemów radioterapeutycznych, które nie mogą ich osiągnąć,
- specyfikację komór jonizacyjnych dla detektorów *secondary standard* i detektorów użytkownika stosowanych w jednostce,
- opis metodologii określania współczynnika kalibracji *secondary standard*,
- specyfikację wymagań korekcyjnych dla komór,
- opis metodologii i praktyczne przykłady wyznaczania współczynnika kalibracji komory jonizacyjnej użytkownika,
- opis metodologii określania dawki pochłoniętej w wodzie w standardowych warunkach referencyjnych (10 cm x 10 cm) lub warunki odniesienia specyficzne dla danego systemu/aparatu terapeutycznego (msr),
- opis metodologii i praktyczne przykłady pomiaru dawki pochłoniętej w wodzie w warunkach innych niż referencyjne.

## Warunki odniesienia

W CoP zdefiniowane zostały warunki odniesienia:

- Dozymetria bezwzględna jest oparta na kalorymetrii wodnej lub grafitowej, a pomiary są wykonywane przez NPL względem *primary standard*. Służy do wyznaczenia współczynników kalibracji dla detektorów *secondary standard* w warunkach referencyjnych.
- Dozymetria odniesienia dotyczy pomiarów dawki pochłoniętej w wodzie w warunkach odniesienia przy użyciu detektora *secondary standard* lub komór użytkownika, które są skalibrowane w stosunku do detektorów *secondary standard*.
- Dozymetria względna odnosi się do pomiaru dawki w warunkach innych niż warunki odniesienia, które można zrobić za pomocą któregośkolwiek z wyżej wymienionych detektorów. Podstawową zasadą utrzymania warunków referencyjnych, stanowiących warunki odniesienia, jest ich stałość w zakresie dostarczanej dawki przez system terapeutyczny. Są definiowane przez kombinację wielkości pola, głębokości pomiaru, odległości detektora lub powierzchni fantomu od źródła, rodzaju fantomu, w którym wykonywany jest pomiar, temperaturę i ciśnienie powietrza w detektorze, warunków rozpraszania i oddziaływania, które określają dawkę dostarczaną w miejscu pomiaru. Ważnym jest, aby wielkość pola dozymetrycznego zapewniała bocznią równowagę elektronową (LCPE) przy określonych wymiarach detektora, a detektor referencyjny używany do pomiaru dawki nie zaburzał pola promieniowania w stopniu, który uniemożliwia pomiar dawki przy założeniu braku detektora w tym miejscu. W systemach terapeutycznych, w przypadku, gdy nie jest możliwe osiągnięcie standardowych warunków odniesienia (np. wymiar pola  $\neq$  10 cm x 10 cm), można zdefiniować warunki odniesienia dla maszyny (msr) [9]. Zwykle jest to pojedyncza statyczna wiązka promieniowania o największych wymiarach osiągniętych dla jednostki terapeutycznej – Alfonso i in. (2008) wprowadził pojęcie specyficznego pola odniesienia (pcsr).



## Kalibracja *secondary standard* w NPL

Używając nomenklatury TRS398 [3] – dla dawki pochłoniętej w wodzie,  $D_w$ , dla jakości wiązki stosowanej klinicznie,  $Q$ , przy użyciu komory skalibrowanej przez laboratorium wzorcowe w jakoś wiązki odniesienia,  $Q_0$ , można wyrazić jako:

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D'w,Q_0} k_{Q,Q_0} \quad (1)$$

gdzie:

- $D_{w,Q}$  – dawka pochłonięta w wodzie w punkcie odniesienia komory, gdy komora jest zastąpiona wodą;
- $M_Q$  – odczyt komory wyrażony ładunkiem w [C], skorygowany o współczynniki rekombinacji, polaryzacji i warunki temperaturowo-ciśnieniowe;
- $N_{D'w,Q_0}$  – współczynnik kalibracji komory dla jakości wiązki odniesienia ( $Q_0$ ), który pozwala przenieść skorygowane wskazania komory do dawki pochłoniętej w wodzie wyrażonej w [Gy];
- $k_{Q,Q_0}$  – współczynnik korekcyjny na odpowiedź komory jonizacyjnej w warunkach pomiarowych innej jakości wiązki niż wiązka odniesienia.

Przy standardowych systemach radioterapeutycznych ta różnica w jakości wiązki była determinowana energią wiązki. Natomiast przy współcześnie stosowanych systemach, w przypadku których wielkość pola promieniowania 10 cm x 10 cm (*ref*) jest nie do osiągnięcia (*fmsr* – *machine specific reference field*), różnice w odpowiedzi komory na jakość wiązki mogą wynikać z energii wiązki (widma) lub wielkości pola, f. IAEA CoP TRS483 [2], wspólnie z to-

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D'w,Q}^{SS} (Q) \quad (3)$$

gdzie:

$N_{D'w,Q}^{SS}$  – współczynnik kalibracyjny dla komory *secondary standard* (SS) wyznaczony w jakości wiązki zbliżonej do jakości wiązki stosowanej klinicznie. Użytkownik może wykonać kalibrację krzyżową dla komór stosowanych lokalnie (*field chambers* – FC). Taka metodologia postępowania nie wymaga wprowadzania współczynników korekcyjnych na jakości wiązki.

W przypadku systemów, które nie mogą osiągnąć konwencjonalnego pola odniesienia 10 cm x 10 cm (*ref*) (np. tomoterapia, CyberKnife, Gamma Knife) lub jakość wiązki nie znajduje się w zakresie wyznaczonej krzywej kalibracji NPL (np. wiązki FFF), należy zastosować specyficzne pole dla tych systemów (*msr*) oraz uwzględnić współczynnik korekcyjny  $k^{SS}$ :

$$D_{w,Qmsr} = M_{Qmsr} N_{D'w,Q_0}^{SS} (Q) k^{SS} \quad (4)$$

gdzie:

$k^{SS} \equiv k_{Qmsr,Q_0}^{fmsr,ref}$  – wyraża poprawkę wymaganą dla komory *secondary standard* między kalibracją NPL a polem wiązki stosowanej lokalnej; a  $Q_0$  odnosi się do lokalnej jakości wiązki odniesienia.

W IPEM CoP,  $k^{SS}$  (Tabela 1) stanowi współczynnik korekcyjny dla uwzględnienia specyficznej dla danej komory różnicy w widmie między polem *msr* a polem *ref*. Różne rozmiary pól są uwzględniane przez konwersję  $Q_1$  na równoważną wartość dla pola odniesienia w celu określenia  $N_{D'w,Q}^{SS}$ .

**Tabela 1** Specyficzne dla komory współczynniki korekcyjne jakości dla systemów radioterapeutycznych

Unit	<i>msr</i> static field size (cm × cm)	$k^{SS}$ (chamber type, reference)
Tomotherapy (& Radixact)	5 × 10 (static)	1.000 ± 0.03 (NPL2611, Thomas <i>et al</i> 2014)
CyberKnife (circular collimators e.g. VSI)	6 circle	1.000 (NPL2611, IAEA 2017) <sup>a</sup>
(micro-MLC e.g. M6)	10 × 10	
Flattening filter free (FFF) beams (QI < 0.75, e.g. Varian & Elekta)	10 × 10	0.997 ± 0.03 (NPL2611, Budgell <i>et al</i> 2016)
Add-on SRS cones or micro-MLC (e.g. Elekta Apex)	As close to 10 × 10 as possible	n/a

<sup>a</sup>Comparing tables 12 and 13 in TRS483 (IAEA 2017) suggests a value of 1.000, which includes a generic volume averaging correction factor from table 32 (IAEA 2017) of 1.002 for this chamber and treatment unit. If this factor is included with the corrections for other influence quantities, then a value of 0.998 should be used for  $k^{SS}$ . For other FFF beams, the correction ( $k_{vol}$ ) can be taken as unity as described in section 5.2 below.

Źródło: [11].

moterapią IPEM 2014 addendum [7] rozszerzyły notację w formułę obliczania dawki, uwzględniając oba determinanty:

$$D_{w,Qmsr}^{fmsr} = M_{Qmsr} N_{D'w,Q_0}^{ref} k_{Qmsr,Q_0}^{fmsr,ref} \quad (2)$$

gdzie:

$D_{w,Qmsr}^{fmsr}$  – jest dawką pochłoniętą w wodzie w jakości wiązki i wielkości pola specyficznej dla danego systemu.

Wyrażenie to upraszcza się, gdy komora jest skalibrowana w parametrach referencyjnej wiązki stosowanej klinicznie danego systemu radioterapeutycznego -  $Q_{msr} = Q_0$ ,  $f_{msr} = f_{ref}$ .

## Kalibracja komory użytkownika w wiązce stosowanej klinicznie

### Współczynniki kalibracji dla komory *secondary standard* w wiązce stosowanej klinicznie

Ustalenie dawki pochłoniętej w wodzie w wiązce stosowanej klinicznie w stosunku do *primary standard* jest możliwe przy użyciu skalibrowanej komory *secondary standard*. Zalecanymi komorami

przez NPL są komory typu NPL 2561/2611 2611, NE 2571, NE 2502, Wellhofer „Farmer” – standardowa i wodoodporna, komory z cienkimi oknami wejściowymi dla bardzo niskich energii, komory płasko-równoległej NACP/ Roos/ Markus. W przypadku komór stosowanych lokalnie powinny spełniać specyfikacje podane w [10] i mogą być stosowane tylko w przypadku, gdy korekta jakości wiązki zależnej od pola jest dobrze dla nich scharakteryzowana.

Wszystkie komory należą:

- regularnie kontrolować w zakresie ich stałości,
- używać z identyfikowalnym skalibrowanym elektrometrem,
- zasilac potencjałem polaryzacyjnym takim samym jak podczas kalibracji NPL dla komory *secondary standard* i wynikającym z dokumentacji technicznej dla komory użytkownika. Stąd ważne jest dokładne zapoznanie się z instrukcją obsługi elektrometru, aby upewnić się, że polaryzacja jest ustawiona prawidłowo.

### Procedura oznaczania $N_{D,w,Q}(QI)$ i $k^{SS}$ z $TPR_{20,10}$

W przypadku systemów radioterapeutycznych, dla których osiągalne jest pole odniesienia  $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ , należy wyznaczyć  $TPR_{20,10}$  ( $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ ) w warunkach fantomu wodnego lub materiału stanowiącego ekwiwalent wody. Wymiar fantomu powinien zapewnić nie mniej niż 5 cm marginesu poza wielkością pola. Wskazania komory powinny być skorygowane na różnice warunków temperaturowo-ciśnieniowych oraz współczynników na rekombinację jonową, która zmienia się wraz z głębokością w fantomie i SCD (*source chamber distance*). Szczególnie dotyczy to wiązek FFF (*free flattening filter*), gdzie moc dawki (*dose rate*) na puls jest większa w stosunku do standardowych wiązek WFF (*with flattening filter*). W tych warunkach można założyć, że całkowita korekta jest proporcjonalna do nominalnej mocy dawki na głębokości, a współczynniki korekcyjne mogą być odpowiednio skalowane. Jak wynika z doświadczenia grupy roboczej IPEM, dla niższych mocy dawek ( $< 0,11\text{ cGy}$  na impuls) i  $TPR_{20,10}$ , 0,63–0,72 (tj. zarówno Varian, jak i Elekta 6 MV FFF i 10 wiązek MV FFF), czynniki rekombinacji jonów występujące na dwóch różnych głębokościach nie różnią się znacznie (zarówno dla komór typu NPL2611, jak i typu Farmer), a wpływ na  $N_D$ , w jest pomijalny ( $< 0,1\%$ ) [11].

Na podstawie wartości  $TPR_{20,10}$  należy określić współczynnik kalibracji dawki pochłoniętej w wodzie dla komory *secondary standard*,  $N_{D,w,Q}^{SS}(QI)$  za pomocą wyrażenia krzywej dopasowania zawartej w certyfikacie NPL. To wyrażenie można również dopasować linią trendu wyznaczoną dla danych stabilizowanych. Poziom dopasowania może być określony współczynnikiem R. Współczynnik korekcyjny dla jakości wiązki specyficzny dla komory *secondary standard*  $k^{SS}$  pokazuje tabela 1.

W przypadku systemów radioterapeutycznych, dla których nie można uzyskać pola odniesienia  $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$  (ale pole odniesienia nie jest uważane za małe), należy wybrać pole *msr* możliwie najbliższe  $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$  i spełniające warunki dozimetrii referencyjnej. Należy wykonać pomiar  $TPR_{20,10}$  (*msr*). Wartość tę należy przeliczyć [12]:

$$QI = TPR_{20,10}(10 \times 10) = \frac{TPR_{20,10}(s) + d_1(10 - s)}{1 + d_2(10 - s)} \quad (5),$$

aby uzyskać współczynnik jakościowy wiązki dla pola  $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ ,

gdzie:

$s$  – równoważne pole kwadratowe *msr* w izocentrum zawierające się w przedziale 4-12 cm,

$d_1 = d_2 = 16,5 \times 10^{-3}$  – współczynniki najlepszego dopasowania.

Należy zauważyć, że współczynniki kalibracji określone w NPL mają zastosowanie do pomiarów wykonanych dla wiązek WFF. Należy je skorygować pod kątem jakości wiązki, gdy komora jonizacyjna *secondary standard* jest używana do pomiarów w wiązce FFF.

W przypadku wiązek FFF, jeżeli kalibracja względna jest wykonywana przy użyciu równoczesnego ustawienia komór obok siebie w fantomie z równoległym układem przewodnic dla komór jonizacyjnych (Ryc. 1), należy uwzględnić różnicę w pozaosiowej mocy dawki (a tym samym rekombinacji jonów). W praktyce, jeśli moc dawki w wymaganym punkcie pomiarowym mieści się w 95% wartości mocy dawki w punkcie kalibracji względnej, względna zmiana rekombinacji jonów będzie nieznaczna.



Ryc. 1 Fantom IPEM do wykonywania kalibracji względnej  
Źródło: [11].

### Współczynniki korekcyjne na warunki wpływające na odpowiedź komory jonizacyjnej

Odczyty ( $M_{\text{raw}}$ ), uzyskiwane podczas pomiarów za pomocą kombinacji komora-elektrometr, muszą być skorygowane na składowe warunków pomiarów, które na ten odczyt mogą wpływać. Niektóre z współczynników w ostatecznej praktyce mogą być traktowane jako nieistotne i/lub włączone z kalibracji krzyżowej dla komory użytkownika:

$$M_Q = M_{\text{raw}} k_{\text{elec}} k_{\text{TP}} k_h k_{\text{ion}} k_{\text{pol}} k_{\text{vol}} \quad (6),$$

gdzie:

$M_{\text{raw}}$  – odczyty pomiarowe po nagraniu i ustabilizowaniu elektroniki oraz osiągnięciu przez komorę równowagi termicznej i ładunkowej (ważne jest, aby wyzerować elektrometr i komorę po ustawieniu napięcia polaryzacji);

$k_{\text{elec}}$  – współczynnik kalibracji ładunku dla elektrometru kalibrowany oddzielnie przez NPL. W zależności od typu elektrometru,  $k_{\text{elec}}$  może być podawany jako pojedynczy współczynnik korekcji w świadectwie wzorcowania lub obliczone przez użytkownika jako iloczyn podanego zakresu i współczynnika korygującego nieliniowości. IPEM CoP zaleca, aby komora i elektrometr były traktowane



jako jeden zestaw. W takim przypadku uwzględnienie  $k_{elec}$  nie jest wymagane;

$k_{TP}$  – współczynnik korygujący warunki temperaturowo-ciśnieniowe, uwzględniający różnicę masy powietrza w objętość czynnej komory, zgodnie z prawem gazu doskonałego, w porównaniu z temperaturą odniesienia ( $T_0$ ) 20°C i ciśnieniem odniesienia ( $P_0$ ) 1 atmosfery (1013 mbar lub 760 mm Hg);

$k_h$  – współczynnik korygujący wilgotność w porównaniu z wartością odniesienia 50%, którą można przyjąć jako jedność w zakresie wilgotności względnej 20-70%;

$k_{ion}$  – współczynnik korygujący straty spowodowane rekombinacją jonów w objętości komory przy skończonych napięciach polaryzujących. Korekta jest niezbędna w przypadku wiązek promieniowania pulsacyjnego i może być znaczna w przypadku wiązek o dużej mocy dawki, takich jak FFF. Należy zweryfikować eksperymentalnie, np. stosując technikę dwóch napięć. Ważne jest – zwłaszcza dla wiązek FFF – aby stosunek napięć zapodanych na komorę był co najmniej 3 (szerszy zakres napięć) lub przy użyciu zweryfikowanego wzoru empirycznego:

- NPL2611 chamber at 200 V:  
 $k_{ion} = 1,0014 + 0,23\rho$ ,
  - A1SL chamber at 300 V:  
 $k_{ion} = 1,0001 + 0,04\rho$ ,
- (7).

Według [10] wzory empiryczne wykazują zgodność na poziomie < 0,1% z danymi eksperymentalnymi:

gdzie

$p$  – dawka na impuls (w cGy) w komorze, którą można oszacować na podstawie nominalnej mocy dawki MU/min, kalibracja dawki cGy/MU i częstotliwość powtarzania impulsów (PRF, Hz) [13, 14];

$k_{pot}$  – współczynnik korygujący wpływ polaryzacji, który jest pomijalny tylko dla komory NPL2611, a jest istotny dla komór o małej objętości. NPL nie stosuje tej korekty na polaryzację, tak długo, jak polaryzacja jest utrzymana na stałym poziomie podczas procesu kalibracji, a następnie wszelkie efekty są uwzględniane w kalibracji referencyjnej u użytkownika;

$k_{vol}$  – współczynnik korygujący niejednorodność wiązki, który uwzględnia uśrednianie objętości i zaburzenie wtórnej flucencji elektronowej w nierównomiernym profilu wiązki, takim jak FFF. Efekt uśredniania objętości jest w przybliżeniu proporcjonalny do kwadratu długości objętości czynnej komory. W przypadku komory NPL2611 w wiązkach 6 MV FFF lub 10 MV FFF współczynnik korekcji może być przyjęty jako jedność, z niepewnością 0,2% [8]. Ten sam autor zaproponował wprowadzenie współczynnika  $k_{FFF}^{SS} = 0,997 \pm 0,003$  (z poziomem ufności 95%). Współczynniki korygujące dla komór typu 2571 mogą być rzędu 1%.

## Kalibracja względna dla komory *secondary standard* i komory użytkownika w wiązce stosowanej klinicznie

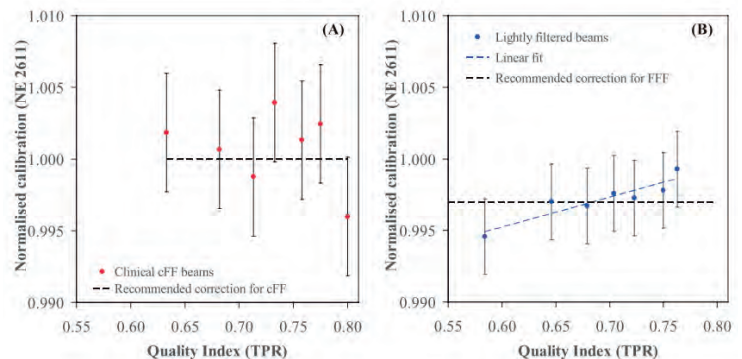
Metodą określenia współczynnika kalibracji dla komory użytkownika jest kalibracja względna z komorą *secondary standard* w tej samej lokalnej wiązce (*msr*):

$$N_{D,w,Q_{msr}}^{FC}(QI_{msr}) = N_{D,w,Q_0}^{SS}(QI_0) \frac{M_{Q_{msr}}^{SS}}{M_{Q_{msr}}^{FC}} k^{SS} \quad (8),$$

gdzie

$k^{SS}$  – współczynnik korekcyjny na zmianę odpowiedzi komory SS między jakością wiązki odniesienia ( $Q_0$ ) a jakością wiązki (*msr*). W przypadku wiązek WFF  $k^{SS} = 1$ .

Ponieważ współczynnik kalibracji komory zależy od jakości wiązki, konieczne jest określenie ilościowe wszelkich różnic w kalibracji między dwiema wiązkami. Wraz z wprowadzeniem wiązek FFF do zastosowań klinicznych należało uwzględnić fakt, że nawet jeżeli wiązki mają ten sam wskaźnik jakości wiązki, nadal jest możliwe, iż różnią się one jakością. W takim przypadku wymagana jest korekta na wszelkie wynikające różnice w czułości komory między dwiema wiązkami. Można to zrozumieć, że taka różnica w czułości komory może powstać, jeśli dwie wiązki mają różną energię widma, co jest możliwe nawet wtedy, gdy mają taki sam indeks jakości wiązki.



**Ryc. 2** Współczynniki kalibracji dla komory NE2611 *secondary standard*, mierzone bezpośrednio za pomocą kalorymetru NPL *primary standard* i znormalizowane przez współczynnik kalibracji NPL: (A) mierzone w klinicznej wiązce WFF; (B) mierzone w nieklinicznych wiązkach FFF. Źródło: [8].

Ponieważ charakterystyki wiązek FFF różnią się od WFF, niepewność dozymetrii odniesienia w wiązkach FFF również będzie inna. Dozymetria w wiązce FFF wiąże się z korektą niejednorodności wiązki w jej poprzek. Ponadto typowe dawki w wiązkach FFF są znacznie wyższe niż w WFF, tak więc mogą przynieść bardziej znaczący wpływ na zjawisko rekombinacji jonów w objętości komory pomiarowej.

Kalibrację względną należy przeprowadzić przez sekwencyjne napromienianie komór *secondary standard* i użytkownika (zalecane dla wiązek FFF) lub jednocześnie napromienianie obok siebie równolegle (Ryc. 1), w fantomie wodnym lub w stałym ekwiwalentnym wodzie. Alternatywnie mogą być powszechnie stosowane fantomy blokowe Perspex, były używane od wielu lat z akceptowalną



dokładnością dla pomiarów względnych [1] (Ryc. 1). Wymiary fantomów powinny być co najmniej 5 cm poza każdą krawędzią pola i co najmniej 5 cm poza centralną osią komory wzdłuż osi wiązki, aby zapewnić wystarczające warunki rozproszenia. Komory powinny znajdować się na głębokości 5 cm w statycznym polu przy typowym SCD (warunki izocentryczne lub SSD).

Punkt pomiarowy komory jonizacyjnej, zgodnie z aktualnymi standardami kalibracyjnymi, określa się jako punkt w komorze reprezentacyjny dla zmierzonej dawki i jest to środek komory. Stąd odstąpiono od korekt dla efektywnego punktu pomiarowego w kierunku osi wiązki. Jeśli efektywny punkt pomiarowy jest inny w każdej komorze, to różnica zostanie wbudowana we współczynnik kalibracji. Kalibracja względna pozwala na wyznaczenie współczynnika, który umożliwi określenie dawki dla komory *secondary standard* w punkcie odniesienia na podstawie pomiaru komorą użytkownika.

Dla pomiaru przy równoległym położeniu komór, wielkość pola (w pozycji komory) powinna wynosić co najmniej  $10 \text{ cm} \times (\text{sep} + 10) \text{ cm}$ , gdzie *sep* to odległość między osiami komór jonizacyjnych. Jeśli obie komory reprezentują ten sam model lub konstrukcję, nie ma minimalnej *sep*, ponieważ wpływ jednej komory na drugą jest pomijalny. W przypadku różnych typów komór, *sep* powinna przekraczać zakres bocznej równowagi elektronowej (rLCE) w tej jakości wiązki. Wszystkie urządzenia powinny osiągnąć równowagę termiczną przed rozpoczęciem pomiarów.

Odczyt komór należy skorygować na opisane powyżej zjawiska i warunki pomiarów. W przypadku napromieniania równoległego komór należy wykonać serię pomiarów w dwóch opcjach położenia względnego komór i powtórzyć te ustawienia dwukrotnie. Współczynniki kalibracji względnej są obliczane z dwóch serii:

$$A = \frac{M_{Q,A}^{SS}}{M_{Q,A}^{FC}}, \quad B = \frac{M_{Q,B}^{SS}}{M_{Q,B}^{FC}}. \quad (9)$$

Ze stosunku odczytów komór należy obliczyć średnią geometryczną, aby zmniejszyć wpływ przestrzennej zmienności podczas akwizycji [15]:

$$\frac{M_Q^{SS}}{M_Q^{FC}} = \sqrt{\bar{A}\bar{B}} \quad (10),$$

gdzie:

$\bar{A}$  – średnia współczynników dla serii A,

$\bar{B}$  – średnia współczynników dla serii B.

Odchylenie standardowe odczytów powinno zwykle mieścić się w granicach 0,3%.

W przypadku sekwencyjnego podejścia pomiarowego stosunki odczytów komory mogą być obliczane ze średnią z każdej serii, skorygowanej na warunki temperaturowo-ciśnieniowe, kiedy jest to wymagane zmiennością tych warunków.


Kalibracja dla wiązek impulsowych o dużej mocy dawki lub tych o niejednorodnych profilach (np. FFF) jest zalecana, zgodnie z wytycznymi w [8], w warunkach sekwencyjnych i komorze umieszczonej w osi wiązki. Kalibracja w układzie równoległego położenia komór może być wykonywana tylko wtedy, gdy pomiary są realizowane z akceptowalną dokładnością (np. niepewność

związana ze skutkami umieszczenia komory w wiązce FFF poza osią w gradiencie dawki).

Wprawdzie dla komory NPL2611 *secondary standard* dla 6 MV FFF i 10 MV FFF efekt gradientu jest rzędu 0,1% i można ją uznać za nieistotną [8], to jednak nie można tego założyć w przypadku komór użytkownika.

$$N_{D,W}^{FC}(Q) = N_{D,W}^{SS}(Q) \frac{R^{SS}(Q)}{R^{FC}(Q)}.$$

$$N_{D,W}^{FC}(Q_{FFF}) = N_{D,W}^{SS}(Q_{FFF}) k_{FFF}^{SS} \frac{R^{SS}(Q_{FFF})}{R^{FC}(Q_{FFF})}. \quad (11).$$

Ostatecznie współczynnik kalibracyjny dla komory użytkownika można obliczyć z powyższych równań, gdzie  $R_{SS}$ ,  $R_{FC}$  – są skorygowanymi wskazaniem dla odpowiednio komory *secondary standard* i użytkownika. Z tego dla wygody użytkownika można wyznaczyć złożony współczynnik kalibracyjny dla komory użytkownika, który uwzględni wszelkie korekty dla komory w warunkach pomiarowych wiązki stosowanej klinicznie. 

## Piśmiennictwo

1. S.C. Lillicrap, B. Owen, J.R. Williams, P.C. Williams: *Code of Practice for high-energy photon therapy dosimetry based on the NPL absorbed dose calibration service*, Physics in Medicine&Biology, 35(10), 1990, 1335.
2. Dosimetry of Small Static Fields Used in External Beam Radiotherapy, TRS483, IAEA 2017.
3. Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water, TRS 398, IAEA 2000.
4. DIN 6800-2: Dosismessverfahren nach der Sondenmethode für Photonen- und Elektronenstrahlung – Teil 2: Dosimetrie hochenergetischer Photonen- und Elektronenstrahlung mit Ionisationskammern (2008 March).
5. Code of Practice for the Absorbed Dose Determination in High Energy Photon and Electron Beams NEDERLANDSE COMMISSIE VOOR STRALINGSDOSIMETRIE Report 18 of the Netherlands Commission on Radiation Dosimetry Revised edition, August 2012.
6. E.A. Castellano, D.J. Eaton, N.D. Macdougall, S.R. Cherry: *IPEM codes of practice and topical report series*, Phys. Med. Biol., 61(23), 2016, E5-E6.
7. R.A. Thomas et al.: *Radiotherapy reference dose audit in the United Kingdom by the National Physical Laboratory: 20 years of consistency and improvements*, Physics&Imaging in Radiation Oncology, 3, 2017, 21-27.
8. G. Budgell et al.: *IPEM topical report 1: guidance on implementing flattening filter free (FFF) radiotherapy*, Phys. Med. Biol., 61, 2016, 8360-8394.
9. R. Alfonso et al.: *A new formalism for reference dosimetry of small and nonstandard fields*, Med. Phys. 35(1), 2008.
10. M. McEwen et al.: *Addendum to the AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon beams*, The International Journal of Medical Physics Research and Practice, 2014, <https://doi.org/10.1118/1.4866223>.
11. D.J. Eaton et al.: *IPEM code of practice for high-energy photon therapy dosimetry based on the NPL absorbed dose calibration service*, Phys. Med. Biol., 65(19), 2020, 195006.
12. H. Palmans: *Determination of the beam quality index of high-energy photon beams under nonstandard reference conditions*, Med. Phys., 39, 2012, 5513-5519.
13. J.E. Burns, K.E. Rosser: *Saturation correction for the NE 2560/1 dosimeter in photon dosimetry*, Phys. Med. Biol., 35, 1990, 687-702.
14. H. Palmans, R.A.S. Thomas, S. Duane, E. Sterpin, S. Vynckier: *Ion recombination for ionization chamber dosimetry in a helical tomotherapy unit*, Med. Phys., 37, 2010, 2876-2889.
15. W. Abdel-Rahman, M.D.C. Evans, L. Serr'e, J.P. McCaffrey, E.B. Podgorsak, J.P. Seuntjens: *Clinic based transfer of the  $N_{D,w}$  60Co calibration coefficient using a linear accelerator*, Med. Phys., 36, 2009, 929-938.
16. Maintenance&general care of secondary standard&field instruments. Practical Course in Reference Dosimetry, National Physical Laboratory January 2016 – <https://www.npl.co.uk/getmedia/171b-7b62-886c-4c5b-b5c1-f858a7475b56/Maintenance-of-Secondary-Standard-and-Field-Instruments.pdf>, data dostępu: 08.02.2021.
17. <https://www.npl.co.uk/skills-learning/training/cpd/reference-dosimetry>, data dostępu: 08.02.2021.