Testy dopuszczające do użytkowania klinicznego aparatu RTG, stosowanego w terapii powierzchniowej

Commissioning for a superficial x-ray therapy unit

Dominika Oborska-Kumaszyńska, Oi Ching Choi, Semir Fazlic, Arun Jaganathan, Henry Weatherburn

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

Wprowadzenie

W radioterapii nadal stosuje się wiązki rentgenowskie z zakresu energetycznego ~40-300 kV. Jakkolwiek w Polsce zaprzestano używania aparatów do rentgenoterapii, w pozostałej części Europy dalej znajdują swoje zastosowanie, a nawet wzrosło ponownie zainteresowanie leczeniem radioterapią powierzchniową i ortowoltową.

Aktualnie produkowane aparaty do rentgenoterapii przy przyjętych rozwiązaniach wewnętrznego nadzoru dozymetrycznego (tory dozymetryczne), systemami kodującymi akcesoria, ustawieniami parametrów w nomenklaturze przyjętej dla akceleratorów terapeutycznych i możliwości operowania tymi ustawieniami przy pomocy software systemu zarządzającego, znajdują zastosowanie w leczeniu:

- przerzutów do kości/płytko położonych węzłów chłonnych,
- złośliwych i łagodnych zmian powierzchniowych, np.: rak podstawnokomórkowy, rak płaskonabłonkowy,
- keloidów, bliznowców,
- schorzeń dermatologicznych, w tym łuszczycy,
- przykurczu Dupuytrena,
- ginekomastii (efekt uboczny terapii hormonalnej raka prostaty),
- choroby Peyroniego,
- czerniaka Kaposiego,
- zaburzeń zapalnych, chorób zwyrodnieniowych,
- zaburzeń przerostowych, przerzutów do kości.

424

Streszczenie

W radioterapii nadal stosuje się wiązki rentgenowskie z zakresu ~40-300 kV. Ze względu na powrót zainteresowania tą modalnością terapeutyczną przez organizacje profesjonalistów (IAEA, AAPM, IPEM) zostały zweryfikowane procedury dozymetryczne. Ostatnie zasady dozymetrii dla promieniowania kV opublikowano w TRS 398 (IAEA) (2006 r.) z otrzymaniem podziału na dwa zakresy (niski – do 100 kV i średni – od 80 kV). W artykule opisano realizację testów wykonanych na rzecz wprowadzenia aparatu RTG stosowanego do terapii powierzchniowej i prowadzonych zgodnie z aktualnymi raportami AAPM, IPEM i IAEA.

Słowa kluczowe: radioterapia powierzchniowa, radioterapia ortowoltowa, HVL, kalibracja krosowa, dozymetria absolutna i relatywna

Abstract

Kilovoltage X-ray beams (40-300 kV) continue to be used In radiotherapy,. Due to the return of interest in this radiation therapeutic modality, dosimetric procedures have been reviewed and verified by professional organizations (IAEA, AAPM, IPEM). The last dosimetry rules for kV radiation were published in TRS 398 (IAEA) (2006) for low energies – up to 100 kV and medium energies – above 80 kV. The article describes the implementation of tests performed for the introduction of RT X-ray unit, used for superficial therapy and conducted in accordance with current reports of AAPM, IPEM and IAEA.

Key words: superficial radiotherapy, ortovoltage radiotherapy, HVL, cross- calibration, absolute and relative dosimetry

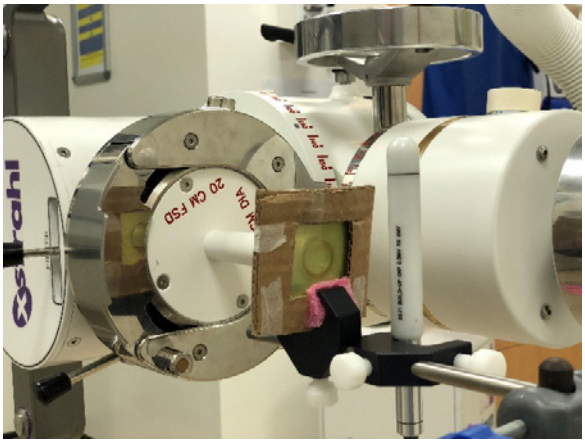
otrzymano / received:
01.11.2019
poprawiono / corrected:
02.12.2019
zaakceptowano / accepted:
10.12.2019

Ze względu na powrót zainteresowania tą modalnością terapeutyczną, organizacje profesjonalistów (IAEA, AAPM, IPEM) zweryfikowały procedury dozymetryczne. Historycznie protokoły pomiarowe ewaluowały od obowiązującej metody pomiaru w powietrzu z uwzględnieniem współczynników rozpraszania dla energii 40-150 kV (ICRU nr 23/1973), do użycia środowiska fantomowego dla energii 150-300 kV (BJR Supplement 10/1961). W 1981 roku Raport NCRP nr 695 przedstawił wzór do obliczania dawki dla materiału fantomowego w punkcie w powietrzu (z minifantomem) dla energii w zakresie od 10 kV do 300 kV i wprowadził współczynnik do obliczenia dawki powierzchniowej. W 1983 roku HPA przyjął tę samą metodologię z raportu ICRU nr 23 dla niskich i średnich energii. W przypadku czynników rozproszenia wstecznego protokół HPA zalecił wartości z suplementu 17 BJR z 1983 roku. W 1987 roku IAEA zalecił dwa różne formalizmy dla fotonów o niskiej i średniej energii, chociaż zakresy jakości wiązki były nieco inne: niski 10-100 kV, średni 100-300 kV. Współczynniki rozproszenia wstecznego uzyskano z obliczeń Monte Carlo. Wartości współczynników perturbacyjnych dla komór stosowane przez IAEA były źródłem wielu kontrowersji. W 1991 roku IPSM zalecił zmianę współczynnika konwersji podanego przez HPA, przy jednoczesnym wprowadzeniu nowych współczynników rozproszenia wstecznego, które zostały uzyskane z połączenia najnowszych obliczeń Monte Carlo i wyników eksperymentalnych. Następny dokument stanowiący o procedurach postępowania w dozymetrii energii kV w radioterapii został opracowany przez IPEMB i opublikowany w 1996 roku. Następnie w 1997 roku NCS (*Netherland Commission of Radiation Dosimetry*) opublikowało raport, który dodatkowo uwzględnił czynniki korekcji komory, które były spójne w ramach 2% z nowymi zaleceniami IAEA wydanymi w drugim wydaniu TRS-277. W 2005 roku IPEMB opublikowało uzupełnienie do zasad dozymetrii do 300 kV, uzupełniając współczynniki korekcyjne, zasady pomiaru dla warunków fantomowych i dozymetrii względnej. Ostatnie zasady dozymetrii dla promieniowania kV zostały opublikowane w TRS 398 (IAEA) (2006 r.) z otrzymaniem podziału na dwa zakresy (niski – do 100 kV i średni – od 80 kV).

Pomiar HVL

Na rzecz dozymetrii promieniowania kV i metodologii pomiarowej przyjmuje się dwa zakresy energii o znaczeniu klinicznym i radiobiologicznym: promieniowanie niskoenergetyczne lub powierzchniowe ≤ 100 kV i promieniowanie o energii średniej lub ortowoltowe, generowane przy potencjale lampy wyższym niż 100 kV. Najważniejszym kryterium w tym podziale jest określenie dolnej granicy energii, poniżej której nie należy stosować metody fantomowej. Specyfikatorem jakości wiązki jest wartość warstwy półchłonnej (HVL) podawana w mmAl (do 150 kV) lub mmCu w zależności od energii promieniowania. Efektywna energia niejednorodnej wiązki promieniowania rentgenowskiego jest określana jako energia monoenergetycznej wiązki fotonów, która ma tę samą HVL jak analizowana wiązka heterogeniczna. Reprezentuje ona widmo promieniowania jako wyłączna wartość lub w połączeniu z potencjałem lampy rentgenowskiej. Jakość wiązki zależy od wielu czynników, takich jak potencjał napięciowy na lampie RTG, kąt anody, materiał anody, materiał i grubość okna lampy RTG, materiał i grubość komory monitorującej, materiał i grubość filtra, kształt kolimacji oraz odległość komory od źródła. Na pomiar HVL może mieć wpływ konfiguracja układu pomiarowego, przyjęta procedura pomiaru i zależność energetyczna zastosowanych detektorów promieniowania. Szczegółowe informacje o anodzie i kącie anody, materiałach znajdujących się w wiązce i ich grubości są wymagane do przeprowadzenia dokładnych obliczeń HVL. Ogólnie rzecz biorąc, materiał anody, anoda, materiał filtracyjny i grubość są podawane przez producentów, podczas gdy inne czynniki są słabo znane i mogą różnić się od specyfikacji producenta. Wynika stąd, że niewystarczające jest użycie wyłącznie potencjału lampy RTG i/lub HVL do określenia wiązki. Bardzo często dla promieniowania, charakteryzowanego przez ten sam potencjał napięciowy na lampie RTG, mierzono znacząco różne wartości HVL. Czynniki związane z komorami dozymetrycznymi, takie jak N_K i $P_{Q,cham}$, a także niezależne od detektora pomiarowego względne masowe współczynniki pochłaniania energii wody do powietrza i czynniki rozproszenia wstecznego, mogą się różnić dla promieniowania rentgenowskiego, a tym samym potencjale lampy RTG, ale o różnych wartościach HVL i odwrotnie.

Pierwsza warstwa połowiąca wiązki promieniowania rentgenowskiego jest definiowana jako grubość warstwy dla określonego materiału, który zmniejsza wartość kermy w wiązce do połowy jej pierwotnej wartości. Oznaczanie HVL polega na pomiarze kermy powietrznej w punkcie w wąskiej bezrozproszeniowej wiązce przy dokładanych następnych warstwach materiału pochłaniającego. Konieczność wyeliminowania efektu zanieczyszczenia wiązki RTG elektronami pochodzącymi od rozproszeń i oddziaływań z układem kolimującym/głowicą aparatu determinuje konfigurację układu pomiarowego. Średnica wiązki określona przez aplikator/kolimację powinna wynosić 4 cm lub mniej. Grubość kolimatora/kolimacji/dodatkowej apertury musi być wystarczająca, aby osłabić wiązkę pierwotną do 0,1%. Detektor należy umieścić w odległości co najmniej 50 cm od materiału tłumiącego i kolimatora/aplikatora (Ryc. 2). Materiały pochłaniające (Al lub Cu) powinny być umieszczone w połowie drogi między punktem pomiarowym a końcem tubusa. Materiał absorbujący używany do pomiaru HVL musi być wykonany z materiału o wysokiej czystości 99,9%, a jego grubość powinna być mierzona z dokładnością do 0,05 mm (AAPM). W przypadku pomiarów weryfikujących stałość energii dopuszczalny jest układ, w którym materiał pochłaniający jest umieszczany na końcu aplikatora (ważne jest utrzymanie stałych warunków oceny). Komora jest umieszczana w taki



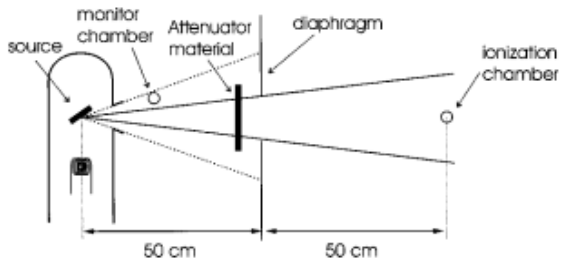
Ryc. 1 *Weryfikacja radiograficzna osiowości układu pomiarowego*
Źródło: Materiał własny.

sposób, aby rozproszenie z materiału pochłaniającego i rozproszenie wsteczne od materiałów z tyłu komory (podłogi, ściany itp.) były jak najmniejsze. Ze względu na wymaganą geometrię układu pomiarowego i warunki wąskiej/małej wiązki, przed przystąpieniem do pomiaru należy wykonać radiograficzną kontrolę osiowości źródła, kolimatora i detektora pomiarowego (przykładowy układ – Ryc. 1).

Współczesne systemy RTG do radioterapii posiadają wbudowane systemy dozymetryczne (komora monitorująca) do skorygowania zmian mocy kermy powietrznej. Szczególnie jest to ważne przy znacznie obniżonej mocy kermy powietrznej przez dodanie filtracji/zwiększenie absorpcji w wiązce podczas pomiaru HVL. Komora jonizacyjna do pomiaru szybkości kerma musi być wystarczająco niezależna energetycznie, aby zmiana grubości filtra powodowała nieznaczną zmianę zależności energetycznej.

Kalibracja komór dozymetrycznych

Współczynniki kalibracyjne dla kermy powietrznej N_K uzyskiwane są z laboratorium standardów. W przypadku praktyki w Wielkiej Brytanii użytkownik uzyskuje te współczynniki dla zestawu secondary standard i następnie sam wykonuje procedurę kalibracji krzyżowej dla zestawów elektrometrów i komór, które są używane w codziennej praktyce do pomiarów systemu do terapii. Do pomiaru kermy powietrznej pożądane są detektory promieniowania o małych rozmiarach (wiązka promieniowania musi pokrywać objętość czynną detektora), niezależne energetycznie (akceptowalna zależność od jakości wiązki promieniowania powinna mieścić się w granicach 5% między 40 a 300 kV). Komora dozymetryczna secondary standard jest kalibrowana przy jakości wiązek promieniowania wystarczająco zbliżonych do jakości wiązek użytkownika pod względem potencjału lampy RTG i HVL. Współczynniki kalibracyjne są interpolowane z dostarczonej tabeli lub wykresu do wartości reprezentujących jakości



Ryc. 2 *Układ do pomiaru HVl*
Źródło: AAPM TG.

Gulmay Medical Ltd
SN (generator)
X-ray tube - not labeled

Measurement conditions:

Air condition
collimator d=1.5 cm
t = 2.0 min
distance end ofcollimator - chamber >> 50 cm

Electrometer:
Farmer NE 2620
Chamber 3625

$$HVL = \frac{t_a \ln(\frac{2E_b}{E_0}) - t_b \ln(\frac{2E_a}{E_0})}{\ln(\frac{E_a}{E_b})}$$

where

- E_0 = exposure measurement with no aluminum in the beam
- E_a = exposure measurement with t_a mm aluminum in the beam. t_a is enough aluminum so that E_a is just above $E_0/2$.
- E_b = exposure measurement with t_b mm aluminum in the beam. t_b is enough aluminum so that E_b is just below $E_0/2$.

kV		30kV	60kV	100kV	120kV	160kV
filter		1	2	3	4	5
Al filter	0	2,282	0,874	1,145	1,062	1,278
Al filter	0,1	1,275				
Al filter	0,2	0,8275				
Al filter	1		0,468			
Al filter	1,1		0,446			
Al filter	1,2		0,426			
Al filter	2,6			0,589		
Al filter	2,8			0,566		
Al filter	5				0,531	
Al filter	5,1				0,525	
Al filter	8,5					0,648
Al filter	8,8					0,636
Al filter	0	2,283	0,875	1,145	1,062	1,278
Cu filter	0,5					0,6475
Cu filter	0,6					0,595
HVL (Al)		0,13	1,14	2,74	5,00	8,72
(HVL (Cu)						0,52

Ryc. 3 *Warunki i wyniki pomiarów wraz z obliczonym HVL zgodnie z powyższą regułą*
Źródło: Opracowanie własne.

wiązek promieniowania, zmierzonych na aparacie użytkownika i takie są brane do pomiaru i obliczenia współczynników kalibracyjnych kermy powietrznej dla komór/elektrometrów stosowanych rutynowo (Ryc. 4).

Układ pomiarowy do wykonania kalibracji krzyżowej jest układem zaaranżowanym w warunkach powietrznych, gdzie komora secondary standard i komora, używana rutynowo, znajdują się w wiązce promieniowania w odległości około 5 cm od siebie, ale jednocześnie we właściwej odległości od brzegu wiązki promieniowania. Założenie jest takie, że układ ma zapewnić, aby pomiar odbywał się w warunkach jak najmniejszych perturbacji, wynikających ze wzajemnego położenia komór, jak i w zakresie pola promieniowania, unikając obszaru półcienia (Ryc. 5). Również niezwykle ważne jest, aby osie długie komory były ustawione równolegle do osi A-K, by uniknąć gradientu efektu Heel na wzajemność odczytów komór. Pomiary należy wykonać w dwóch wzajemnych ustawieniach komór.

NATIONAL PHYSICAL LABORATORY
Continuation Sheet

Table 1 – Air kerma calibration coefficients
N.E. TECH. / N.P.L., type 2611A, serial number 200

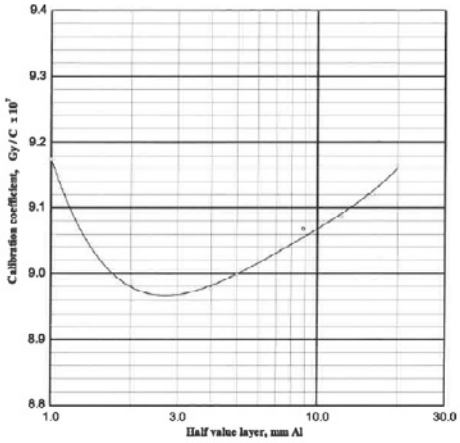
Nominal generating potential (kV)	Half Value Layer (mm Al)	Half Value Layer (mm Cu)	Calibration coefficient, N_K (Gy/C)
50	1.00	0.030	9.17×10^7
70	2.0	0.062	8.98×10^7
100	4.0	0.15	8.98×10^7
105	5.0	0.20	9.00×10^7
135	8.8	0.50	9.07×10^7
180	12.3	1.0	9.09×10^7
220	16.1	2.0	9.12×10^7
280	20.0	4.0	9.16×10^7

Uncertainties

For all beam qualities the uncertainty in the calibration coefficient is 1.2%. The reported expanded uncertainty is based on a standard uncertainty multiplied by a coverage factor $k = 2$, providing a coverage probability of approximately 95%. The uncertainty evaluation has been carried out in accordance with UKAS requirements.

NATIONAL PHYSICAL LABORATORY
Continuation Sheet

Figure 1 – Air kerma calibration coefficient (Quality Index expressed in terms of mm of Al HVL) (corrected to 20 °C, 1013.25 mbar and 50% RH)
N.E. TECH. / N.P.L., type 2611A, serial number 200



NATIONAL PHYSICAL LABORATORY
Continuation Sheet

Measurements

This ionisation chamber has been calibrated in terms of air kerma, traceable to the UK primary standard 300 kV free air chamber at NPL. The calibration is intended for use with the IPEMB code of practice for the determination of absorbed dose for x-rays below 300 kV generating potential (1996) and the addendum (2005) to that code of practice, hereafter referred to as the Code of Practice.

Further details of the calibration are in the Code of Practice and the Appendix of this certificate.

Chamber Polarising Potential

The ionisation chamber should be used with a traceably calibrated electrometer. During calibration at NPL the chamber was operated at a polarising potential of 200 volts. This was applied to the chamber so that the inner central electrode (the collecting electrode) was positive with respect to the outer graphite cap. Due to the differences between the electrometers that are available care should be taken by the user to ensure this potential gradient is maintained when the chamber is used. Guidance in respect of this is given in all NPL electrometer certificates.

Results

This certificate covers x-rays in the range from 1.00 mm to 20.0 mm of aluminium Half Value Layer (HVL).

Within the range from 1.00 mm to 20.0 mm of aluminium HVL there are two alternative methods that are recommended in the Code of Practice for the determination of absorbed dose. If the dose at depth is required then Equation 1, determining absorbed dose to water at the reference depth, should be used. However, if the dose at the surface is required then Equation 2, determining absorbed dose at the phantom surface, should be used.

Absorbed dose to water at the reference depth

Absorbed dose to water at the position of the centre of the chamber at a depth $z = 2$ cm when the chamber is replaced by water, $D_{w,z=2}$, can be expressed as:

$$D_{w,z=2} = M \cdot N_K \cdot k_{sh} \left[\left(\frac{\overline{\mu}_{en}}{\rho} \right)_{w/air} \right]_{z=2,\phi} \qquad (1)$$

where M is the instrument response in coulombs (C), corrected to a chamber air temperature of 20ºC, an ambient air pressure of 1013.25 mbar and a relative humidity of 50%.

N_K is the calibration coefficient for the radiation quality to convert the corrected instrument reading to air kerma free in air, given in Table 1.

k_{sh} is a factor which accounts for the change in the response of the ionisation chamber between calibration in air and measurement in a phantom.

$\left[(\overline{\mu}_{en}/\rho)_{w/air} \right]_{z=2,\phi}$ is the mass energy absorption coefficient ratio, water to air, averaged over the photon spectrum at 2 cm depth of water and with field diameter ϕ at the chamber.

NATIONAL PHYSICAL LABORATORY
Continuation Sheet

Absorbed dose at the phantom surface

Absorbed dose to water (or water equivalent) at the phantom surface when the surface of the phantom material is positioned at the same level as the chamber centre, $D_{w,z=0}$, can be expressed as:

$$D_{w,z=0} = M \cdot N_K \cdot B_w \left[\left(\frac{\overline{\mu}_{en}}{\rho} \right)_{w/air} \right]_{air} \qquad (2)$$

where M is the instrument response in coulombs (C) obtained with a chamber positioned in air, corrected to a chamber air temperature of 20ºC, an ambient air pressure of 1013.25 mbar and a relative humidity of 50%.

N_K is the calibration coefficient for the radiation quality to convert the corrected instrument reading to air kerma free in air, given in Table 1.

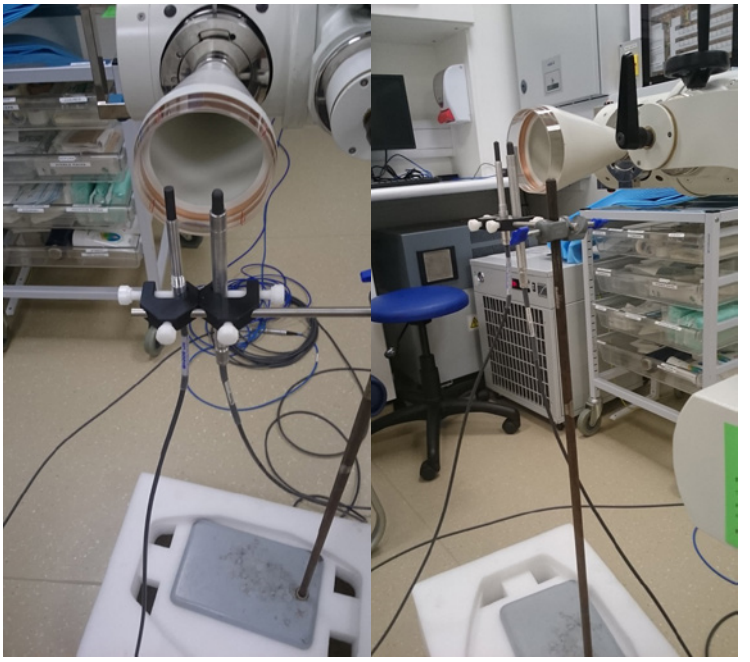
B_w is the backscatter factor, defined as the ratio of the water collision kerma at a point on the beam axis at the surface of a full scatter water phantom, to the water collision kerma at the same point in the primary beam with no phantom present for the field size and source-to-surface concerned.

$\left[(\overline{\mu}_{en}/\rho)_{w/air} \right]_{air}$ is the mass energy absorption coefficient ratio, water to air, averaged over the photon spectrum in air.

Figures 1 and 2 show the variation of the calibration coefficient N_K with quality index for qualities in the range 1.00 mm to 20.0 mm aluminium HVL. The quality index is expressed in terms of mm of aluminium HVL, shown in Figure 1, and mm of copper HVL, shown in Figure 2.

For qualities in the range 1.00 mm to 20.0 mm aluminium HVL a smooth curve has been plotted through the measured factors in Figures 1 and 2. These curves give the best estimate of the variation of calibration coefficient with x-ray quality.

Ryc. 4 *Fragment raportu kalibracyjnego NPL*
Źródło: Archiwum własne.



Ryc. 5 *Układ pomiarowy dla kalibracji krzyżowej – zestaw secondary standard vs zestaw użytkownika stosowany rutynowo*
Źródło: Archiwum własne.

Pomiar mocy dawki w powietrzu

Drugi etap dotyczy pomiaru dawki pochłoniętej w wiązce użytkownika. Na tym etapie HVL przyjmuje się za specyfikator jakości wiązki promieniowania. K_{air} jest powietrzną kermą w punkcie odniesienia w powietrzu dla danej jakości wiązki. M jest odczytem skorygowanym o temperaturę, ciśnienie, rekombinację, efekt polaryzacji i dokładność elektrometru.

Korekcja na rekombinację wynika ze zjawiska sprawności kolekcji jonów, której miarą jest ułamek ładunku mierzonego przez komorę w porównaniu z całkowitym uwolnionym ładunkiem i zależy od mocy dawki oraz potencjału przyłożonego do komory pomiarowej i jej geometrii (Pion).

$$P_{ion}(V_H) = \frac{1-\left(\frac{V_H}{V_L}\right)^2}{\frac{M^H_{raw}}{M^L_{raw}}-\left(\frac{V_H}{V_L}\right)^2} \quad (1)\ (\text{AAPM TG61})$$

Do wyznaczenia współczynnika kalibracyjnego dla komory należy również wykonać pomiary Ppol (współczynnik polaryzacyjny) i Pion (współczynnik rekombinacyjny) dla obu komór, secondary standard i stosowanej rutynowo, oraz wprowadzić korekcję między nimi. Dla pomiarów z obu pozycji komór obliczana jest średnia geometryczna (Ryc. 6).

Aby dokładnie określić dawkę pochłoniętą w powietrzu we wnęce komory jonizacyjnej, byłoby wymagane, aby wszystkie utworzone jony zostały zebrane przez elektrodę komory i podlegały detekcji. Jednak niektóre jony rekombinują z jonami o przeciwnym ładunku w drodze do elektrody zbiorczej i nie są gromadzone. Opracowane zostały modele w celu oszacowania prawdziwej liczby

Intercomparisons - (new)	
Energy	100kV
Dose	1min

	400V
Field chamber	3825
Field electrometer	
Pion (f)	0,996064381
Ppol (f)	1,003602949
%DD (f)	100,0

2° std chamber	200
2° std electrometer	
Pion (ss) (Feb 2018)	1,001
Ppol (ss) (Feb 2018)	1,006
Nk (ss)	8,98000E+07

Electrometer readings		250V
2° std chamber (Mss)	Field chamber (Mf)	Ratio Mss/Mf
nC	Gy	
8,030	17,390	0,46
8,032	17,380	0,46
8,030	17,380	
8,246	17,695	0,47
8,252	17,684	0,47
8,260	17,697	0,47
	true ratio	0,464

Measured factor	4,198
Issued factor	4,292
Difference (%)	-2,20%

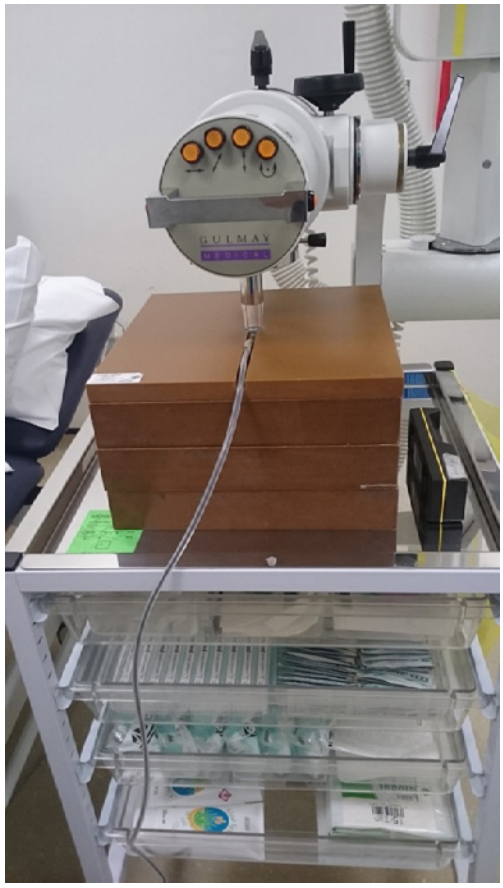
Ryc. 6 *Przykładowe wyniki dla kalibracji krzyżowej*
Źródło: Opracowanie własne.

Chamber	Energy	Pion		V-2times		-100				V-full		-200,000
200	30	1,0042		8,730	8,750	8,746	8,744			8,863	8,841	
200	60	1,0025		3,054	3,061	3,053				3,079		
200	100	1,001		3,987	3,986	3,993				4,000		
200	120	0,9998		3,608	3,615	3,613				3,610		
200	160	1,0006		4,332	4,376	4,322				4,350		
Chamber	Energy	Pion		V 2times		200				V full		400,000
3625	30	1,0005		22,370	22,360					22,400	22,400	
3625	60	1,0018		6,673	6,685	6,667				6,710		
3625	100	1,0014		8,668	8,669	8,681				8,710		
3625	120	1,0014		7,839	7,849	7,841				7,877		
3625	160	1,0018		9,541	9,538	9,535				9,590		

Ryc. 7 *Przykładowa tabela obliczania Pion*
Źródło: Opracowanie własne.

Chamber	Energy	Pion		V (+)						V (-)		-200
200	30	1,0034		8,915	8,910					8,863	8,841	
200	60	1,0047		3,108						3,079		
200	100	1,0056		4,045						4,000		
200	120	1,0076		3,657	3,673					3,610		
200	160	1,0085		4,425						4,350		
Chamber	Energy	Pion		V (+)						V (-)		-400
3625	30	1,0008		22,440	22,430					22,400	22,400	
3625	60	0,9976		6,678						6,710		
3625	100	0,9994		8,700						8,710		
3625	120	1,0002		7,881	7,879					7,877		
3625	160	1,0005		9,599						9,590		

Ryc. 8 *Przykładowa tabela obliczania Ppol*
Źródło: Opracowanie własne.



Ryc. 9 *Przykład pomiaru dla układu fantomowego*
Źródło: Archiwum własne.

utworzonych jonów z pomiarów wykonanych przy dwóch różnych napięciach. Wartość jest zwykle uzyskiwana przy użyciu normalnego napięcia zbierającego i połowy tego napięcia, a współczynnik korekcyjny obliczany zgodnie z regułą (1). Generalnie Pion jest bliski jedności, ale należy zachować ostrożność podczas pomiarów dla krótkich SSD. Jeżeli komora jonizacyjna wykazuje współczynnik korygujący Pion większy niż 1,05, niepewność pomiarów staje się niedopuszczalnie duża i powinno użyć się innej komory z mniejszym efektem rekombinacyjnym.

Efekt polaryzacyjny dla komory jest zależny od energii wiązki promieniowania. Pomiar jest wykonywany przy użyciu nominalnych wartości napięcia zasilającego komorę, ale przy przeciwnych znakach (pozytywny i negatywny). Po zmianie znaku należy pozostawić odpowiedni czas dla ustalenia równowagi w komorze jonizacyjnej dla nowego napięcia. Współczynnik korekcyjny oblicza się następująco:

$$P_{\mathrm{pol}} = \left| \frac{M^{+}_{\mathrm{raw}} - M^{-}_{\mathrm{raw}}}{2M_{\mathrm{raw}}} \right|, \quad (2)\ (\mathrm{AAPM\ TG61}).$$

W przypadku niskoenergetycznego promieniowania rentgenowskiego (< 100 kV), dozymetrię odniesienia wykonuje się w powietrzu i należy zastosować współczynnik rozproszenia wstecznego, aby uwzględnić efekt rozproszenia fantomu. W przypadku promieniowania rentgenowskiego o średniej energii potencjału (> 100 kV) można zastosować dwa różne, ale wzajemnie spójne formalizmy. Jeśli punkt zainteresowania znajduje się na powierzchni fantomu (zref = 0), pomiary należy wykonać w powietrzu i należy zastosować współczynnik rozproszenia wstecznego, aby uwzględnić efekt rozproszenia fantomu dla metody pomiarowej realizowanej w warunkach „powietrznych". Jeżeli punkt zainteresowania znajduje się na głębokości w wodzie, pomiar należy wykonać na referencyjnej głębokości (zref = 2 cm) w fantomie wodnym. Wtedy należy zastosować współczynnik korygujący, zależny od komory, na różnice między kalibracją w powietrzu a pomiarem w fantomie (metoda „fantomowa") oraz korekcje na osłonę wodoodporną, jeżeli znajduje zastosowanie (Ryc. 9).

W przypadku pomiarów wykonanych na rzecz testów akceptacyjnych i dopuszczających do użytku klinicznego oraz audytu zewnętrznego, użyto tylko warunków pomiarów w powietrzu w pełnym zakresie napięć zaimplementowanych na aparacie RTG.

Aby zastosować metodę kalibracji w powietrzu dla niskoenergetycznej energii wiązki promieniowania rentgenowskiego, głębokość referencyjna dla ustalenia dawki pochłoniętej znajduje się na powierzchni fantomu (zref = 0). Dawkę pochłoniętą do wody na powierzchni fantomu określa się zgodnie z:

Chamber in perpendicular Chamber 3625 measured on 10/10/2019
20.1cm ga with 1.5cm applicator 1.0min exposure

		40.2cm to 20c	kpt	Nk	ppol	pion	Air	BSF	(μ/ρ)air	output	ROF
30kV	0	0,000	1,01845	3,830848821	1,0008	1,000522	0	1,02	1,04	0	#DZIEL/0!
60kV	7,62	30,786	1,01845	4,336907715	0,997615499	1,001751	135,8911	1,068	1,019	145,1317	0,891
100kV	9,815	39,654	1,01845	4,246029311	0,999425947	1,001437	171,625	1,087	1,02	186,5564	0,850
120kV	9,02	36,442	1,01845	4,2005948	1,000190428	1,001447	156,1569	1,088	1,0286	169,8987	0,825
160kV	10,88	43,956	1,01845	4,177841462	1,000469239	1,001821	187,4595	1,081	1,05	202,6438	0,800

Chamber in parallel Chamber 3625 measured on 11/10/2019
parallel cł with 1.5cm applicator 1.0min exposure

		40cm to 20cm	kpt	Nk	ppol	pion	Air	BSF	(μ/ρ)air	output	diff DOKSF	ROF	diffDOKSF	104.2 cm	ching	5 appl apptoved	calc output	diffDOKSF
30kV	0		1,01839	3,830848821	1,0008	1,000522	0	1,02	1,04	0	#DZIEL/0!	#DZIEL/0!	#DZIEL/0!	#DZIEL/0!	#DZIEL/0!	0	#DZIEL/0!	#DZIEL/0!
60kV	20,51		1,01839	4,336907715	0,997615499	1,001751	90,52842	1,068	1,019	96,68436	#DZIEL/0!	0,895	-2,29%	-0,61%	3,02%	164,6601543	147,290857	1,49%
100kV	26,6		1,01839	4,246029311	0,999425947	1,001437	115,1211	1,087	1,02	125,1367	#DZIEL/0!	0,852	-3,63%	-1,40%	2,04%	220,5243339	187,9498087	0,75%
120kV	25,19		1,01839	4,2005948	1,000190428	1,001447	107,9359	1,088	1,0286	117,4342	#DZIEL/0!	0,829	-3,44%	-0,75%	2,39%	206,2872419	171,0514549	0,68%
160kV	31,82		1,01839	4,177841462	1,000469239	1,001821	135,6944	1,081	1,05	146,6857	#DZIEL/0!	0,802	-3,18%	-0,60%	2,33%	254,125191	203,7788272	0,56%

Ryc. 10 *Przykładowe obliczenia dla mocy dawki [cGy/min]*
Źródło: Opracowanie własne.

100 kV

appl	SSD	d	kV	HVL	BSF
	20	1,5	100	2,74	1,087
	20	2	100	2,74	1,114
	20	2,5	100	2,74	1,134
	20	3	100	2,74	1,153
	20	4	100	2,74	1,176
	20	5	100	2,74	1,199
	30	10	100	2,74	1,268
	30	15	100	2,74	1,295
appl 1.5	20	1	100	2,74	1,060
appl 2.0	20	1	100	2,74	1,060
	20	1,5	100	2,74	1,087
appl 2.5	20	1	100	2,74	1,060
	20	1,5	100	2,74	1,087
	20	2	100	2,74	1,114
appl 3.0	20	1	100	2,74	1,060
	20	1,5	100	2,74	1,087
	20	2	100	2,74	1,114
	20	2,5	100	2,74	1,134
appl 4.0	20	1	100	2,74	1,060
	20	1,5	100	2,74	1,087
	20	2	100	2,74	1,114
	20	2,5	100	2,74	1,134
	20	3	100	2,74	1,153
appl 5.0	20	1	100	2,74	1,060
	20	1,5	100	2,74	1,087
	20	2	100	2,74	1,114
	20	2,5	100	2,74	1,134
	20	3	100	2,74	1,153
	20	4	100	2,74	1,176
appl 10	30	3	100	2,74	1,161
	30	4	100	2,74	1,186
	30	5	100	2,74	1,211
	30	6	100	2,74	1,222
	30	8	100	2,74	1,245
	30	9	100	2,74	1,257
appl 15	30	8	100	2,74	1,245
	30	10	100	2,74	1,268
	30	11	100	2,74	1,273
	30	12	100	2,74	1,279
	30	13	100	2,74	1,284
	30	14	100	2,74	1,290

Ryc. 11 *Przykładowa tabela BSF przeliczona z AAPM TG 61*
Źródło: Opracowanie własne.

$$D_{w,z=0} = M\, N_k\, B_w\, [(\mu_{en}/\rho)_{w,air}]_{air} \quad (3),$$

gdzie:

M – odczyt komory w powietrzu ze środkiem objętości czynnej umieszczonym w punkcie pomiarowym (zref = 0), skorygowany o temperaturę, ciśnienie, rekombinację jonów, efekt polaryzacji;

N_k – współczynnik kalibracji dla kermy w powietrzu dla danej jakości wiązki;

B_w – współczynnik rozproszenia wstecznego, który odpowiada efektowi rozproszenia od fantomu (zależny od energii, wielkości pola i SSD); na potrzeby wykonywanych testów był wzięty z tabel raportu AAPM TG 61 oraz publikowanych w raportach IPEMB wraz z późniejszymi zmianami (Ryc. 11);

$[(\mu_{en}/\rho)_{w,air}]_{air}$ – stosunek masowych współczynników absorpcji energii woda/powietrze dla uśrednionego spektrum energetycznego fotonów oddziałujących w powietrzu.

Niektóre protokoły pomiarowe (np. AAPM TG61) uwzględniają także współczynnik korekcyjny – Pstem – na obecność trzonka komory jonizacyjnej w wiązce promieniowania i odpowiadający za zmianę w rozproszeniu fotonów między warunkami

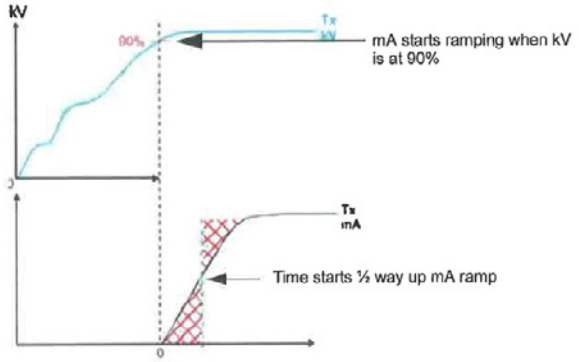
reklama

kalibracyjnymi a pomiarem, głównie wynikający ze zmiany wielkości pola. Przyjmuje się, że jest on równy jedności dla tej samej wielkości pola, która była ustawiona podczas kalibracji.

Należy pamiętać, że równanie (3) daje możliwość obliczenia dawki na powierzchni fantomu w warunkach równowagi cząstek naładowanych i przy braku zanieczyszczenia elektronami z wiązką pierwotną (tj. przy założeniu dawki = kerma). Dotyczy to zarówno stożków otwartych, jak i stożków zamkniętych.

Pomiary mocy dawki zostały wykonywane w różnych odległościach (5-20 cm od końca aplikatora) i przez różne osoby, aby potwierdzić uzyskiwane wyniki dla dawek dla różnych rozmiarów aplikatorów (1.5, 2.0, 2.5, 3.0, 4.0, 5.0, 10.0, 15.0 cm) i dla dwóch SSD (20 i 30 cm). Wszystkie pomiary przeliczono zgodnie z zasadą odwrotności kwadratów do odległości wyznaczonej przez końce aplikatorów. Dla wszystkich dostępnych aplikatorów zmierzono absolutną lub relatywną moc dawki. Relatywna moc dawki została wyznaczona dla najmniejszych wielkości pól, jako że trudno było dobrać ustawienie układu pomiarowego, aby objętość czynna komory była w całości pokryta wiązką promieniowania (komora jonizacyjna typu Farmer), a odległość nie determinowała niskiej mocy dawki, trudności w ustawieniu osiowości układu pomiarowego (źródło-aplikator-komora jonizacyjna) oraz dodatkowych rozproszeń od ścian pomieszczenia terapeutycznego. Niestety w przypadku najmniejszych wielkości pól nie można było zastosować małych detektorów, ponieważ nie są one rekomendowane dla energii kV. W przypadku pomiarów względnych mocy dawek dla małych pól, w dużym stopniu uniezależniono się od geometrii komory jonizacyjnej relatywnie dużej w stosunku do wielkości pola, wykonując pomiary w ustawieniu osi komory jonizacyjnej równolegle do osi wiązki promieniowania. Jako że jest to pomiar względny, pomiary wykonano dla małych wielkości pól promieniowania (1,5-4,0 cm) oraz pola referencyjnego (5,0 cm), a następnie po wyznaczeniu współczynników korekcji od wielkości pola zostały one użyte do obliczenia absolutnej mocy dawki w odległości SSD = koniec aplikatora.

Figure 4–1: kV Ramps to 90% of Full Scale Value



To avoid ramp up errors which can occur at kV energies, the Xstrahl range of systems operate a medical start up in which the kV rises to 90% of the required full scale value before the mA starts to ramp or rise to its required value.

Once the mA ramp is 50% complete the treatment timer will start. This enables both the kV and mA to stabilise adequately and deliver a homogenous dose.

Ryc. 12 *Graficzne przedstawienie momentu rozpoczęcia ekspozycji*
Źródło: Dokumentacja techniczna aparatu RTG.

TABLE III. Estimated combined standard uncertainty (1 σ) in D_w at the reference depth in kilovoltage x ray beams using a chamber calibrated in-air in terms of air kerma.

	Type of quantity or procedure	Uncertainty (%)	
	In-air method (for low and medium energies)		
1	N_K from standards laboratory or ADCL	0.7	
2	Effect of beam-quality difference between calibration and measurement	2.0	
3	Backscatter factor B_w	1.5	
4	$P_{\text{stem,air}}$	1.0	
5	$[(\bar{\mu}_{\text{en}}/\rho)^{\text{water}}_{\text{air}}]_{\text{air}}$	1.5	
6	In-air measurement in the user's beam	1.5	
	Combined standard uncertainty for $D_{w,z=0}$		**3.5**
7	Conversion to dose to tissue at the phantom surface	1.0	
	Combined standard uncertainty for $D_{\text{tissue},z=0}$		**3.6**
8	Determination of dose at other points in water	3.0	
	Combined standard uncertainty for $D_{w,z}$		**4.7**
	In-phantom method (for medium energies only)		
1	N_K from standards laboratory or ADCL	0.7	
2	Effect of beam-quality difference between calibration and measurement	2.0	
3	Chamber correction factor $P_{Q,\text{cham}}$	1.5	
4	Chamber waterproofing sheath correction factor P_{sheath}	0.5	
5	$[(\bar{\mu}_{\text{en}}/\rho)^{\text{water}}_{\text{air}}]_{\text{water}}$	1.5	
6	In-water measurement in the user's beam	2.0	
	Combined standard uncertainty on $D_{w,z=2\text{ cm}}$		**3.6**
7	Determination of dose at other points in water	3.0	
	Combined standard uncertainty on $D_{w,z}$		**4.7**

Ryc. 13 *Tabela przedstawiająca niepewności w pomiarach mocy dawki dla aparatu RTG*
Źródło: [3].

W pomiarach należy również uwzględnić różnicę czasu między momentem uruchomienia mechanizmu timera i czasem, gdy zostanie osiągnięte pożądane mA i kVp (Ryc. 12), lub czasem wymaganym do przejścia systemu do pozycji pracy/ekspozycji – efekt końcowy.

Mały efekt końcowy (0,5-3 s) może odgrywać znaczącą rolę w procedurze kalibracji mocy dawki, szczególnie dla małego zakresu dawek (< 3 min trwania ekspozycji). Efekt końcowy można zmierzyć dla aparatu rentgenowskiego przy użyciu graficznej metody ekstrapolacji. Graficzne rozwiązanie zerowej ekspozycji na wykresie ekspozycji w porównaniu z timerem ekspozycji daje efekt końcowy. Efekt końcowy dt może być również wyprowadzony przy użyciu równania matematycznego opisanego przez Attix:

$$\delta t = \frac{M_2\Delta t_1 - M_1\Delta t_2}{M_1 - M_2}, \qquad (4)\ \text{(AAPM TG61)},$$

gdzie
M1 i M2 to odczyty komory dla ekspozycji Δt1 i Δt2.

Coffey [3] pokazuje, że powyższe dwie metody mogą dać nieco inne wyniki. Równanie matematyczne wykorzystuje tylko dwa punkty, podczas gdy metoda graficzna – cały zakres czasowy zastosowania klinicznego. Aby zapewnić dokładność zmierzonego efektu końcowego podczas testów dopuszczających system do użytkowania klinicznego i corocznej kontroli jakości, należy stosować metodę graficzną. Metoda matematyczna może być stosowana w pomiarach miesięcznych.

Często niemożliwe jest zmierzenie kermy powietrznej bezpośrednio na końcu aplikatora. Korekcja na odległość pomiarową odbywa się zgodnie z regułą odwrotności kwadratu.

W przypadku aplikatorów zamkniętych reguła ta znajduje zastosowanie pod warunkiem, że znana jest efektywna pozycja źródła (w przypadku aparatu RTG mierzonego w CCL wszystkie aplikatory są aplikatorami otwartymi). Efektywne położenie źródła jest zasadniczo różne od położenia ogniska rentgenowskiego ze względu na rozpraszanie fotonów na końcowej płytce okna aplikatora. Efektywną pozycję źródła można określić za pomocą pomiarów wykonanych na różnych odległościach przy użyciu najmniejszej dostępnej komory, a następnie ekstrapolacja matematyczna do pozycji końca stożka.

Ocena niepewności

Ostateczna niepewność pomiaru i obliczenia dawki pochłoniętej powinna być mniejsza niż 5%. Całkowita niepewność obejmuje kilka składników. Pierwsze składowe niepewności powstają w łańcuchu kalibracyjnym łączącym kalibrację użytkownika z laboratorium wzorcowym – niepewności specyfikacji współczynnika N_K, niepewności w zakresie współczynników konwersji i korekcji, jakość wiązki. Następne składowe pojawiają się w procesie kalibracji krzyżowej pomiędzy zestawem (komora i elektrometr) secondary standard a zestawem stosowanym rutynowo w dozymetrii (N_k, P_{pol}, P_{ion}) oraz w pomiarach mocy dawki. Część kliniczna niepewności jest powiązana z obliczaniem dawki podczas planowania leczenia, ustawienia pacjenta, unieruchomieniu i leczeniu.

W tabeli z raportu AAPM TG61 wymieniono kilka składników przyczyniających się do końcowej niepewności, w tym typ A i typ B (Ryc. 13).

Summary of results and comparison with local measurements

HVL

Energy (kVp)	Host HVL	Visitor HVL	10% tolerance (± mm Al)	Agreement (visitor / host)
60	1.14 mm Al	1.17 mm Al	0.1	+2.6%
100	2.74 mm Al	2.84 mm Al	0.3	+3.6%
120	5.00 mm Al	5.02 mm Al	0.5	+0.4%
160	8.72 mm Al	8.66 mm Al	0.8	-0.7%

Output measurements

Energy (kVp)	Applicator diameter, FSD	Set time (min)	Host Dose rate (cGy/min)	Visitor Dose rate (cGy/min)	Agreement (visitor / host)
60	10cm 30FSD	1.00	74.3	76.1	+2.4%
100	10cm 30FSD	1.00	102.7	105.0	+2.2%
120	10cm 30FSD	1.00	99.3	99.7	+0.4%
160	10cm 30FSD	1.00	124.2	125.4	+1.0%

N.B. Host outputs are the average of two sets of measurements taken on 28/08/19 and 29/08/19. Machine output may have drifted since the audit measurements on 13/08/19, but this is expected to be small.

Applicator factors (relative to 10cm circle)

Energy (kVp)	Applicator diameter, FSD	Host AF	Visitor AF	Agreement (visitor / host)
60	10cm 30FSD	-	-	-
	1.5 cm 20FSD	-	2.05	-
	2.5 cm 20FSD	2.10	2.13	+1.3%
100	10cm 30FSD	-	-	-
	1.5 cm 20FSD	-	1.89	-
	2.5 cm 20FSD	1.98	2.00	+1.1%
120	10cm 30FSD	-	-	-
	1.5 cm 20FSD	-	1.82	-
	2.5 cm 20FSD	1.88	1.93	+2.7%
160	10cm 30FSD	-	-	-
	1.5 cm 20FSD	-	1.73	-
	2.5 cm 20FSD	1.82	1.84	+1.0%

N.B. Host outputs are taken as the ratio of provided dose rates for both applicators, from data acquired on 28/08/19 only.

Summary

- All HVL measurements agreed within set tolerances for each energy (10%).
- All output measurements agreed within ±2.4%, within the 3% tolerance.
- Applicator factors have not been measured locally for the 1.5cm applicator, until a 5cm circle 20FSD is available for reference. Audit values may be used for indication only. Vales for the 2.5cm circle agreed within ±2.7%, compared to a tolerance of 5%.

Signed: _____ Regina Gonzalez (MPE) Date: 16th September 2019

Signed: _____ David Eaton (MPE) Date: 16th September 2019

Ryc. 14 *Strona podsumowująca wyniki dozymetrycznego audytu zewnętrznego*
Źródło: Własne.

Audyt zewnętrzny

Po zakończeniu pakietu pomiarów dla części aplikatorów, na prośbę użytkownika został przeprowadzony przez fizyków z Guy's and St Thomas' NHS Fundation Trust. Audyt i metodologia pomiarowa opierały się na zasadach ustalonych w ramach National Audit Group G protocol for Low and Medium Energies (March 2000). Uzyskane wyniki porównano z rezultatami użytkownika i przedstawiono je w podsumowaniu raportu pomiarowego. Wszystkie wyniki spełniły kryteria przyjętych tolerancji (Ryc. 14).

Literatura

1. IPMEB 1996: *The IPEMB code of practice for the determination of absorbed dose for x-rays below 300 kV generating potential (0.035 mm Al - 4 mm Cu HVL; 10 - 300 kV generating potential)*, Physics in Medicine & Biology, 41(12).
2. IPEMB 2005: *Addendum to the IPEMB code of practice for the determination of absorbed dose for x-rays below 300 kV generating potential (0.035 mm Al-4 mm Cu HVL)*, Phys Med Biol., 50(12), 2005, 2739-2748, Epub 2005 May 25.
3. https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/epdf/10.1118/1.1374247.
4. D. Oborska-Kumaszyńska: *Radioterapia powierzchniowa i ortowoltowa*, Inżynier i Fizyk Medyczny, 3(4), 2014, 172-183.