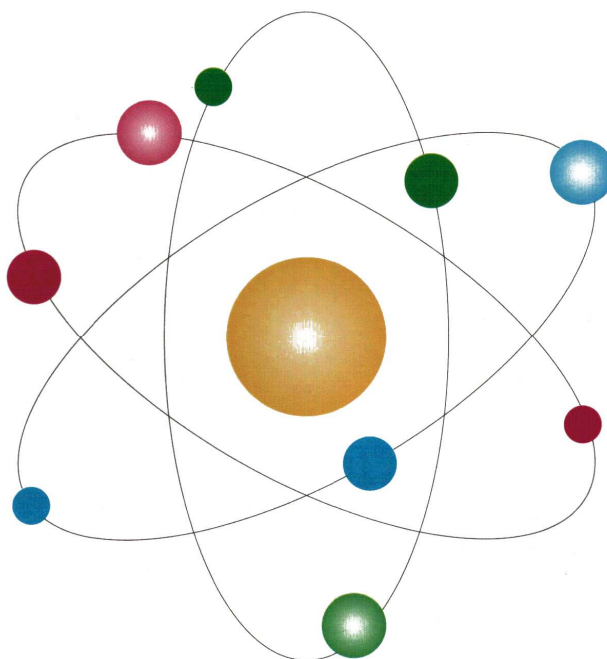




XV Spotkanie Inspektorów Ochrony Radiologicznej



Kołobrzeg 15-19.05.2012

MATERIAŁY KONFERENCYJNE

ORGANIZATOR
Stowarzyszenie Inspektorów Ochrony Radiologicznej

Poznań

PROGRAM

XV Spotkania Inspektorów Ochrony Radiologicznej

Aktualne wyzwania ochrony radiologicznej ze szczególnym uwzględnieniem działalności w medycynie

15-19.05.2012 r.

15.05.2012 WTOREK

godz.18.30 Przyjazd do Kołobrzegu
godz.19.00 KOLACJA

16.05.2012 ŚRODA

godz. 8.30 - 9.30 ŚNIADANIE
godz. 9.50 - 10.00 Otwarcie zjazdu przez Prezesa SIOR Marię Kubicką
SESJA I: Przepisy ochrony radiologicznej
Przewodniczą sesji: Maria Kubicka i Jerzy Zandberg

godz.10.00 -10.30	<u>Janusz Gromek</u> Powitanie uczestników
godz.10.30 -11.10	<u>Wiesław Gorączko</u> Rozwój energetyki jądrowej w Polsce to szansa technologicznego i ekologicznego rozwoju kraju
godz.11.10- 11.25	<u>Rafał Pietrzyk</u> Edukacja dla energetyki jądrowej na uczelniach w Polsce
godz.11.25- 11-50	<u>Piotr Możdżeń</u> <u>Dorota Wróblewska</u> Aktualne zagadnienia prawno-legislacyjne oraz organizacyjne z zakresu stosowania promieniowania jonizującego w celach medycznych
godz.11.50-12.20	<u>Marta Wasilewska-Radwańska</u> Optymalizacja narażenia radiologicznego pacjenta przy przejściu od radiologii analogowej do cyfrowej

godz.12.20-12.50 PRZERWA KAWOWA

SESJA II: Różne

Przewodniczą sesji: Patrycja Mantaj, Krzysztof Lewandowski

godz.12.50 -13.10	<u>Agnieszka Szumska</u> , <u>Maciej Budzanowski</u> , <u>Renata Kopeć</u> Dozymetria na soczewki oczu - nowa metoda i usługa pomiaru Hp(3) w LADIS
godz.13.10-13.30	<u>Krzysztof Ciupek</u> , <u>Katarzyna Wołoszczuk</u> , <u>Kamil Szewczak</u> Akredytacja stanowiska promieniowania β w LWPDiR

godz.13.30-13.50	Grażyna Krajewska, <u>Katarzyna Wołoszczuk</u> , Krzysztof Ciupek Narażenie pracowników na promieniowanie jonizujące od jodu promieniotwórczego w zakładach medycyny nuklearnej
godz.13.50-15.30	Dyskusja

godz.15.30 OBIAD

godz.16.30	Walne zebranie Członków SIOR
------------	-------------------------------------

godz.18.30 KOLACJA

17.05.2012 CZWARTEK

Sesja III: **Ochrona radiologiczna w medycynie** Przewodniczą sesji: Kinga Kapecka, Wiesław Gorączko

godz.9.30.-9.50	<u>Witold Cholewiński</u> , Aleksandra Kaczmarek, Michał Smoleń, Patrycja Mantaj, Maria Kubicka Dawki personelu bloku operacyjnego podczas iniekcji i wykonania zabiegu
godz.9.50-10.10	<u>Anna Wyszomirska</u> , L.Luniak, G.Kamieniarz, M.Ruchała, R.Kopeć R.Czepczyński, J.Sowiński, M.Budzanowski Narażenie rodziny pacjenta poddawanego badaniom PET
godz.10.10-10.40	<u>Iwona Rospond-Kubiak</u> Jarosław Kocięcki, Krzysztof Załęcki Zaćma popromienna – teoria i praktyka
godz.10.40-10.50	<u>Andrzej Woźniak</u> , Stanisław Wawryka , Ludger Sentker Brachyterapia LDR raka stercza ograniczonego do narządu. Wczesne i późne reakcje popromienne, wstępne wyniki leczenia. Czy metoda ma perspektywę na oddziałach polskiej uro-onkologii ³
godz.10.50-11.15	<u>Paweł Kukołowicz</u> Krytyczna ocena aktów prawnych dotyczących promieniowania jonizującego w medycynie

godz. 11. 30 – 12.00 Przerwa Kawowa

Sesja IV: **Bezpieczne stosowanie promieniowania jonizującego** Przewodniczą sesji: Katarzyna Gołnik, Igor Krupiński

godz.12.00-12.30	<u>Jolanta Naniewicz</u> Osłony w tomografii komputerowej – metody liczenia
godz.12:30-13.00	<u>Krzysztof Pleskot</u> Sprzęt popromienny i osłonny stosowany w medycynie i przemyśle

godz.13.00-13.30	<u>Bożydar Snopek</u> Zabezpieczenia fizyczne źródeł wysokoaktywnych w Polsce
godz.13.30-14.00	<u>Krzysztof Grześkowiak</u> Niskodawkowe CT w SPETC/CT

godz.14.00-15.00 OBIAD

Sesja V: Nowe metody odczytu dawki indywidualnej
Przewodniczą sesji: Agata Sackiewicz- Słaby, Rafał Pietrzyk

godz.15.00-15.30	<u>Anna Sas-Bieniarz</u> , M. Budzanowski, P. Bilski, A. Bubak, R. Kopeć Nowa metoda ponownego odczytu dawki w uprzednio odczytanych detektorach termoluminescencyjnych
godz.15.30-16.00	<u>Katarzyna Gołnik</u> Maria Kowalska Cytogenetyczna rekonstrukcja dawki pochłoniętej - usługa pomiarowa CLOR oraz przykłady jej praktycznego zastosowania
godz.16.30-17.00	Maciej Budzanowski, <u>Ewelina Broda</u> , Anna Bubak, Zofia Kawula, Aleksandra Kiszkurno-Mazurek, Renata Kopeć, Małgorzata Kruk, Anna Nowak, Anna Piaskowska, Anna Sas-Bieniarz, Agnieszka Szumska, Katarzyna Włodek Maksymalne dawki od promieniowania jonizującego X i gamma zmierzone w Laboratorium Dozymetrii Indywidualnej i Środowiskowej IFJ PAN w latach 2003-2011

godz. 19.00 KOLACJA

18.05.2012 PIĄTEK

godz.7.00 ŚNIADANIE

19.05.2012 SOBOTA

Zakończenie spotkania

STRESZCZENIA

<u>Janusz Gromek</u>	Prezydent Kołobrzegu
----------------------	----------------------

<u>Wiesław Gorączko</u>	Politechnika Poznańska Inspektor Ochrony Radiologicznej Edukator Energetyki Jądrowej Polskie Towarzystwo Nukleonicy
-------------------------	--

Rozwój energetyki w Polsce to szansa technologicznego i ekologicznego rozwoju kraju

Na początku prezentacji omówiono zarys Programu Polskiej Energetyki Jądrowej oraz jądrowy uranowy cykl paliwowy. Niektóre elementy łańcucha cyklu realizowane mogą być w kraju. To stwarza potencjalną szansę rozwoju technologicznego i ekologicznego. Przewiduje się, że rozwój technologiczny może przebiegać na dwóch niezależnych, choć wzajemnie uzupełniających się płaszczyznach, a mianowicie : w obszarze przemysłu i obszarze badań naukowych.

Jeżeli polski przemysł będzie chciał uczestniczyć w „projekcie jądrowym” (a takie są deklaracje), to będzie musiał spełnić bardzo ostre wymagania jakościowe i sprostać warunkom konkurencyjności na wolnym rynku. Zakłady i firmy współpracujące z producentem nuklearnym będą zmuszone zdobyć odpowiednie certyfikaty technologiczne i jakościowe. Część zainteresowanych kontraktami energetycznymi polskich firm już takowe dokumenty posiada, bowiem od wielu lat uczestniczy (jako wykonawca lub podwykonawca) w wielu projektach jądrowych w Europie. Inne – nowe na rynku – zmuszone zostaną do ich zdobycia, a zatem do znacznego rozwoju technologicznego.

Obszar nauki i badań naukowych dotyczyć może głównie technologii materiałowych, poszukiwań złóż surowców, przerobu wypalonego paliwa jądrowego, serwisowania instalacji, gromadzenia i zabezpieczenia odpadów promieniotwórczych, ochrony radiologicznej i technologii gwarantujących niezawodność i bezpieczeństwo eksploatacji reaktorów jądrowych. Pojawia się szansa synergii energetyki jądrowej i węglowej. W obszarze badań konstrukcji nowych typów turbin, kotłów i innych współpracujących systemów, spodziewamy się wykorzystania już istniejącego, bogatego dorobku polskiej nauki i techniki. Rozwój technologii jądrowych zawsze powoduje poszerzenie implementacji i akcelerację nowych metod „około nuklearnych” w przemyśle. Należy się spodziewać wykorzystania wielu naukowców, jako zaplecza eksperckiego dla instytucji pracujących dla energetyki jądrowej lub nadzorujących jej funkcjonowanie. Na wyższych uczelniach można spodziewać się wzrostu zainteresowania nowymi kierunkami i specjalizacjami zawodowymi, związanymi mniej lub bardziej ściśle z technologiami nuklearnymi. Stworzy to nowe możliwości pracy dla absolwentów.

Energetyka jądrowa jest ekologiczną dziedziną produkcji energii elektrycznej. Nie emituje CO₂ czy innych gazów cieplarnianych. Zapewnia czyste powietrze, wodę i glebę.

Jest zaprojektowana i eksploatowana tak, by była dobrym sąsiadem, przyjaznym dla ludzi i środowiska. Nie niszczy krajobrazu. Jest estetyczna i czysta, nie powoduje hałasu, ucieczki zwierząt i niszczenia roślin. Energetyka jądrowa dba o swoje odpady i zapewnia ich pełne unieszkodliwienie. Nawet likwidacja i rozbiórka elektrowni jądrowej nie stanowi dzisiaj problemu technicznego i finansowego. Wszystkie te działania wymagają odpowiedniego, wysokiego merytorycznie przygotowania kadr i rozwoju proekologicznego technologii.

Zatem bez zbędnej przesady czy megalomanii można stwierdzić, że **rozwój energetyki jądrowej w Polsce to szansa technologicznego i ekologicznego rozwoju kraju.**

<u>Rafał Pietrzyk</u>	Uniwersytet im. Adama Mickiewicza Poznań
Edukacja dla energetyki jądrowej na uczelniach w Polsce.	
<p>W ostatnim czasie projekt powstania w Polsce pierwszej elektrowni atomowej nabral tempa i istnieją już wyznaczone wstępnie daty kolejnych etapów wdrożenia inwestycji. Jednak sama elektrownia to nie wszystko, należy pamiętać że każde urządzenie potrzebuje operatora i osoby odpowiedzialnej za jego stan. Postanowiliśmy sprawdzić jak do projektu przygotowują przyszłych absolwentów polskie uczelnie wyższe. Na podstawie informacji znalezionych na stronach atom.pl postanowiliśmy zadać pytanie uczelniom tam wymienionym w jaki sposób przygotowują swoich studentów jako przyszłych pracowników energetyki jądrowej.</p>	

<u>Piotr Możdżeń</u> Dorota Wróblewska	Krajowe Centrum Ochrony Radiologicznej w Ochronie Zdrowia Łódź
Aktualne zagadnienia prawno-legislacyjne oraz organizacyjne z zakresu stosowania promieniowania jonizującego w celach medycznych	
<p>W ramach wykładu przedstawione zostaną najistotniejsze kwestie wynikające z aktualnie obowiązujących przepisów dotyczących stosowania promieniowania jonizującego w celach medycznych, a więc przepisów zamieszczonych w rozdziale 3a ustawy – Prawo atomowe z dnia 29 listopada 2000 r. (t. jedn. Dz. U. z 2012 r., poz. 264) oraz odpowiednich przepisów wykonawczych. Wśród tych ostatnich, przedmiotem szczególnej uwagi będą niektóre uregulowania rozporządzenia Ministra Zdrowia z dnia 18 lutego 2011 r. w sprawie warunków bezpiecznego stosowania promieniowania jonizującego dla wszystkich rodzajów ekspozycji medycznej (Dz. U. 2011, Nr 51, poz. 265) w ponad rok od wejścia w życie Rozporządzenia.</p> <p>Przedstawiona zostanie rola Krajowego Centrum Ochrony Radiologicznej w Ochronie Zdrowia w systemie instytucjonalno-prawnym służącym ochronie radiologicznej w medycynie, z uwzględnieniem zadań wynikających z ustawy – Prawo atomowe,</p>	

rozporządzenia Ministra Zdrowia z dnia 4 maja 2006 r. w sprawie organizacji, trybu działania i szczegółowych zadań Krajowego Centrum Ochrony Radiologicznej w Ochronie Zdrowia (Dz. U. z 2006, Nr 85, poz. 592 oraz z 2011, Nr 35, poz. 180), a ponadto przepisów resortowych Ministra Zdrowia wpływających na rzeczywistą skalę możliwych działań Centrum w organizowaniu systemu ochrony radiologicznej w Polsce, uczestniczeniu w działalności legislacyjnej, czy też w działalności związanej z interpretowaniem przepisów prawnych z tego zakresu.

Przegląd i ocena niektórych rozwiązań przyjętych w rozporządzeniu Ministra Zdrowia z 18 lutego 2011 r. zostaną zatem zaprezentowane z punktu widzenia instytucji powołanej ustawowo do monitorowania stanu ochrony radiologicznej wynikającego z medycznych zastosowań promieniowania jonizującego. Przegląd powyższy obejmował będzie również odniesienie się do najistotniejszych - z dotychczas zgłoszonych - propozycji, zmian Rozporządzenia, w szczególności do pojawiających się propozycji jego zmian w kierunku ograniczenia wymagań dla podmiotów stosujących promieniowanie jonizujące w zakresie stomatologii.

W ramach prezentacji przybliżone zostaną organizacyjno-prawne ramy działalności komisji do spraw procedur i audytów klinicznych zewnętrznych, zobowiązanych ustawowo do opracowania wzorcowych procedur radiologicznych. Zaprezentowane zostanie ponadto podsumowanie dotychczasowej działalności komisji, w szczególności aktualny stan realizacji powyższego obowiązku przez komisje oraz znaczenie obowiązywania wzorcowych procedur radiologicznych w kontekście przepisów prawnych z zakresu stosowania promieniowania w celach medycznych.

W uzupełnieniu prezentacji, skierowana zostanie również uwaga na inne przepisy prawne pozostające w relacji do przepisów z zakresu stosowania promieniowania jonizującego i mające wpływ na ich spójną interpretację lub stosowanie. Wskazane zostaną także przepisy aktów wykonawczych z zakresu stosowania promieniowania w medycynie, których zmiana wydaje się niezbędna, a jest zależna od nowelizacji odpowiednich przepisów ustawy – Prawo atomowe.

<p><u>Marta Wasilewska- Radwańska</u></p>	<p>¹Akademia Górniczo-Hutnicza Kraków ²Sekcja Radiobiologii i Higieny Radiacyjnej Komitet Fizyki Medycznej, Radiobiologii i Diagnostyki Obrazowej Wydział V Nauk Medycznych PAN Kraków</p>
<p align="center">Optymalizacja narażenia radiologicznego pacjenta przy przejściu od radiologii analogowej do cyfrowej</p>	
<p>Od kilku lat nastąpił bardzo szybki rozwój technologii obrazowania cyfrowego w diagnostyce rentgenowskiej. Jeszcze kilkanaście lat temu stosowano kliszę z ekranem wzmacniającym (obrazowanie typu F/S → Film/Screen). Obecnie najbardziej popularna jest technika CR (Computed Radiography), która może być zastosowana w istniejących urządzeniach rentgenowskich poprzez zastąpienie kasety z filmem panelem np. GdS lub CsI, rejestrującym obraz, który następnie jest odczytywany przez skaner CR, zapewniający skanowanie płyt obrazowych (pośrednia akwizycja</p>	

obrazów) z rozdzielczością minimalną 100µm. Jednak technika DR (Direct Radiography), umożliwiająca bezpośrednią akwizycję obrazów jest coraz częściej stosowana ze względu na możliwość pozbycie się kaset czy paneli.

Przejsie od techniki analogowej (klisze) do cyfrowej CR lub DR wymaga uwzględnienia optymalizacji dawki otrzymywanej przez pacjenta w czasie badania.

W tym celu AAPM zaproponowało wprowadzenie wskaźnika ekspozycji dla detektora, odpowiadającego wskaźnikowi dawki detektora (DDI – Detector Dose Indices), który musi podlegać kalibracji (cechowaniu).

Zalecenia dotyczące optymalizacji narażenia radiologicznego pacjenta przedstawione zostały według IAEA-TECDOC-1667, który IAEA opracowała w ramach koordynowanego projektu badawczego, w którym uczestniczyły cztery szpitale.

Dawka wejściowa ESD (Entrance Surface absorbed Dose) obliczana była z wyników pomiaru kermy (ESAK -Entrance Surfach Air Kerma). Badania kontrastu, stosunku sygnału do tła (SNR-Signal to Noise Ratio) i rozdzielczości przestrzennej wykonywano na fantomie dla urządzeń typu CR oraz DR.

Uzyskane wyniki wykazały, że przejście od radiologii analogowej do cyfrowej (zarówno CR, jak i DR) wymaga specjalnego przeszkolenia personelu nie tylko w obsłudze urządzenia, ale też w optymalizacji dawki otrzymywanej przez pacjenta.

Bibliografia

- [1] Fundamental Safety Principles: Safety Fundamentals, IAEA Safety Standards Series No. SF-1, IAEA, Vienna 2006
- [2] International Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources, Safety Series No.115, IAEA, Vienna 1996
- [3] Applying Radiation Safety Standards in Diagnostic Radiology and Interventional Procedures Using X Rays, IAEA, Safety Report Series No.39, IAEA, Vienna 2006
- [4] Radiological Protection for Medical Exposure to Ionizing Radiation, IAEA Safety Standards Series No. RS-G-1.5, IAEA, Vienna, 2002
- [5] NG, K-H, Rehani, M.M., X ray imaging goes digital, BMJ 333 (2006) 765-766
- [6] IAEA-TECDOC-1667, Avoidance of Unnecessary Dose to Patients While Transitioning from Analogue to Digital Radiology, IAEA , Vienna 2011
- [7] Wieczorek, A., Optymalna finansowo i użytkowo konfiguracja cyfrowego aparatu DR z wykorzystaniem technologii CR, Inżynier Medyczny, vol.1, 1 (2012) 15-16
- [8] AAPM, An Exposure Indicator for Digital Radiography, report 116, College Park , MD, 2009

Agnieszka Szumska
Maciej Budzanowski
Renata Kopec

Instytut Fizyki Jądrowej
Laboratorium Dozymetrii Indywidualnej
i Środowiskowej IFJ PAN
Kraków

Dozymetria na soczewki oczu – nowa metoda i usługa pomiaru $H_p(3)$ w LADIS

W ostatnich latach zaobserwowano wzrost zainteresowania oceną dawek na soczewki oczu w radiologii interwencyjnej, ze względu na fakt, że zaćma może być indukowana przez dawki promieniowania na poziomie niższym niż dotychczas sądzono. Ostatnie badania epidemiologiczne wykazały, że dawki mniejszej niż 0,5 Gy mogą powodować zaćmę, podczas gdy inne badania sugerują nawet, że nie istnieje taki próg dawki.

W odpowiedzi na nowe dane, ICRP wydała oświadczenie zalecające zmniejszyć limit dawki soczewki oka z 150 mSv do 20 mSv. Zalecenie to zostanie przejęte jako podstawowa norma bezpieczeństwa a poprzez UE stanie się wymogiem prawnym. Z tego powodu pomiar dawek na soczewki oczu, w niektórych przypadkach będzie konieczny.

Indywidualne dozymetry osobiste noszone na tułowie Hp(10) czy dawkomierze pierścionkowe Hp(0,07) nie dają możliwości poprawnego zmierzenia dawki na soczewki oka. Detektory oczne pozwalają na precyzyjne pomiary dawek promieniowania na soczewki oczu Hp(3), również w przypadku stosowania okularów ochronnych. W ramach projektu ORAMED opracowano pierwszy dawkomierz specjalnie przeznaczony do pomiarów Hp(3). Dawkomierz ten spełnia wszystkie wymagania dotyczące stosowania go w dozymetrii w radiologii zabiegowej.

W LADIS od lutego 2012 wprowadzono pomiar dawek Hp(3) na soczewki oczu.

Krzysztof Ciupek Katarzyna Wołoszczuk Kamil Szewczak	Centralne Laboratorium Ochrony Radiologicznej Warszawa
Akredytacja stanowiska promieniowania β w LWPDiR	
<p>Prawidłowy wybór i stosowanie odpowiednich dawkomierzy odgrywa podstawową rolę w jakości pomiarów wykonywanych dla potrzeb monitoringu indywidualnego lub środowiska, w tym w miejscu pracy. Dawkomierze powinny posiadać odpowiednie parametry metrologiczne dla typu i energii promieniowania. Zgodnie z krajowymi przepisami legislacyjnymi, każdy dawkomierz niewyposażony w źródło kontrolne, powinien być wzorcowany raz w roku (przed pierwszym zastosowaniem a następnie okresowo). Aktualnie, żadne krajowe Laboratorium Wzorcujące nie dysponuje akredytowanymi procedurami w zakresie pomiarów mocy dawek i dawek promieniowania beta. W Polsce zatem, dozymetria indywidualna personelu pracującego w narażeniu na promieniowanie prowadzona jest głównie dla dawki pochłoniętej od promieniowania gamma. W związku z powyższym, Laboratorium Wzorcowania Przyrządów Dozymetrycznych i Radonowych (LWPDiR) w CLOR, zakupiło wzorzec wtórny promieniowania beta BSS 2 (Beta Secondary Standard) produkcji QSA Global GmbH. Stanowisko to wyposażone jest w źródła:</p> <ul style="list-style-type: none">- Pm-147 o średniej energii promieniowania beta równej 0,06MeV- Kr-85 o średniej energii promieniowania beta równej 0,24MeV- Sr-90/Y-90 o średniej energii promieniowania beta równej 0,8MeV <p>W celu polepszenia parametrów wiązki promieniowania beta, do każdego źródła dołączony jest odpowiedni filtr. Stanowisko BSS 2 posiada zautomatyzowany panel sterowany przez operatora przy pomocy komputera. Oprogramowanie wraz z uaktualnianymi przez PTB (Physikalisch-Technische Bundesanstalt) współczynnikami kalibracji umożliwia prawidłowy odczyt pochłoniętej mocy dawki/dawki zgodnie z obowiązującymi normami ISO. Obecnie Laboratorium Wzorcowania Przyrządów Dozymetrycznych i Radonowych uzyskało nowe świadectwa kalibracji źródeł i przymierza się do zorganizowania porównań międzylaboratoryjnych w zakresie mocy dawki promieniowania beta (wymogi akredytacyjne Polskiego Centrum Akredytacji). W czasie wystąpienia przedstawione zostaną wyniki dotychczasowych prac jak i harmonogram działań mających na celu uzyskanie akredytacji PCA.</p>	

Grażyna Krajewska <u>Katarzyna Wołoszczuk</u> Krzysztof Ciupek	Centralne Laboratorium Ochrony Radiologicznej Warszawa
NARAŻENIE PRACOWNIKÓW NA PROMIENIOWANIE JONIZUJĄCE OD JODU PROMIENIOTWÓRCZEGO W ZAKŁADACH MEDYCZYNY NUKLEARNEJ	
<p>CLOR wykonuje pomiary na zawartość promieniotwórczego jodu I-131 w tarczycy u pracowników Zakładów Medycyny Nuklearnej w Polsce od 1997 r. W tych placówkach medycznych prowadzone są badania diagnostyczne - scyntygraficzne badania obrazowe tarczycy, wychwyty tarczycowy, oznaczanie poziomu hormonów tarczycowych, badania obrazowe serca i nerek (także z użyciem izotopu technetu) oraz izotopowe badania terapeutyczne - leczenie schorzeń tarczycy, w tym nowotworów tego gruczołu.</p> <p>Pomiary radiojodu są wykonywane przy użyciu przenośnego zestawu spektrometru promieniowania gamma (prod. Canberra-Packard), składającego się z detektora NaI(Tl) 3x3 cale oraz analizatora wielokanałowego Canberra UniSPEC z systemem analizy widma Genie-2000. Minimalna mierzalna aktywność (MDA) zestawu pomiarowego, zależna od warunków pomiarowych w konkretnym zakładzie medycyny nuklearnej, wynosi 10 – 50 Bq (dla standardowego czasu pomiarowego 300 sekund).</p> <p>W latach 2008 -2011 wykonano pomiary zawartości I-131 (oraz Tc-99m) w dziesięciu placówkach medycznych w Polsce. Personel tych placówek, podzielony umownie, w zależności od czynności jakie wykonuje z izotopami promieniotwórczymi, na pracowników technicznych (badania diagnostyczne), medycznych (lekarze, pielęgniarki) i pomocniczych (salowe, sprzątające), wykazuje obecność radiojodu (oraz technetu) w tarczycy.</p> <p>Średnia zmierzona aktywność w tarczycy pracowników zakładów medycyny nuklearnej wyniosła 600 Bq (zakres 50 Bq – 70 kBq). Średnia i zakres aktywności I-131 wyniósł odpowiednio 1500 Bq (100 Bq – 70 kBq), 400 Bq (30 Bq – 3000Bq), 150 Bq (50 Bq - 1000Bq) dla grupy pracowników technicznych, medycznych i pomocniczych. Nie stwierdzono istotnych korelacji pomiędzy poziomem zawartości I-131 a kategorią zawodową pracowników. Jednakże personel z grupy pracowników technicznych wykazuje wyższy poziom radiojodu w porównaniu z pracownikami pomocniczymi. Na bazie pomiarów dokonano oceny narażenia od wchłonięć jodu promieniotwórczego, licząc roczne dawki skuteczne od wchłoniętego I-131 u pracowników. Obliczenia dawek przeprowadzono przy założeniu, że maksymalna dawka skuteczna narażonych pracowników nie może przekroczyć 20 mSv/rok. Wartość średnia dawki skutecznej wynosi poniżej 50% limitu 20 mSv.</p>	

Witold Cholewiński, Aleksandra Kaczmarek, Michał Smoleń, Patrycja Mantaj, Maria Kubicka	Wielkopolskie Centrum Onkologii Poznań
Dawki personelu bloku operacyjnego podczas iniekcji i wykonania zabiegu	
<p>Radioizotopowe metody lokalizacji węzła wartownika – ocena narażenia na promieniowanie jonizujące pacjenta oraz pracowników zakładu medycyny nuklearnej, oddziału chirurgii i bloku operacyjnego.</p> <p>Radioizotopowa lokalizacja węzła wartownika stała się obecnie standardową metodą postępowania w leczeniu operacyjnym raka piersi i czerniaka złośliwego. Technika ta pomimo typowego dla medycyny nuklearnej stosowania radiofarmaceutyku jest metodą multidyscyplinarną, wymagającą zaangażowania personelu nie tylko medycyny nuklearnej. Ze względu na liczbę wykonywanych procedur i zaangażowanie pośrednie i bezpośrednie personelu nie będącego pracownikami standardowo objętymi monitoringiem narażenia na promieniowanie jonizujące, ocena potencjalnego narażenia na promieniowanie wydaje się być istotna z punktu widzenia planowania tego rodzaju procedur.</p> <p>Ocenę średniego narażenia na promieniowanie jonizujące przeprowadzono na podstawie 10 losowo wybranych pacjentów leczonych w Wielkopolskim Centrum Onkologii, śledząc procedurę od przygotowania radiofarmaceutyku, poprzez podanie znacznika, do zabiegu operacyjnego zakończonego pobraniem materiału do badania histopatologicznego. Monitoringiem objęto personel zakładu medycyny nuklearnej, chirurgii oraz bloku operacyjnego. Przeprowadzono również analizę narażenia pacjenta poddanego badaniu oraz innych pacjentów przebywających w czasie procedury w oddziale chirurgii.</p>	

Anna Wyszomirska ^{1),2)} , Luniak L ³⁾ , Kamieniarz G ³⁾ , Ruchała M ²⁾ , Kopeć R ⁴⁾ , Czepczyński R ^{1),2)} , Sowiński J ²⁾ , Budzanowski M ⁴⁾	¹⁾ Pracownia PET-CT, Euromedic Wielkopolskie Centrum Medyczne w Poznaniu, ²⁾ Klinika Endokrynologii, Uniwersytet Medyczny im. K. Marcinkowskiego w Poznaniu, ³⁾ Zakład Fizyki Komputerowej, Wydział Fizyki, Uniwersytet im. Adama Mickiewicza w Poznaniu, ⁴⁾ Laboratorium Dozymetrii Indywidualnej i Środowiskowej, Instytut Fizyki Jądrowej w Krakowie
Dawki otrzymywane przez rodziny pacjentów poddanych badaniu PET-CT	
Wstęp W ochronie radiologicznej wielkości opisujące dawkę można podzielić na	

normatywne, które charakteryzują ryzyko dla zdrowia organizmu (nie można wyznaczyć ich w drodze bezpośredniego pomiaru) oraz stosowane w celach praktycznych – wielkości operacyjne (wyznaczane w drodze pomiaru). Znane są jedynie teoretyczne dawki dla rodzin pacjentów poddawanych badaniom PET-CT, a w światowej literaturze dostępne są pomiary mocy dawki mierzone w otoczeniu pacjentów po podaniu 18F-FDG.

Cel pracy

Celem pracy było zmierzenie dawek promieniowania jonizującego, jakie otrzymują członkowie rodzin pacjentów poddawanych badaniu PET-CT z zastosowaniem radiofarmaceutyku 18F-FDG.

Materiał i metodyka

Eksperymentalne pomiary indywidualnego równoważnika dawki głębokiej Hp(10), który stanowi konserwatywne przybliżenie dawki efektywnej na całe ciało, wykonane zostały przy użyciu wysokoczułych detektorów termoluminescencyjnych MCP-N (LiF:Mg,Cu,P) w kasetach dozymetrycznych typu DI-02. Główny pomiar dotyczył dawki, jaką otrzymują osoby z otoczenia pacjenta po podaniu substancji promieniotwórczej. Grupę badawczą stanowiło 30 osób będących członkami rodzin pacjentów. Do pomiarów kwalifikowano osoby, które przybyły na badanie wraz z pacjentami do pracowni PET-CT, deklarowały przebywanie przez ok. 24 godziny po badaniu w bliskiej odległości od pacjentów, byli członkami najbliższej rodziny pacjentów (małżonkowie, dzieci). Czas pomiaru wynosił 24 godziny. Wykonano także pomiary mocy równoważnika dawki w odległości 1 metra od pacjenta, 90 minut po podaniu 18F-FDG. W celach kontrolnych wykonano również pomiar dawki otrzymywanej przez samego pacjenta.

Wyniki

Średnia wartość zmierzonego indywidualnego równoważnika dawki Hp(10) dla członków rodzin pacjentów wynosiła $0,24 \pm 0,04$ mSv. Teoretyczne oszacowane wartości dawki na całe ciało dla członków rodziny pacjenta, w stałej odległości od źródła wynoszącej 1 metr oraz 0,5 m są kilkakrotnie wyższe od średniej wartości zmierzonej na całe ciało. Średnie wartości tych dawek wynoszą odpowiednio $0,83 \pm 0,15$ mSv oraz $3,31 \pm 0,59$ mSv.

Iwona Rospond-Kubiak

Jarosław Kocięcki, Krzysztof Załęcki

Szpital Kliniczny

Przemienienia Pańskiego

Uniwersytetu Medycznego

Katedra i Klinika Okulistyki UM w Poznaniu

Zaćma popromienna – teoria i praktyka

Na podstawie przeglądu dostępnego piśmiennictwa autorzy analizują współczesne poglądy na etiopatogenezę zaćmy popromiennej oraz dyskutują dawki graniczne dla personelu zawodowo narażonego na promieniowanie jonizujące. Przedstawione zostaną także dostępne obecnie techniki chirurgiczne usunięcia zaćmy oraz możliwe powikłania pooperacyjne.

<p>Andrzej Woźniak¹, Stanisław Wawryka², Ludger Sentker³</p>	<p>¹ Pracownia Leczenie Raka Prostaty Metodą Brachyterapii LDR w Jastrzębiu Zdroju ² Oddział Urologii Wojewódzkiego Szpitala Specjalistycznego Nr 2 w Jastrzębiu Zdroju ³ Urologische Gemeinschaftspraxis, Sinsheim (Niemcy)</p>
<p align="center">Brachyterapia LDR raka stercza ograniczonego do narządu. Wczesne i późne reakcje popromienne, wstępne wyniki leczenia. Czy metoda ma perspektywę na oddziałach polskiej uro-onkologii³</p>	
<p>Wprowadzenie: Leczenie wczesnych postaci raka stercza promieniami jonizującymi stanowi od lat alternatywę dla technik operacyjnych. Rozwój technologii radioterapeutycznych ostatniego dwudziestolecia pozwala coraz precyzyjniej aplikować wysoką dawkę promieni, skuteczną w eradykacji komórek nowotworowych stercza. Oprócz polepszonych metod naświetlania z zewnątrz czy usprawnionej techniki Brachyterapii HDR, powróciła prawie po stu latach przerwy do palety leczenia promieniami znacznie wygodniejsza w zastosowaniu i równie skuteczna co inne, jednak niosąca znacznie mniejsze ryzyko powikłań, <u>Brachyterapia LDR</u>.</p> <p>Cel pracy: skuteczności terapii pod względem okresu przeżycia jest ze względu na krótki czas obserwacji niemożliwa. Dodatkowo, chwilowe włączenie terapii hormonalnej, u części pacjentów oczekujących na zabieg, i znajdujących się Ocena wymagań techniki i logistyki postępowania w Brachyterapii LDR, radiobiologicznych przesłanek i ryzyka komplikacji oraz wyników leczenia (w tym badań międzynarodowych) w celu określenia tej metody jako alternatywy w leczeniu raka stercza.</p> <p>Materiał i metody: W okresie sierpnia 2009 do grudnia 2011 implantowano u 50 pacjentów radioaktywne źródła (<u>seeds, Jod¹²⁵</u>, średnia aktywność źródeł 0,75 mCi) <u>27</u> pacjentów należało do grupy niskiego ryzyka (LR), <u>18</u> do grupy średniego ryzyka (MR), a <u>4</u> pacjentów do grupy wysokiego ryzyka (HR). <u>1</u> pacjent poddany został „ratującej Brachyterapii” (salvage brachytherapy), po biochemicznej wznowie w trakcie terapii hormonalnej. Brachyterapii LDR towarzyszyła często kombinacja z terapią hormonalną, głównie u pacjentów z MR i HR. Czas trwania zabiegu wynosił 40-60 min.</p> <p>Wyniki: U żadnego z pacjentów nie stwierdzono wzrostu PSA sugerującego wznowę, jednak ocena w wyższym niż LR stadium ryzyka, utrudnia analizę wolnego od biochemicznej wznowy czasu. Wczesne, przejściowe reakcje popromienne w stadium CTC -1 wystąpiły u 27 pacjentów (54%), CTC-2 u 4 pacjentów (8%). Wczesne radiogenne komplikacje w stadium CTC-3 lub CTC-4 nie wystąpiły (0%). Nieradiogenne komplikacji nie zaobserwowano (0%). Późne, nie obserwowane dotychczas przy zastosowaniu Brachyterapii LDR reakcje popromienne, wymagają osobnej, niż dotychczas przez radioterapię przyjętej definicji.</p>	

Wnioski:

Retrospektywne analizy przeprowadzonych zabiegów Brachyterapii LDR w wielu centrach na świecie potwierdzają wysoką skuteczność metody Brachyterapii LDR w leczeniu ograniczonego do narządu raka stercza. Radiobiologiczna przewaga niskiej mocy dawki (LDR) pozwala ograniczyć ryzyko popromiennych komplikacji do minimum.

Brachyterapia LDR jest sprawdzoną metodą leczenia, mogącą dzięki nieskomplikowanej logistyce, uzupełnić katalog usług oddziałów urologicznych i onkologicznych w Polsce, pozwalając pacjentom już następnego dnia po zabiegu na prowadzenie normalnego prywatnego i zawodowego życia.

Paweł Kukołowicz

**Zakład Fizyki Medycznej,
Centrum Onkologii-Instytut,
Warszawa
Prezes Polskiego Towarzystwa
Fizyki Medycznej**

Krytyczna ocena aktów prawnych dotyczących promieniowania jonizującego w medycynie

W prezentacji ocenione zostaną dwa rozporządzenia: z dnia 7 kwietnia 2006 r. w sprawie minimalnych wymagań dla zakładów opieki zdrowotnej ubiegających się o wydanie zgody na prowadzenie działalności związanej z narażeniem na promieniowanie jonizujące w celach medycznych, polegającej na udzielaniu świadczeń zdrowotnych z zakresu radioterapii onkologicznej oraz rozporządzenia z dnia 18 lutego 2011 roku w sprawie bezpiecznego stosowania promieniowania jonizującego dla wszystkich rodzajów ekspozycji medycznych. W swojej prezentacji skupię się szczególnie na zagadnieniach związanych ze stosowaniem promieniowania jonizującego do celów terapeutycznych. W rozporządzeniu z 18 lutego 2011 roku w bardzo elegancki i właściwy sposób zostały określone warunki bezpiecznego stosowania promieniowania jonizującego. Rozporządzenie do najważniejszych zalicza właściwą strukturę organizacyjną i wyposażenie jednostki ochrony zdrowia, właściwy dobór, liczbę i kwalifikacje personelu oraz przestrzeganie ustalonego regulaminu pracy, procedur dotyczących jakości i kontroli tej jakości. W dalszej części rozdziału ta ogólna myśl jest szczegółowo rozwijana. Rozporządzenie z 2006 roku mówiąc o minimalnych wymaganiach w sposób naturalny sposób określa minimalne wymagania, jakie powinna spełniać jednostka co do personelu i wyposażenia.

Zasadniczą wadą dokumentu z 2011 roku jest przemieszanie zapisów ważnych i zbyt szczegółowych lub wręcz takich, które zwyczajnie nie powinny się znaleźć w tym dokumencie. W paragrafie 34 wskazuje się, że podjęcie leczenia musi poprzedzić przygotowanie planu leczenia zawierającego dane niezbędne do prawidłowej realizacji napromieniania. To ważne i istotne wymaganie. W tym samym paragrafie w sposób szczegółowy określone zostały wymagania dotyczące planowania trójwymiarowego. Pomimo, że zapis jest nowy to już dzisiaj należy go uznać za nie pasujący do szybko rozwijającej się radioterapii. Podobnych niedoskonałości polegających na pomieszaniu właściwie sformułowanych, ogólnych wymagań z wymaganiami szczegółowymi jest w tekście bardzo dużo. Dokument niemal nie zauważa nowych technologii i metod terapeutycznych. Tylko w jednym paragrafie (zresztą nie bardzo wiadomo dlaczego) pojawiają się wiązki jonów! Na szczęście te słabości rozporządzenia z 18 lutego mają dość niewielki wpływ na bezpieczeństwo pacjentów. Znacznie poważniejsze konsekwencje dla rozwoju radioterapii w Polsce mają braki rozporządzenia z 2006 roku. Minimalne wymagania dla zakładów opieki zdrowotnej ubiegających się o wydanie zgody na

prorowadzenie działalności związanej z narażeniem na promieniowanie jonizujące w celach medycznych nie obejmują np. zapisów dotyczących nowych technologii, np. radiochirurgii realizowanej z użyciem takich urządzeń jak Cyber Knife i Gamma Knife. Nie ma również żadnych szczególnych wskazówek dla tomoterapii. Jak bolesne są te zaniedbania wiedzą wszyscy, którzy próbują uzyskać pozwolenie na stosowanie tych urządzeń. W końcu chciałbym zwrócić uwagę na zupełnie kuriozalny zapis umieszczony w paragrafie 9 a dotyczący sytuacji, w której wyniki testów eksploatacyjnych przekraczają wartości graniczne. W takiej sytuacji wg. rozporządzenia niedopuszczalne jest stosowanie urządzeń radiologicznych! To pozorna dbałość o bezpieczeństwo pacjentów. W konsekwencji odpowiedzialni za przygotowanie rozporządzenia uważają za zasadne całkowite unieruchomienie przyspieszacza liniowego, w której dla jednej z 8 generowanych wiązek terapeutycznych stwierdzono w jednym teście przekroczenie wartości granicznych. Z doświadczenia wiemy, że z taką sytuacją spotykamy się nie tak rzadko, np. dla wiązek elektronów o wysokiej energii, które są stosowane klinicznie jedynie dla kilku pacjentów w roku. Z całą pewnością takie zapisy nie służą bezpieczeństwu pacjentów. W tym jednak przypadku można próbować poszukiwać usprawiedliwienia dla tego wadliwego zapisu. W innych miejscach, jak na dłoni widać, pozamerytoryczne przesłanki do zapisania wymagań w taki a nie inny sposób. Znana historia kojarzona z zapisem „i czasopisma” również w rozporządzeniu z 18 lutego ma swoje miejsce.

<u>Jolanta Naniewicz</u>	RTA VC, Warszawa
Metody obliczania osłon stałych dla pracowni tomografii komputerowej	
<p>W czasie badań diagnostycznych oraz symulacji metodą techniką tomografii komputerowej wiązka pierwotna jest kierowana wyłącznie w stronę pacjenta. Osłonność ścian ma zabezpieczać miejsca przebywania osób w sąsiedztwie tomografu komputerowego wyłącznie przed promieniowaniem rozproszonym od ciała pacjenta i promieniowaniem ubocznym, pochodzącym z głowicy urządzenia.</p> <p>W obliczeniach można posłużyć się szczegółowymi wzorami, podanymi w literaturze źródłowej. Najnowsze rozwiązania technologiczne, stosowane w tomografach komputerowych, są omówione i uwzględnione we wzorach w opracowaniu Amerykańskiej Komisji ds. Ochrony Radiologicznej i Pomiarów – NCRP 147.</p> <p>Współczesne tomografy wyposażone są w obracającą się wokół osi stołu pacjenta lampę rentgenowską, która generuje wachlarzową wiązkę, kolimowaną do nominalnej szerokości T_b (podawana w centymetrach) w osi obrotu. Typowe napięcia stosowane podczas procedur CT mieszczą się w zakresie 120 – 140 kV_p; wiąże się to z powstawaniem stosunkowo wysokich dawek promieniowania rozproszonego w otoczeniu urządzenia i odpowiednimi wymaganiami dla osłon.</p> <p>W trybie badania diagnostycznego pacjenta z zastosowaniem skanów spiralnych pacjent na stole przesuwany jest wzdłuż osi obrotu lampy ze stałą prędkością v. Wiązka promieniowania podąża wzdłuż linii śrubowej na powierzchni cylindrycznego fantomu; czas obrotu lampy τ o 360° jest mniejszy lub równy 1 s.</p>	

Jeśli czas przesunięcia pacjenta na stole przypadający na obrót gantry $b = vt$ jest większy niż nominalna szerokość wiązki T_b , skok spirali dla danej sekwencji badania ($p = b/T_b$) jest większy od jedności.

W skanerze jednowarstwowym nominalna szerokość wiązki (grubość warstwy) zmienia się w zakresie 1 – 10 mm. W skanerze wielowarstwowym czy wielorzędowym nominalna szerokość wiązki może wynosić 40mm lub więcej i zawierać n warstw

W skanerze wielowarstwowym/wielorzędowym stosuje się pierścieni detektorów, które mogą zarejestrować większą liczbę obrazów częściowych w czasie jednego obrotu; przekroje takie są cieńsze niż nominalna szerokość kolimowanej wiązki.

W nowych aparatach do wielorzędowej tomografii komputerowej, uzyskane dane zostają zapisywane cyfrowo w sposób ciągły, gdyż aparaty te zapewniają uzyskanie tak zwanego spiralnego skanu objętościowego. Następnie można je poddać wtórnym rekonstrukcjom z użyciem następujących technik graficznych:

- **MIP** (*maximum intensity projection*) – projekcja największych natężeń, wykorzystywana w obrazowaniu [naczyń krwionośnych](#).
- **MPR** (*multiplanar reformed reconstruction*) – rekonstrukcja w dowolnej płaszczyźnie, umożliwiająca ocenę przekrojów naczyń, mięśnia sercowego, zastawek serca
- **VR** (*volume rendering*) – rekonstrukcja objętościowa, umożliwiająca uzyskanie trójwymiarowych obrazów, pozwalające na odwzorowanie stosunków [anatomicznych](#), na przykład odwzorowanie przebiegu naczyń
- **SSD** (*shaded surface display*) – rekonstrukcje powierzchniowe, w których obraz tworzony jest z powierzchniowych [pikseli](#) o największym stopniu pochłaniania
- **wirtualna endoskopia** - pozwalająca na odwzorowanie narządów *od wewnątrz* na przykład:
wirtualna kolonoskopia
wirtualna bronchoskopia
wirtualna angiostkopia - na przykład [koronarografia TK](#)

W dozymetrii służącej do pomiaru dawki promieniowania rozproszonego wokół ciała pacjenta poddawanego diagnostyce metodą tomografii komputerowej stosuje się standardowe fantomy akrylowe głowy i ciała o średnicy 16 i 32 cm i długości ok. 15 cm.

Tomografia komputerowa obecnie rozwija się bardzo szybko, wiele danych istotnych do obliczenia obciążenia dawką w otoczeniu urządzenia można uzyskać dla określonych procedur bezpośrednio z monitora urządzenia. W wielu tomografach na monitorze wyświetlany jest już wskaźnik dawki $CTDI_{vol}$ lub wartość DLP (dose-length product), gdzie:

$$DLP = CTDI_{vol} \times L$$

Oraz

$$CTDI_{vol} = 1/3 CTDI_{100,central} + 2/3 CTDI_{100,Peryt}/p$$

Gdzie długość skanowania pacjenta dana jest przez:

$$L = N_R \times b$$

Preferowanym podejściem do obliczania realnej dawki tygodniowej w osłanianych punktach jest metoda DLP z uwzględnieniem realnej liczby procedur specyficznych dla danego ośrodka niż posługiwanie się wskaźnikiem CTDI₁₀₀.

Istotne jest również samo pojęcie procedury. Niektóre z nich prowadzone są łącznie w czasie tego samego badania, dla tego samego pacjenta, np. CT jamy brzusznej łączone z CT klatki piersiowej. W związku z tym w obliczaniu tygodniowego obciążenia dawką osłon aparatu do tomografii komputerowej liczba procedur może być większa niż liczba pacjentów. W obliczeniu osłon założymy możliwie maksymalne obciążenie typowymi procedurami dla ośrodka onkologicznego oraz fakt, że niektóre procedury zawierają skanowanie tego samego obszaru dwu- lub trzykrotnie w badaniach z użyciem kontrastu. Typowe wartości DLP podawane są często w specyfikacji technicznej danego tomografu komputerowego.

Wymagany współczynnik transmisji B osłony (odwrotność współczynnika osłabiania) obliczamy na podstawie wzoru:

$$B_n = \frac{H_w \cdot l_n^2}{l_1 \cdot T \cdot D_p} \quad (11)$$

Gdzie:

H_w - ogranicznik dawki do zastosowania w miejscu osłanianym,

T - współczynnikiem przebywania w tym miejscu,

D_p - dawka w odległości 1 m od wszystkich procedur prowadzonych w tygodniu na aparacie,

l₁ - odległość referencyjna 1 m

l_n - odległość punktu „n” od centrum rozpraszania.

Mając wartość wymaganego współczynnika transmisji w osłonie B_n wyznaczamy z wykresów podanych w opracowaniu NCRP 147 wymaganą grubość osłony dla danego punktu.

Najdokładniejszą metodą wyznaczenia osłon jest posługiwanie się rozkładem izodoz dla danego urządzenia, zamieszczanych w materiałach producenta. Jest to metoda bardziej czasochłonna, ale można użyć takich rozkładów dla niektórych kierunków osłaniania dla potwierdzenia wymaganych parametrów osłony.

Krzysztof Pleskot	Narodowe Centrum Badań Jądrowych POLATOM - Otwock
Sprzęt pomiarowy i osłonny stosowany w medycynie i przemyśle	
Streszczenia nie nadesłano	

<u>Bożydar Snopek</u>	Zakład Unieszkodliwiania Odpadów Promieniotwórczych Otwock - Świerk
Zabezpieczenia fizyczne źródeł wysokoaktywnych w Polsce	
<p>Każdy zakład w Polsce, w którym znajdują się wysokoaktywne źródła promieniotwórcze, może być objęty pomocą amerykańskiego Departamentu Energii (DOE), w zakresie zabezpieczenia fizycznego posiadanych źródeł. Minister Gospodarki wyznaczył ZUOP do zawierania kontraktów z DOE oraz z polskimi podwykonawcami, w sprawie realizacji poszczególnych instalacji. Do maja 2012 łącznie zawarto 89 kontraktów na budowę instalacji w Centrach Onkologii, Centrach Krwiodawstwa i Krwiolecznictwa, w szpitalach oraz w instytucjach przemysłowych i usługowych.</p> <p>DOE ponosi całkowity koszt budowy mechanicznego i elektronicznego systemu zabezpieczeń oraz koszt konserwacji i napraw przez kolejne trzy lata. Instalacja staje się własnością instytucji w której system zainstalowano. DOE ostatnio obniżył barierę aktywności z poziomu określonego dla źródeł wysokoaktywnych do ok. 10 TBq (łącznie aktywność posiadanych źródeł), co w ostatnich latach znacznie rozszerzyło listę potencjalnych beneficjentów pomocy amerykańskiej. W prezentacji przedstawiono nieco informacji technicznych i statystycznych, dotyczących systemów zainstalowanych w Polsce.</p>	

<u>Krzysztof Grześkowiak</u>	EDO MED Sp. z o.o. Warszawa
Niskodawkowe CT w SPECT/CT	

W miarę wzrostu liczby badań metodami diagnostyki obrazowej oraz w związku z pojawianiem się nowych metod i instrumentów rośnie świadomość zagrożenia napromieniowaniem pacjenta. Aparat hybrydowy SPECT/CT produkcji firmy Philips o nazwie BrightView XCT składa się z modułu SPECT będącego dwugłowicową gamma kamerą z dwoma detektorami o dużym polu widzenia i zmiennej geometrii oraz modułu CT typu cone-beam opartego na płaskim, półprzewodnikowym detektorze. Urządzenie jest zaprojektowane do prowadzenia badań obrazowych SPECT/CT o bardzo wysokiej rozdzielczości przy minimalnych dawkach promieniowania.

Różne rodzaje badań wymagają różnych parametrów akwizycyjnych i elastyczności w operowaniu dawkami towarzyszącymi skanom SPECT i CT:

- Tomogram CT do korekcji atenuacji (1.2 mGy)
- Lokalizacja CT nisko-dawkowa w porównaniu z badaniem diagnostycznym CT (6.8 mGy vs ~20 mGy)
- Wysoko-rozdzielcze obrazowanie kośćca, któremu towarzyszy większa dawka (15 mGy)

Wśród systemów dostępnych na rynku jedynie BrightView XCT produkcji firmy Philips oferuje obrazy CT o minimalnej rozdzielczości 0.33 mm uzyskane w akwizycjach objętościowych z izotropowymi wokselami i rekonstruowanych metodami iteracyjnymi. .

Anna Sas-Bieniarz, M. Budzanowski, P. Bilski, A. Bubak, R. Kopeć	Instytut Fizyki Jądrowej Laboratorium Dozymetrii Indywidualnej i Środowiskowej IFJ PAN Kraków
Nowa metoda ponownego odczytu dawki w uprzednio odczytanych detektorach termoluminescencyjnych	
<p>Współczesny rozwój technologii powoduje coraz częstsze wykorzystywanie promieniowania jonizującego w wielu dziedzinach działalności człowieka. Promieniowanie to może być szkodliwe dla zdrowia w związku z czym niezbędne są działania prowadzące do zminimalizowania ryzyka narażenia zawodowego ludzi pracujących z promieniowaniem oraz ciągłość kontroli poziomu ich narażenia.</p> <p>W Laboratorium Dozymetrii Indywidualnej i Środowiskowej IFJ PAN prowadzone są pomiary dawek promieniowania jonizującego przy pomocy nowoczesnych dawkomierzy TLD. Oprócz wielu zalet pasywne dawkomierze termoluminescencyjne posiadają kilka wad do których należy między innymi brak możliwości powtórnego odczytu dawki. W przypadku gdy pomiar dawki nie był wiarygodny nie istnieje możliwość sprawdzenia poprawności odczytu dawkomierza. W laboratorium LADIS podjęto próby opracowania metody pozwalającej na powtórny odczyt dawkomierza po uprzednim naświetleniu go promieniowaniem UV. Opracowywana metoda pozwoli na weryfikację oraz szczegółową analizę przypadków przekroczeń dawek granicznych.</p>	

Katarzyna Golnik Maria Kowalska	Centralne Laboratorium Ochrony Radiologicznej Warszawa
Cytogenetyczna rekonstrukcja dawki pochłoniętej – usługa pomiarowa CLOR oraz przykłady jej praktycznego zastosowania	
<p>Skutkiem działania promieniowania jonizującego na człowieka są różnego rodzaju zmiany w cząsteczkach, komórkach i tkankach organizmu. Zmiany, które cechuje trwałość, swoistość na promieniowanie i proporcjonalność do dawki pochłoniętej mogą stanowić użyteczne markery biologiczne. Najlepszym biomarkerem dawki jest częstość występowania chromosomów dicentrycznych (dicentryków) w limfocytach krwi. Biomarker ten wykorzystywany jest w metodzie cytogenetycznej rekonstrukcji dawki przeprowadzanej w Centralnym Laboratorium Ochrony Radiologicznej (CLOR) w Warszawie. Pracownia Dawek Indywidualnych i Środowiskowych CLOR posiada wprowadzony i udokumentowany system jakości, który spełnia wymagania Normy PN-EN ISO/IEC 17025:2005. Pracownia posiada akredytację Państwowego Centrum Akredytacji na metodę wyznaczania pochłoniętych dawek promieniowania γ ^{60}Co i promieniowania X (243 kV, HVL-2,5 mm). Poza akredytacją CLOR może wyznaczać pochłonięte dawki od promieniowania γ ^{192}Ir, mieszanego promieniowania n+γ ze źródła izotopowego Am-Be oraz innych źródeł promieniowania jonizującego.</p> <p>Cytogenetyczna Rekonstrukcja Dawki jest szczególnie przydatna wtedy, kiedy ofiara zdarzenia radiacyjnego wymaga specjalistycznego leczenia, a w czasie zdarzenia nie posiadała dawkomierza osobistego, albo uległ on uszkodzeniu lub skażeniu substancjami promieniotwórczymi, a w czasie zdarzenia nie były prowadzone kontrolne pomiary promieniowania. Kolejne przykłady zastosowania to: ekspozycja dużej liczby osób i</p>	

konieczność ustalenia, kto został narażony, a kto nie, oraz postępowanie wyjaśniające w związku z zarejestrowaniem przez dawkomierz osobisty pracownika dawki promieniowania przekraczającej limit roczny. Dokładna ocena dawki wymaga przeanalizowania 1000 komórek metafazowych lub znalezienia 100 dicentryków. Obserwowana częstość występowania dicentryków jest następnie przeliczana na dawkę pochłoniętą za pomocą odpowiedniej krzywej wzorcowej, formuł (wzorów) matematycznych i programu komputerowego *Chromosomal ABerration cAlculation Software (CABAS)*.

Próbka krwi użyta do rekonstrukcji dawki nie musi być świeżo pobrana. Między pobraniem a rozpoczęciem hodowli mogą upłynąć 1-2 dni, co oznacza, że krew można wysłać do laboratorium pocztą kurierską lub dostarczyć osobiście, przez inspektora ochrony radiologicznej lub inną upoważnioną osobę. Próbka krwi może być pobrana dopiero po upływie 24 godzin od potencjalnego narażenia i nie później niż 6 miesięcy po narażeniu. We krwi obwodowej liczba limfocytów zawierających dicentryki maleje wykładniczo z czasem. Połowiczny czas życia limfocytów z dicentrykami (T) ocenia się na ok. 130 dni, a jego zakres na 95-220 dni. Dzieje się tak, dlatego, że stare limfocyty są usuwane z organizmu i zastępowane przez młode komórki ze szpiku kostnego, które dicentryków nie zawierają. Ocena dawki jest tym mniej dokładna, im więcej czasu upłynęło między napromienieniem a pobraniem próbki krwi. W przypadku narażenia całego ciała na dawki promieniowania X lub γ większe od 1 Gy, próbki krwi powinny być pobierane już po 24 godzinach od zdarzenia, gdyż popromienne przesunięcie limfocytów z krwi do innych tkanek powoduje spadek ich liczby we krwi obwodowej. Dicentryki mogą występować także spontanicznie w komórkach nienapromienionych. Wyznaczona przez nas spontaniczna częstość występowania dicentryków wynosi średnio 1 dicentryk na 1000 komórek (zakres: 0-2 dicentryki na 1000 komórek). Dlatego też, na podstawie obliczeń statystycznych, najmniejsza wykrywalna dawka ma wartość 0,09 Gy dla promieniowania X i 0,17 Gy dla promieniowania γ ^{60}Co .

W prezentacji omówione zostaną trzy przypadki cytogenetycznej rekonstrukcji dawki przeprowadzone w 2011 roku.

Maciej Budzanowski, Ewelina Broda,
Anna Bubak, Zofia Kawula, Aleksandra
Kiszkurno-Mazurek, Renata Kopec, Małgorzata Kruk, Anna Nowak, Anna
Piaskowska, Anna Sas-Bieniarz,
Agnieszka Szumska, Katarzyna Włodek

Instytut Fizyki Jądrowej
Laboratorium Dozymetrii Indywidualnej
i Środowiskowej IFJ PAN
Kraków

**Maksymalne dawki od promieniowania jonizującego X i gamma
zmierzone w Laboratorium Dozymetrii Indywidualnej i Środowiskowej
IFJ PAN w latach 2003-2011**

Zgodnie z wymogami Prawa Atomowego istnieje konieczność monitorowania dawek promieniowania dla osób narażonych zawodowo. Badania takie prowadzone są w Laboratorium Dozymetrii Indywidualnej i Środowiskowej IFJ PAN od 2003 roku.

W chwili obecnej pomiary wykonywane są dla blisko 5000 placówek zarówno medycznych jak i przemysłowych. Badania Laboratorium opierają się na nowoczesnej metodzie

termoluminescencyjnej (TLD), którą w Europie stosuje już 85% serwisów dozymetrycznych.

Obecnie LADIS jest największym serwisem w Polsce oferującym pomiar wielu wartości dozymetrycznych począwszy od Kermy w powietrzu, przestrzennego równoważnika dawki, poprzez indywidualny równoważnik dawki głębokiej i na skórę, aż do indywidualnego równoważnika dawki na soczewkę oka (usługa wdrożona od 2012 roku).

W prezentacji zostaną przedstawione wyniki zebrane przez LADIS na podstawie badań w latach 2003-2011 z uwzględnieniem rekordowo wysokich wartości znacznie przekraczających dopuszczalne normy.

UCZESTNICY SPOTKANIA 2012

Lp.	Nazwisko i imię	Miejscowość
1	Banach Marcin	Otwock Świerk
2	Barczyk Janusz	Warszawa
3	Barszczewski Jarosław	Białystok
4	Broda Ewelina	Kraków
5	Bubak Anna	Kraków
6	Cerek Katarzyna	Kraków
7	Chełmiński Krzysztof	Kraków
8	Cholewiński Witold	Poznań
9	Ciupek Krzysztof	Warszawa
10	Gaweł Joanna	Łódź
11	Golnik Katarzyna	Warszawa
12	Gorączko Wiesław	Poznań
13	Grześkowiak Krzysztof	Warszawa
14	Ibron Grażyna	Olsztyn
15	Jankowski Daniel	Bydgoszcz
16	Jaworski Andrzej	Świdnica
17	Jędrzejewska Monika	Września
18	Jeziorko Jadwiga	Gliwice
19	Kamiński Kamil	Bydgoszcz
20	Kanecka –Kaczmarek Barbara	Poznań
21	Kapecka Kinga	Poznań
22	Karaszewski Józef	Łódź
23	Kijewski Filip	Warszawa
24	Krupiński Igor	Bydgoszcz

25	Kubicka Maria	Poznań
26	Kukołowicz Paweł	Warszawa
27	Kuźniar Bogumiła	Wałbrzych
28	Lewandowska Magdalena	Szczecin
29	Lewandowski Krzysztof	Inowrocław
30	Lewocki Mirosław	Szczecin
31	Małek Bożena	Wrocław
32	Mantaj Patrycja	Poznań
33	Masiuk Mariusz	Gdańsk
34	Mirocha Bartłomiej	Warszawa
35	Możdzeń Piotr	Łódź
36	Naniewicz Jolanta	Warszawa
37	Pleskot Krzysztof	Otwock
38	Pietrzyk Rafał	Poznań
39	Rospond-Kubiak Iwona	Poznań
40	Sackiewicz-Słaby Agata	Warszawa
41	Sas-Bieniarz Anna	Kraków
42	Skomro Władysław	Wrocław
43	Słowik Wojciech	Wrocław
44	Snopek Bożydar	Otwock-Świerk
45	Szumaska Agnieszka	Kraków
46	Wasilewska – Radwańska Marta	Kraków
47	Węckowski Bartosz	Poznań
48	Wołoszczuk Katarzyna	Warszawa
49	Woźniak Andrzej	Saarbrücken, Niemcy
50	Wyszomirska Anna	Poznań
51	Zandberg Jerzy	Warszawa

SPONSORZY



www.vf.cz

Akropol Electronics
Ćrna Hora, Czechy



EDO
MED

EDO MED. Sp. z o.o.
Warszawa

Instytut Fizyki Jądrowej im. Henryka Niewodniczańskiego
Polskiej Akademii Nauk
Laboratorium Dozymetrii Indywidualnej i Środowiskowej
Kraków

Centralne Laboratorium Ochrony Radiologicznej
Warszawa



POLON-ALFA
LABORATORIUM WZORCUJĄCE
URZĄDZEŃ DOZYMETRYCZNYCH

POLON ALFA
Laboratorium Wzorcujące Urządzeń
Dozymetrycznych Bydgoszcz



Canberra
Packard

Canberra Packard Sp. z o.o.
Warszawa

Organizator

Stowarzyszenie Inspektorów Ochrony Radiologicznej

ul. Garbary 15

61-866 Poznań

tel. 061 88 50 521, fax 061 88 50 723

www.sior.pl

