vol. 7 | 3/2018 | 15,50 zł (w tym 8% VAT) | ISSN 2300-1410 | MNiSW (4), ICV 2015: 52.96

# Inżynier Medyczny Fizyk

inżynieria | fizyka medyczna | technika | elektroradiologia | radiologia


- Radiologia w studiu projektowym
- Maksymalizacja skuteczności dawki w obrazowaniu u dzieci
- Czy tak samo oceniamy to, co widzimy?
- Wirtualna symulacja krążenia wieńcowego
- Archiwizacja badań diagnostycznych
- Problemy z kontrolą jakości monitorów w szpitalu
- Porównanie systemów tomograficznych
- eXaKid – unieruchomienie dzieci
- Wyznaczenie i stabilność położenia ogniska wiązki promieniowania X
- Technika SFAT w dynamicznej radioterapii nowotworów
- Radioterapia sterowana obrazem
- Nowa metoda wykonywania bolusa
- Ray Station 7 – nowa wersja systemu
- Fizyk medyczny/inżynier medyczny w obrazowaniu
- Termografia i planimetria w tlenoterapii hiperbarycznej
- Numeryczna analiza stabilizacji złamania kości


AGFA

Z troską o dzieci

ISSN 2300-1410 06 9 772300 141806

AGFA duże potrzeby małych pacjentów

s. 138

# Precise, innovative tumor treatments™

ACCURAY®

**CyberKnife® – System radochirurgii robotycznej.**

## CyberKnife®

Automatycznie śledzi i z submilimetrową precyzją dopasowuje napromienianie do ruchu guza.

**Nowy system tomoterapii Radixact™.**

## Radixact™

Duży krok w ewolucji TomoTherapy®. Szybki i intuicyjny. Wyjątkowa konstrukcja łączy w sobie spiralne obrazowanie i napromienianie, aby zwiększyć precyzję ułożenia i zaawansowaną modulację rozkładów dawki.

## Autoryzowany przedstawiciel firmy Accuray w Polsce

**TMS Sp. z o.o., ul. Wiertnicza 84, 02-952 Warszawa, tel. +48 (22) 858-28-19/20 fax +48 (22) 858-28-12, e-mail: tms@tms.com.pl, website: www.tms.com.pl**

TMS

ACCURAY®
Authorized Distributor

© 2017 Accuray Incorporated. All Rights Reserved.

Important Safety Information
Most side effects of radiotherapy, including radiotherapy delivered with Accuray systems, are mild and temporary, often involving fatigue, nausea, and skin irritation. Side effects can be severe, however, leading to pain, alterations in normal body functions (for example, urinary or salivary function), deterioration of quality of life, permanent injury, and even death. Side effects can occur during or shortly after radiation treatment or in the months and years following radiation. The nature and severity of side effects depend on many factors, including the size and location of the treated tumor, the treatment technique (for example, the radiation dose), and the patient's general medical condition, to name a few. For more details about the side effects of your radiation therapy, and to see if treatment with an Accuray product is right for you, ask your doctor. MKT-ARA-0716-0106(1)

# W numerze 3/2018...

Inżynier Medyczny Fizyk

Znajdź nas:
Inżynier i Fizyk Medyczny
www.inzynier-medyczny.pl


141 Radiologia w studiu projektowym
146 Maksymalizacja skuteczności dawki w obrazowaniu u dzieci
149 Czy tak samo oceniamy to, co widzimy? Analiza porównawcza zdjęć stawu skokowego przez techników elektroradiologii i studentów kierunku elektroradiologia
155 Zobaczmy to, co niewidoczne, czyli wirtualna symulacja krążenia wieńcowego
161 Archiwizacja badań diagnostycznych w Elektronicznej Dokumentacji Medycznej
163 Uniwersalny, szwajcarski i niezawodny Jeśli nie scyzoryk, to co?
164 Problemy z kontrolą jakości monitorów w szpitalu – rozwiąże RadiNET® Pro
165 Porównanie systemów tomograficznych na podstawie danych podanych przez przedstawicieli firm do zapytania ofertowego. Część 5 – Parametry dozymetryczne i bezpieczeństwa pacjenta, QA i fantomy, parametry stacji komputerowych/monitorów, parametry techniczne i warunki instalacji, urządzenia dodatkowe
192 eXaKid – pierwsze kompleksowe unieruchomienie dzieci
193 Wyznaczenie i stabilność położenia ogniska wiązki promieniowania X z filtrem spłaszczającym generowanej przez akcelerator TrueBeam
199 Technika SFAT w dynamicznej radioterapii nowotworów okolicy głowy i szyi: weryfikacja dozymetryczna planów leczenia
203 Radioterapia sterowana obrazem powierzchni pacjenta AlignRT – pierwsze doświadczenia
211 Nowa metoda wykonywania bolusa u pacjentów napromienianych w rejonie głowy i szyi
216 Ray Station 7 - nowa wersja systemu
218 Fizyk medyczny/inżynier medyczny w obrazowaniu – niedaleka przyszłość
220 Fizyk/inżynier w obrazowaniu medycznym
221 Zastosowanie termografii i planimetrii w ocenie efektów tlenoterapii hiperbarycznej w leczeniu trudno gojących się ran podudzi
225 Numeryczna analiza stabilizacji złamania kości piszczelowej i strzałkowej


stopka redakcyjna


**KOMITET NAUKOWY / SCIENTIFIC COMMITTEE**

**prof. dr hab. inż. lek. med. Grzegorz Pawlicki**
**dr hab. inż. Ewa Zalewska**
**dr hab. n. med. Paweł Kukołowicz**
**dr inż. Dominika Oborska-Kumaszyńska**

**RADA NAUKOWA / SCIENTIFIC COUNCIL**

mgr Bartosz Bąk, PTE, WCO, Poznań
dr hab. inż. Maciej Budzanowski, IFJ PAN, Kraków
dr hab. Wojciech Bulski, Centrum Onkologii, Warszawa
dr n. fiz. Hab. n. med. Armand Cholewka, Uniwersytet Śląski, Chorzów
dr hab. Arkadiusz Derkacz, UM, Wrocław
dr n. med. Maciej Dobrzyński, UM Wrocław
dr n. med. Wojciech Glinkowski, PTT, Warszawa
prof. Natalia Golnik, PW, Warszawa
dr n. med. Marzena Janiszewska, Dolnośląskie Centrum Onkologii we Wrocławiu
mgr Monika Jędrzejewska, PTIK Poznań
mgr Aleksandra Kaczmarek, PTE, WCO, Poznań
dr inż. Jolanta Karpowicz, CIOP-PIB, Warszawa
dr inż. Renata Kopeć, IFJ PAN, Kraków
prof. Danuta Koradecka, CIOP-PIB, Warszawa
mgr inż. Ryszard Kowski, PTIK, Łódź
prof. Leszek Królicki, UM, Warszawa
dr hab. n. med. Paweł Kukołowicz, PTFM Warszawa
prof. Roman Maniewski, IBIB PAN, Warszawa
prof. dr hab. Rafał Matkowski, UM, Wrocław
dr n. fiz. Łukasz Matulewicz, Poznań
dr hab. n. med. Robert Krzysztof Mlosek, WUM w Warszawie
prof. dr hab. Andrzej Nowicki, IPPT, PAN
dr inż. Dominika Oborska-Kumaszyńska, NCHospital, Wolverhampton Royal Hospitals, UK
prof. Tadeusz Pałko, PW, Warszawa
mgr Maria Paroń, NWSM Wrocław
prof. Grzegorz Pawlicki, PW, Warszawa
mgr Elżbieta Pater, Wrocław
dr n. med. Tomasz Piotrowski, WCO, Poznań
Czesław Pływacz, PSTE, Piekary Śląskie
prof. Halina Podbielska, PWR Wrocław
prof. Marek Sąsiadek, UM, Wrocław
mgr Grzegorz Sieradzki – TMS Polska
dr. inż. Jakub Słowiński – Politechnika Wrocławska
prof. dr hab. n. fiz. Krzysztof Ślosarek, Centrum Onkologii, Gliwice
prof. zw. dr hab. inż. Ryszard Tadeusiewicz, AGH Kraków
prof. Andrzej Urbanik, CM UJ, Kraków
prof. dr hab. med. Jerzy Walecki, CMKP Warszawa
prof. dr hab. inż. Ewa Zalewska, IBIB PAN, Warszawa

**REDAKCJA / EDITORIAL BOARD**

Redaktor Naczelny / Editor-in-Chief
**prof. dr hab. inż. lek. med. Grzegorz Pawlicki**

Z-ca Redaktora Naczelnego / Editor
**prof. dr hab. inż. Ewa Zalewska**

Z-ca Redaktora Naczelnego / Editor
**mgr inż. Jacek Lewandowski**
*j.lewandowski@zahir.pl*

Redaktor techniczny / Technical Editor
**mgr inż. Katarzyna Wilczyńska**
*katarzynaw@zahir.pl*



**ADRES REDAKCJI INDYGO Media**

ul. Mariana Haisiga 2/2, 54-705 Wrocław
tel./fax + 48 71 796 41 59, mob. + 48 604 586 979
e-mail: *j.lewandowski@zahir.pl*

**PRENUMERATA / SUBSCRIPTION**

Cena egzemplarza – **15,50 zł**
Prenumerata roczna – **90 zł**
www.inzynier-medyczny.pl
*j.lewandowski@zahir.pl*

**WYDAWNICTWO / PUBLISHING HOUSE INDYGO Media**

Dyrektor Wydawnictwa
**Jacek Lewandowski**

DTP
**Tomasz Brończyk**

**Dwumiesięcznik Inżynier i Fizyk Medyczny jest czasopismem recenzowanym, indeksowanym w MNiSW (4), Index Copernicus (52,96), BazTech.**

**Publikowane są prace w następujących kategoriach:** prace naukowe, badawcze, studia przypadków, artykuły poglądowe, doniesienia, wywiady, polemiki, artykuły o tematyce społeczno-zawodowej i dotyczące specjalizacji zawodowych, raporty techniczne i sprawozdania. Zamieszcza również przeglądy literatury przedmiotu, recenzje książek oraz aktualności branżowe. Nadesłane do redakcji artykuły są recenzowane.

*Instrukcje dla autorów dostępne na www.inzynier-medyczny.pl*

Redaktor Naczelny
***Grzegorz Pawlicki***
*Prof. dr hab. inż. lek. med.*

# Fizyk i inżynier medyczny w ochronie zdrowia

Tytuł ***inżynier medyczny*** to nazwa i pozycja zawodowa w systemie ochrony zdrowia. Wprowadzony został w 2002 roku rozporządzeniem Ministra Zdrowia na listę zawodów mających zastosowanie w ochronie zdrowia. Na tej samej liście umieszczono także zawód fizyka medycznego.

Określono jednocześnie sposób i program kształcenia specjalistycznego (podyplomowego) oraz tryb uzyskiwania tytułu specjalisty (na wzór lekarza specjalisty). Przedstawiono także cele kształcenia specjalizacyjnego, oczekiwane kwalifikacje i uzyskane kompetencje zawodowe.

Rozporządzenie ministra usankcjonowało jedynie formalnie zawód fizyka medycznego. W rzeczywistości fizyk medyczny funkcjonował w ochronie zdrowia za granicą od początku XIX wieku. W Polsce od 1946 roku, kiedy to staraniem **prof. Cezarego Pawłowskiego** (asystenta Marii Skłodowskiej-Curie w latach 1927 do 1931 w Paryżu, utworzono sekcję elektrotechniki medycznej – elektromedycyny) na Oddziale Prądów Słabych Wydziału Elektrotechniki Politechniki Warszawskiej. Rzecz jasna, że studia te z **fizyki medycznej** kończono formalnie dyplomem inżyniera elektryka w specjalności elektrotechnika medyczna. Była to **pierwsza na świecie uczelnia kształcąca fizyków medycznych na poziomie wyższym**.

Co ma wspólnego z medycyną fizyk, a zwłaszcza inżynier? Oczywiście przynależność do obszaru nauk przyrodniczych (w tym biologii). Fizyk medyczny to osoba łącząca wykształcenie fizyczne i medyczne.

Burzliwy rozwój środków technicznych medycyny w drugiej połowie XX wieku podobnie jak odkrycie promieniowania jonizującego na początku tego wieku stanowił impuls do zajęcia się w Polsce badaniami i kształceniem **kadry inżynierów mającej się zająć obsługą i nadzorem nad prawidłowym jej działaniem oraz współpracą z lekarzem personelem medycznym** w obszarze obejmującym nowoczesne i liczne, skomplikowane środki techniczne (informatyka) w medycynie.

W 1975 roku powstał Instytut Biocybernetyki i Inżynierii Biomedycznej PAN (prof. Maciej Nałęcz). Kilka lat później na Wydziale MP PW utworzono Zakład Inżynierii Biomedycznej, a następnie Instytut Inżynierii Biomedycznej (prof. T. Pałko). Z czasem uzyskano kierunek studiów o tej samej nazwie. Dzisiaj Wydział Mechatroniki (dawniej Mechaniki Precyzyjnej) PW jako pierwsza uczelnia w Polsce uzyskał prawo doktoryzowania i habilitowania w dyscyplinie biocybernetyka i inżynieria biomedyczna. Z tego Wydziału pochodzi konsultant krajowy Ministra Zdrowia w zakresie inżynierii medycznej prof. Tadeusz Pałko.

Tytuł ***inżynier medyczny*** został wprowadzony rozporządzeniem ministra, o którym mowa na wstępnie. Tytuł ten jednoznacznie określa miejsce zatrudnienia absolwenta inżynierii biomedycznej w ochronie zdrowia.

Oba tytuły ***fizyk medyczny*** oraz ***inżynier medyczny*** znalazły się na okładce czasopisma.

Grzegorz Pawlicki

reklama

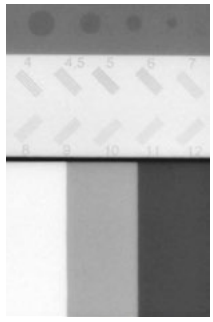
FANTOM RTG DO TESTÓW PODSTAWOWYCH

cena brutto: 1100 PLN

*Spełnia wymagania normy PN-EN 61233-3-4.*

Istnieje możliwość wyboru koloru fantomu.

**Fantom pasuje do wszystkich aparatów punktowych. W przypadku aparatów z okrągłym tubusem można montować go bezpośrednio na tubus.**



Zawiera elementy do wykonania testów:

- powtarzalności zaczernienia obrazu (powtarzalności ekspozycji),
- rozdzielczości nisko- i wysokokontrastowej od 4 do 12 pl/mm.

Testy wykonywane są podczas tylko jednej ekspozycji.

**Do fantomu dołączany jest uchwyt na kliszę/płytkę fosforową/sensor cyfrowy. Uchwyt jest wymienny, na życzenie może być dopasowany do sensora konkretnej marki.**

W przygotowaniu FANTOM DO PANTOMOGRAFU!

Wykonujemy również NIETYPOWE FANTOMY NA ZAMÓWIENIE!

STERN WEBER POLSKA
ul. Kosmatki 26, 03-982 Warszawa
www.sternweber.pl

STERN WEBER .PL

Kierownik Działu Radiologii:
tel. 22 439 95 55
jacek.blotnicki@sternweber.pl

# Program 12 Śląskiego Seminarium Fizyki Medycznej 25-27.05.2018, Brenna

**Streszczenia wystąpień str. 181**

| **Piątek, 25.05.2018** | | |
|---|---|---|
| 16:00 - 17:00 | O edukacji od nowa. Prezentacja wybranych koncepcji i projektów edukacyjnych Centrum Kształcenia Ustawicznego UŚ<br>*Marcela Gruszczyk*<br>*Dominika Hoffman-Kozłowska*<br>Centrum Kształcenia Ustawicznego UŚ | Sesja posterowa |
| 17:15 - 18:00 | Cyfrowe laboratorium - zastosowanie w fizjologii człowieka<br>*Jacek Francikowski* | |

| **Sobota, 26.05.2018** | | | | |
|---|---|---|---|---|
| 10:00 - 10:15 | Słowo wstępne na 12 SSFM<br>*Armand Cholewka* , Prezes PTFM o. śląski | | | |
| 10:15 - 11:00 | Optimal reconstruction matrix and PET image filtration for point-spread function and time-of-flight reconstruction – A phantom study<br>*Jaroslav Ptáček*<br>President of Czech Association of Medical Physicists | | | **HOL** |
| 11:30 - 13:30 | **SESJA 1**<br>Dozymetria małych pól – stereotaksja<br>*Marek Szewczuk*<br>Dozymetria wiązek FFF<br>*Joanna Prażmowska*<br>*Tomasz Iwanicki*<br>*Elekta Sp. z o.o.*<br>*Łukasz Matulewicz*<br>*Varian Medical Systems* | **SESJA 2**<br>Sposób realizacji zapisów DYREKTYWY 2013/59/EURATOM w projekcie nowelizacji ustawy Prawo Atomowe<br>*Andrzej Orlef*<br>Poziomy referencyjne badań diagnostycznych w polskim prawie<br>Dose Watch, optymalizacja dawki TK<br>*Michał Kolanowski*<br>*GE Healthcare* | **SESJA 3**<br>Rola promieniowania podczerwonego w diagnostyce i terapii<br>*Mariusz Kaczmarek*<br>Oddziaływanie telefonii komórkowej na organizm<br>*Joanna Bauer*<br>Wyzwania ortopedii<br>*Ryszard Tomaszewski* | Cały dzień:<br>POKAZY<br>ROZWIĄZANIA DLA RT<br><br>MOTION CAPTURE<br>+<br>GATING<br>+<br>DAWKA ONLINE |
| 14:45 - 15:30 | Zebranie członków o. śląskiego PTFM:<br>- sprawy organizacyjne<br>- przyjęcie nowych członków<br>- wybór Delegatów na Walne Zgromadzenie PTFM w listopadzie br. | | | |

**www.ptfm.pl** **www.ptfm-slask.pl** **www.if.us.edu.pl**

**Sponsorzy:**

**Patronat medialny:**

# Śląskie seminarium fizyki medycznej 12 SSFM

## I Krajowa konferencja fizyki medycznej oddziału śląskiego PTFM

*Armand Cholewka*[1], *Aleksandra Klimas*[2]

[1] Instytut Fizyki, Uniwersytet Śląski w Katowicach, Śląskie Międzyuczelniane Centrum Edukacji i Badań Interdyscyplinarnych w Chorzowie, ul. 75 Pułku Piechoty 1, 41-500 Chorzów, e-mail: armand.cholewka@gmail.com

[2] Zakład Fizyki Medycznej, Zagłębiowskie Centrum Onkologii, Szpital Specjalistyczny im. Sz. Starkiewicza, ul. Szpitalna 13, 41-300 Dąbrowa Górnicza, e-mail: alex.klimas@gmail.com

Organizacja 12. Śląskiego Seminarium Fizyki Medycznej w Brennej w dniach 25-27 maja 2018 roku jest wspólnym przedsięwzięciem Polskiego Towarzystwa Fizyki Medycznej – Oddziału Śląskiego oraz Instytutu Fizyki Uniwersytetu Śląskiego w Katowicach.

Śląskie Seminaria Fizyki Medycznej od kilku lat przerodziły się w ogólnopolską konferencję oraz spotkania fizyków, fizyków medycznych i wielu osób związanych lub sympatyzujących z pracą fizyka medycznego. Liczba uczestników zjazdów stale rośnie, z czego cztery ostatnie spotkania cieszyły się już tak dużą popularnością, iż brało w nich udział ponad 100 osób. Na spotkania te przyjeżdżają uczestnicy z całej Polski, zarówno osoby związane z rentgenodiagnostyką, medycyną nuklearną, radioterapią i ośrodkami onkologicznymi (m.in. woj. śląskie, małopolskie, świętokrzyskie, wielkopolskie, mazowieckie, pomorskie, podlaskie).

Podczas zjazdów prezentowane są różne tematy dotyczące obrazowania w medycynie, dozymetrii, metodologii testowania aparatury, planowania leczenia oraz wysublimowanych i nowatorskich technik diagnostyki i realizacji leczenia w radioterapii.

Poruszane są również bieżące sprawy, tak bardzo istotne dla pracujących zawodowo fizyków medycznych, a dotyczące toczących się zmian legislacyjnych w obowiązujących i nowo powstających przepisach prawa. Toczy się wiele dyskusji na temat przyszłości zawodu fizyka w naszym kraju.

Jest oczywiste, że fizyka medyczna jest dziedziną naukową i kierunkiem badawczym wysoce interdyscyplinarnym, co najlepiej widać po tym, że w każdym ośrodku realizującym procedury radioterapii w skład zespół klinicznego wchodzą: lekarz radioterapeuta, specjalista onkologii klinicznej, fizyk medyczny wykonujący plan leczenia oraz technik elektroradiologii. Warto tutaj zaznaczyć, iż kierunek fizyka medyczna realizowany w Instytucie Fizyki Uniwersytetu Śląskiego jest unikatowy pod tym względem w skali kraju, gdyż na kierunku tym kształceni są elektroradiolodzy, którzy po obronie pracy inżynierskiej mają prawo wykonywania tego zawodu w klinikach i placówkach diagnostyki obrazowej. Ich bezspornym atutem jest posiadanie szerokiej wiedzy z podstaw fizyki, a na to jest zapotrzebowanie w placówkach klinicznych poszukujących elektroradiologów.

Poprzednie – 11. Śląskie Seminarium Fizyki Medycznej, które odbyło się 17-19 listopada 2017 roku, poświęcone było radioterapii, a temat wiodący brzmiał: „Zaawansowane techniki w radioterapii".

Kolejne – 12. już Śląskie Seminarium Fizyki Medycznej przyjmuje nową formę. W pierwszym dniu konferencji postanowiono zaprosić przedstawicieli Centrum Kształcenia Ustawicznego Uniwersytetu Śląskiego – wybitnych dydaktyków dr Marcelę Gruszczyk oraz dr Dominikę Hoffman-Kozłowską do przedstawienia wykładu pt. „O edukacji od nowa. Prezentacja wybranych koncepcji i projektów edukacyjnych Centrum Kształcenia Ustawicznego UŚ" oraz dra Jacka Francikowskiego, który zaprezentuje pokazy pt. „Cyfrowe laboratorium – zastosowanie w fizjologii człowieka". Wszystko to ma służyć nie tylko zaspokojeniu ciekawości uczestników, ale przede wszystkim pokazaniu, jak ważna jest dydaktyka oraz interdyscyplinarność w zawodzie fizyka medycznego, który z założenia, w momencie decyzji o takiej drodze kariery zawodowej, decyduje się na ciągłe i nieustające doskonalenie zawodowe, rozwój naukowy i dokształcanie, gdyż fizyka medyczna właśnie tego wymaga. Każdy fizyk medyczny pracujący obecnie w zawodzie zdaje sobie sprawę z tego, jak ważne jest, by być na bieżąco z wszelkimi nowościami technologicznymi w dziedzinie, w której spełnia się zawodowo. Nieustający i dynamiczny rozwój technologii, która coraz głębiej sięga w medycynę, wręcz żąda od fizyka poświęcenia czasu na dokształcanie się i stałe poszerzanie swojej wiedzy.

Również pierwszego dnia organizatorzy wyszli naprzeciw bardzo dużemu zainteresowaniu Seminarium wśród fizyków z zacięciem naukowym, chcących zaprezentować i pokazać swoje projekty, prace badawcze i innowacyjne pomysły szerszemu gronu kolegów fizyków i specjalistów, dlatego właśnie wtedy ma miejsce *sesja posterowa*.

Podczas drugiego dnia 12. Śląskich Seminariów Fizyki Medycznej swoją wiedzą i doświadczeniem podzieli się zaproszony gość zagraniczny Ing. Jaroslav Ptáček, Ph.D. (President of Czech Association of Medical Physicists, Secretary General of EFOMP) na temat „Optimal reconstruction matrix and PET image filtration for point-spread function and time-of-flight reconstruction – A phantom study". Następne wykłady zostały podzielone na 3 bloki tematyczne:

1. DIAGNOSTYKA OBRAZOWA – tematyka dotycząca m.in. zmian w przepisach prawa, jakie niesie wdrożenie dyrektywy 2013/59/EURATOM, poziomy referencyjne dawek w badaniach diagnostycznych, monitorowanie narażenia pacjentów i optymalizacja dawki.
2. RADIOTERAPIA – sesja skupiona wokół dozymetrii wiązek bezfiltrowych FFF, stereotaksji, przybliżająca problem małych pól.
3. Rola fizyka medycznego w zakresie wykorzystania TECHNIK PROMIENIOWANIA NIEJONIZUJĄCEGO w medycynie – gdzie główne zagadnienia dotyczą wykorzystania promieniowania podczerwonego w diagnostyce i terapii, oddziaływania telefonii komórkowej na organizm czy wyzwań ortopedii.

Śląskie Seminaria Fizyki Medycznej będą pokazywały najnowsze trendy i kierunki rozwoju zastosowania nauk ścisłych w medycynie. Wynika to z faktu, iż fizyka medyczna to nie tylko radioterapia, czy też promieniowanie jonizujące, którego wykorzystanie dominuje w fizyce medycznej na całym świecie, ale również coraz szerzej rozumiane zastosowanie promieniowania niejonizującego w diagnostyce i terapii. Stąd właśnie pomysł, aby SSFM stanowiły szeroką platformę dyskusyjną, dydaktyczną i naukową dla przedstawicieli nie tylko medycyny czy fizyki medycznej, ale także chemii, inżynierii biomedycznej, elektroradiologii oraz dydaktyki, bez których fizyka medyczna nie rozwijałaby się tak dynamicznie jak obecnie.

# Rola mikroobrazowania MRI w polu 9.4T w ocenie efektu terapii przeciwnaczyniowej na mysim modelu glejaka

*Agnieszka Skorupa*[1], *Mateusz Ciszek*[1], *Łukasz Boguszewicz*[1], *Tomasz Cichoń*[2], *Ryszard Smolarczyk*[2], *Magdalena Jarosz-Biej*[2], *Maria Sokół*[1]

[1] Zakład Fizyki Medycznej, [2] Centrum Badań Translacyjnych Centrum Onkologii – Instytut im. Marii Skłodowskiej-Curie, Oddział Gliwice, ul. Wybrzeże Armii Krajowej 15, 44-101 Gliwice, e-mail: agnieszka.skorupa@io.gliwice.pl

W związku z istotną rolą unaczynienia glejaków w przebiegu choroby nowotworowej, w ostatnich latach prowadzone są intensywne badania nad wykorzystaniem leków hamujących tworzenie nowych naczyń lub prowadzących do powstania martwicy w obrębie nowotworu przez niszczenie naczyń już istniejących. Celem pracy była analiza roli mikroobrazowania MRI w przyżyciowym monitoringu efektów terapii przeciwnaczyniowej w badaniach przedklinicznych.

W pracy wykorzystano model glejaka mysiego GL261. Komórki nowotworowe zostały podane wprost do mózgu za pomocą stereotaksji. Po upływie ok. 2-3 tygodni od podania komórek nowotworowych przeprowadzona została terapia glejaków z użyciem DMXAA (25 mg/kg). Efekt terapii został oceniony na skanerze MRI Bruker 9.4T wyposażonym w system gradientowy Micro2.5 i w cewkę nadawczo-odbiorczą typu „birdcage" o średnicy 30 mm. W trakcie badania częstotliwość oddechu i temperatura były mierzone za pomocą czujników połączonych z systemem monitorowania EKG i oddechu. Protokół pomiarowy obejmował:

- standardowe sekwencje T1 i T2 – zależne, dostarczające informacji o rozmiarach guza;
- pomiar serii obrazów T1 – zależnych przed, w trakcie i po dożylnym podaniu niskocząsteczkowego środka kontrastowego (DCE MRI) dostarczających informacji na temat mikrokrążenia w guzie (przepływ krwi, przepuszczalność naczyń);
- sekwencje dyfuzyjne, na postawie których wyznaczono mapy współczynnika dyfuzji (ADC, *apparent diffusion coefficient*) – parametru często wykorzystywanego do oceny efektu terapii przeciwnowotworowej.

Badania MRI wykonano dla trzech punktów czasowych (przed terapią, po 24 h oraz po 72 h od podania DMXAA).

Szersze wykorzystanie mikroobrazowania MRI w monitoringu efektów terapeutycznych może przyczynić się do lepszego zrozumienia mechanizmów działania leków oraz ułatwić planowanie badań przyklinicznych.

Projekt realizowany w ramach grantu wewnętrznego przyznanego przez Centrum Onkologii – Instytut im. Marii Skłodowskiej-Curie w Warszawie, decyzja nr SN/GW22/2017.

# Dozymetria małych pól – stereotaksja

*Marek Szewczuk*

Katowickie Centrum Onkologii, ul. Raciborska 27, 40-074 Katowice

Radioterapia stereotaktyczna (SRS, SBRT) jest metodą, która w ostatnich latach znajduje coraz powszechniejsze zastosowanie kliniczne. Względem konwencjonalnej radioterapii konformalnej wyróżnia ją potrzeba dostarczenia (w jednej lub kilku frakcjach) wysokiej dawki promieniowania do stosunkowo niewielkiej objętości tarczowej. Oznacza to wykorzystanie niewielkich geometrycznie wiązek fotonowych. Precyzyjne pomiary dozymetryczne w przypadku tzw. małych pól stanowią szczególne wyzwanie z powodu konieczności uwzględnienia zjawiska braku bocznej równowagi elektronowej w wiązce, efektów związanych z możliwością przesłonięcia części źródła promieniowania przez układ kolimujący oraz wpływu wielkości i budowy detektora na pomiar. Złożoność zagadnienia spowodowała, że opracowane zostały międzynarodowe standardy dedykowane dozymetrii małych pól (IAEA TRS 483).

# Wskazania miernika DAP/KAP – użyteczność wyników w świetle polskich i międzynarodowych regulacji i rekomendacji prawnych

*Piotr Jankowski*[1], *Agnieszka Baic*[1, 2], *Błażej Baic*[1, 3], *Natalia Kisiel*[1], *Marcin Dybek*[1]

[1] Katowickie Centrum Onkologii, Zakład Radioterapii, Raciborska 26, 40-074 Katowice, e-mail: pjankowski@kco.katowice.pl, abaic@kco.katowice.pl, bbaic@kco.katowice.pl, nkisiel@kco.katowice.pl, mdybek@kco.katowice.pl

[2] Uniwersytet Śląski, Śląskie Międzyuczelniane Centrum Badań i Rozwoju, Instytut Fizyki, Zakład Fizyki Medycznej, 75 Pułku Piechoty 1A, 41-500 Chorzów, e-mail: agnieszkabaic@onet.pl

[3] Uniwersytet Śląski, Śląskie Międzyuczelniane Centrum Badań i Rozwoju, Instytut Fizyki, Zakład Fizyki Jądrowej i jej Zastosowań, 75 Pułku Piechoty 1A, 41-500 Chorzów, e-mail: blazejbaic@gmail.com

Mierniki dawki/kermy na powierzchnię promieniowania DAP/KAP (*Dose Area Product/ Kerma Area Product*) są częścią integralną coraz większej liczby obecnych aparatów rentgenowskich zainstalowanych i użytkowanych w Polsce. W większości przypadków, użytkownik nie posiada możliwości odłączenia miernika celem przeprowadzenia wzorcowania w laboratorium wzorców wtórnych.

Katowickie Centrum Onkologii (KCO) posiada dwa ogólnodiagnostyczne aparaty stacjonarne wyposażone w mierniki DAP/KAP. Jako aparatura kontrolno-pomiarowa wykorzystywane są dwa dozymetry referencyjne: detektor Finger PEHAMED w filtrze ekwiwalentnym pacjentowi firmy ALPHA oraz detektor

Piranha Black firmy RTI. Dotychczas przeprowadzano kontrole wskazań mierników DAP/KAP w trakcie corocznych testów specjalistycznych, które obejmowały pomiar badanych parametrów dla napięć prądów anodowych na lampie RTG w zakresie 50-120 kV oraz wewnętrznej okresowej kontroli w okresie pomiędzy testami specjalistycznymi.

Mimo bogatej literatury specjalistycznej kwestia zgodności wskazań DAP/KAP względem dozymetru referencyjnego oraz kalibracja DAP/KAP nie znalazła swojego miejsca w krajowych regulacjach prawnych. W pracy autorzy chcą sprawdzić i ocenić, czy międzynarodowe normy i regulacje można zastosować dla aparatów ogólnodiagnostycznych stosowanych w Polsce.

# Rola promieniowania podczerwonego w diagnostyce i terapii

*Mariusz Kaczmarek*

Katedra Inżynierii Biomedycznej, Wydział Elektroniki, Telekomunikacji i Informatyki, Politechnika Gdańska, ul. Narutowicza 11/12, 80-233 Gdańsk, e-mail:mariusz.kaczmarek@eti.pg.gda.pl

Termografia w podczerwieni (IR) jest metodą badawczą zajmującą się detekcją, rejestracją, przetwarzaniem, obrazowaniem oraz analizą promieniowania podczerwonego IR (*infrared*) emitowanego przez badany obiekt. W metodzie tej za pomocą kamery termowizyjnej rejestrowany jest obraz stanowiący odwzorowanie rozkładu temperatury na powierzchni obiektu – tzw. termogram [1]. Termografia w podczerwieni jest nieniszczącą techniką badawczą NDT (*nondestructive testing*) umożliwiającą badanie materiałów, powierzchni elementów, układów czy ciał bez wpływu na ich właściwości [1]. Głównymi zaletami wyróżniającymi tę technikę spośród innych, wykorzystywanych zarówno w medycynie, jak i technice, metod NDT, takich jak tomografia komputerowa, badanie ultradźwiękowe czy rentgenografia, jest to, że pozyskiwanie danych z wykorzystaniem termografii w podczerwieni jest bezpieczne, nieinwazyjne i bezkontaktowe, może być wielokrotnie powtarzane bez szkody dla badanego obiektu.

Termografia w podczerwieni wykorzystuje fakt, że każde ciało o temperaturze większej niż temperatura zera bezwzględnego emituje elektromagnetyczne promieniowanie podczerwone. Tego rodzaju promieniowanie w widmie fal elektromagnetycznych odpowiada falom o długości z zakresu od ok. 0,74 μm do 1 mm.

W obrazowaniu termicznym za pomocą detektora promieniowania podczerwonego – kamery termowizyjnej – dokonuje się rejestracji i pewnej transformacji energii termicznej wypromieniowywanej przez badany obiekt na elektroniczny sygnał wizyjny. Uzyskany w wyniku badania termogram dostarcza informacji o rozkładzie temperatur na powierzchni obszaru zainteresowania. Parametry ilościowe i jakościowe charakteryzujące energię emitowaną przez dany obiekt zależą silnie m.in. od jego cech strukturalnych oraz właściwości fizykochemicznych, zatem termografia może być wykorzystywana do określenia stanu cieplnego badanego obiektu, w tym temperatury, a także pośredniego wnioskowania o jego strukturze i zachodzących w nim procesach.

Pierwsze próby zastosowania termografii w podczerwieni w medycynie sięgają lat sześćdziesiątych XX wieku. Początkowo dotyczyły one głównie diagnozowania nowotworów piersi oraz oceny ran [2]. Jednak niedostateczna jakość dostępnego wówczas sprzętu oraz brak określonych ustandaryzowanych procedur skutkowały małą skutecznością diagnostyczną badań oraz wpłynęły na powstanie negatywnej opinii o możliwościach wykorzystania termowizji w medycynie. Dopiero postępujący w późniejszym okresie rozwój technologii podczerwieni oraz poprawa jakości sprzętu (zastosowanie detektorów promieniowania IR o wysokiej rozdzielczości i czułości), rozwój komputerowych systemów przetwarzania obrazów, spadek cen urządzeń, opracowanie odpowiednich ustandaryzowanych procedur oraz rozwinięcie metod badań dynamicznych wpłynęły obecnie na znaczne zwiększenie zainteresowania termografią w środowiskach medycznych i naukowych.

Aktualnie do celów medycznych wykorzystuje się nie tylko statyczną termografię IR, w której rejestruje się rozkład temperatury na powierzchni ciała pacjenta poprzez pomiar jej wartości bezwzględnych lub różnic, ale coraz częściej również aktywną termografię dynamiczną pozwalającą na analizę właściwości termicznych (przewodności i pojemności cieplnej) tkanek poprzez badanie dynamiki przejściowych procesów termicznych zachodzących w ciele człowieka pod wpływem zewnętrznego pobudzenia, prowadzące do uzyskania obrazów ukazujących strukturę wewnętrzną tkanki czy narządu o zróżnicowanych właściwościach termicznych [2, 3].

Metody termograficzne znajdują obecnie zastosowanie w wielu dziedzinach medycyny, zarówno związanych z diagnostyką medyczną, jak i terapią oraz rehabilitacją. Do głównych zalet stosowania termografii w podczerwieni w procedurach opieki medycznej można zaliczyć przede wszystkim to, że tego rodzaju badania są nieinwazyjne, bezbolesne, a także względnie łatwe w realizacji, co daje możliwość wielokrotnego wykonywania pomiarów bez szkody dla pacjenta [3]. Termografia w podczerwieni, pozwalająca na monitorowanie i bezdotykową rejestrację zmian temperatury organizmu w czasie, jest bardzo często wykorzystywana jako narzędzie do kontroli przebiegów i działania określonych zabiegów medycznych czy fizykoterapeutycznych oraz oceny ich skutków i efektów na podstawie analizy właściwości termicznych tkanek lub narządów. W diagnostyce wadą rozwiązań bazujących na analizie termogramów jest mała specyficzność, gdyż przy różnych schorzeniach/zmianach można uzyskać podobne obrazy termiczne badanych struktur, dlatego też wyniki badań termograficznych nie zawsze mogą umożliwić postawienie ostatecznej diagnozy, ale mogą okazać się pomocne np. przy określeniu kierunku dalszych badań specjalistycznych.

W fizykoterapii termografia wykorzystywana jest przede wszystkim do monitorowania przebiegu procesu terapeutycznego i jego skutków. Reakcja pacjentów na dany zabieg fizykalny (wykorzystujący różne czynniki oddziałujące na tkanki, takie jak np. niska temperatura czy ultradźwięki) może być nieco zróżnicowana, dlatego bardzo istotne jest monitorowanie procesów zachodzących w ciele osoby poddanej terapii w trakcie zabiegu i po jego wykonaniu, w celu dobrania odpowiednich parametrów/czynników pobudzających oraz planowania dalszego leczenia. Przeprowadzanie zabiegów fizykoterapeutycznych często skutkuje zmianami temperatury tkanek ciała pacjenta, dlatego często na podstawie analizy termicznej określonych miejsc ciała możliwa jest ocena działania tych zabiegów oraz monitorowanie ich przebiegu. Techniki termograficzne umożliwiają pośrednio określenie stopnia ukrwienia tkanek ciała pa-

cjenta oraz pozwalają wykryć zmiany w jego poziomie wywołane określonymi zabiegami fizjoterapeutycznymi i na podstawie zarejestrowanych zmian ocenić skuteczność zabiegów stosowanych w procesie terapii i rehabilitacji [3]. Przykładowo w [4] przeprowadzono analizy możliwości wykorzystania termografii do określenia skuteczności zabiegów krioterapii (kriostymulacji) miejscowej u osób chorych na reumatoidalne zapalenie stawów, które pozwoliły na optymalizację procedur terapeutycznych [5]. W artykule [6] zaproponowano wykorzystanie termografii do oceny siły oddziaływania ultradźwiękowych zabiegów fizykoterapeutycznych poprzez analizę zmian temperatury powierzchni ciała powstających w odpowiedzi na działanie fali mechanicznej. Autorzy pracy [7] przeprowadzili badania dotyczące wykorzystania termografii w trakcie rehabilitacji kardiologicznej po przeprowadzeniu zabiegu pomostowania aortalno-wieńcowego, czyli wstawieniu tzw. bypassów.

Nowością w aplikacjach medycznych jest wykorzystanie w badaniu termograficznym pobudzenia zewnętrznego i analizowanie procesów przejściowych zmian temperatury w czasie. W zastosowaniach przemysłowych z zasady stosuje się pobudzenie zewnętrze w postaci podgrzewania badanej struktury, np. promiennikami podczerwieni, lampami halogenowymi o dużej mocy, pobudzenia mechanicznego lub akustycznego badanych próbek (*ultrasound thermography, vibrothermography*). Analizowane są zmiany temperatury na powierzchni obiektu po ustaniu pobudzenia. Znane są techniki: Phase Pulse Thermography (PPT), Lock-in Thermography, Thermography Signal Reconstruction (TSR) [1]. W diagnostyce medycznej, ponieważ organizmy żywe wytwarzają ciepło w procesach metabolicznych, aktywnie jest ono unoszone przez krew, istnieje możliwość zastosowania jako pobudzenia zewnętrznego ochładzania powierzchni, a następnie obserwuje się naturalny proces ogrzewania tkanek.

Wartość temperatury tkanek organizmu odzwierciedla przebieg zachodzących w nich różnorodnych procesów fizjologicznych oraz patologicznych, zatem w medycynie pomiar temperatury i analiza jej zmian może nieść ze sobą bardzo istotną informację diagnostyczną [2].

Wizualizacja rozkładu temperatury na powierzchni ciała pacjenta za pomocą termografii statycznej uwidacznia obszary o podwyższonej temperaturze wynikającej z przyspieszonego metabolizmu, wiążącego się ze zwiększonym poziomem ukrwienia, który może towarzyszyć np. występowaniu nowotworów, reakcji zapalnych, urazów oraz obszary o obniżonej temperaturze, będącej skutkiem obniżonego metabolizmu tkankowego, wynikającego np. z zaburzenia przepływu krwi lub martwicy [2]. Dodatkowe informacje o tkance można uzyskać w termografii z pobudzeniem w postaci bodźca termicznego i analizę odpowiedzi zależnej od właściwości termicznych tkanki.

## Wymagania przeprowadzania pomiarów oraz czynniki wpływające na pomiary termograficzne w diagnostyce medycznej

Podczas wykonywania badań termograficznych konieczna jest minimalizacja czynników mogących zakłócać pomiary. Wszystkie sprzęty stosowane w badaniu, w szczególności kamera termograficzna, powinny być używane zgodnie z instrukcją producenta.

W celu uniknięcia niepożądanych błędów w pomiarach termograficznych zostały opracowane normy i standardy zawierające szczegółowe wytyczne umożliwiające poprawne przeprowadzenie badań i obiektywną analizę wyników. Istotnym elementem pomiarów termograficznych, oprócz samego sprzętu, jest także pomieszczenie, w którym odbywa się badanie. Powinno być ono przystosowane do swobodnego rozmieszczenia całego sprzętu niezbędnego do badań oraz zapewniać wysoki komfort osobie badającej i badanej. Uznaje się, że pomieszczenie do badań termograficznych nie może być mniejsze niż 6 m² [3, 8].

Jednym z najważniejszych wymagań dotyczących przeprowadzania medycznych badań termograficznych jest utrzymywanie możliwie stałej temperatury w pomieszczeniu wykorzystywanym do badań pacjentów. Jest to szczególnie ważne podczas dokonywania pomiarów przy wykorzystaniu termografii aktywnej, ponieważ wahania temperatury mogą prowadzić nawet do utraty istotnych danych pomiarowych. Optymalna temperatura mieści się w przedziale 20-24°C. Wiąże się to z faktem, że poniżej 18°C ciało człowieka schładza się bardzo szybko, powodując drżenie, a powyżej 25°C człowiek zaczyna się pocić [3, 8, 9]. Drżenie i pocenie się wpływa niekorzystnie na wyniki termograficzne – może prowadzić do ich zafałszowania i znacznie utrudnić analizę i interpretację [3]. Wilgotność względna powietrza w pomieszczeniu badawczym również ma wpływ na wynik badania. Ma ona dość znaczący wpływ na wymianę ciepła. Poziom wilgotności należy zatem utrzymywać na poziomie 45-55% [3, 9]. W pomieszczeniu do medycznych badań termograficznych duża cyrkulacja powietrza wpływać może na temperaturę ciała pacjenta, powodując jej nierównomierny rozkład [3, 9]. Powinno się także unikać wszelkiego rodzaju grzejników oraz ograniczyć dopływ światła słonecznego – najlepsze wyniki otrzymuje się z badań przeprowadzanych w warunkach słabego oświetlenia [3].

W przypadku badań aktywnej termografii należy uważać, by stosowany bodziec cieplny nie spowodował zniszczenia tkanek oraz aby przeprowadzane badanie nie było bolesne. Zastosowanie zbyt wysokiej temperatury pobudzenia może doprowadzić do poparzenia skóry, natomiast zbyt mocne schłodzenie powierzchni skóry może skutkować odmrożeniem. Dlatego należy ściśle przestrzegać granicznych temperatur, do których można doprowadzić powierzchnię badanego – 42°C dla bodźca ogrzewającego, 20°C w przypadku bodźca chłodzącego.

Rygorystyczne wymagania przeprowadzania medycznych pomiarów termograficznych dotyczą także pacjenta, który przed wykonaniem badania powinien wypełnić kwestionariusz pozwalający na wykrycie przeciwwskazań do badania. Przeciwwskazaniami mogą być np. zmiany dermatologiczne znajdujące się w badanym obszarze, o ile nie stanowią one celu badań. Przed badaniem pacjent powinien przejść proces aklimatyzacji do warunków panujących w pomieszczeniu badawczym. Proces ten powinien trwać najkrócej 15 min, w przypadku jeśli różnica temperatur w pomieszczeniu, a miejscem, w którym wcześniej przebywał pacjent nie jest zbyt duża. W przeciwnym razie czas aklimatyzacji powinien trwać nawet około godziny [8]. Ważne jest, aby w czasie trwania aklimatyzacji powierzchnia przeznaczona do badania była odkryta. Nie należy jej także dotykać, aby nie zaburzać stabilizacji procesu wymiany ciepła z otoczeniem. Niewskazane jest spożywanie alkoholu oraz wyrobów tytoniowych czy smarowanie powierzchni badanej skóry kosmetykami przed wykonaniem badania. Czynniki te mają wpływ na krążenie krwi, a zatem także na rozkład temperatury na powierzchni skóry. W celu zmniejszenia działania niepożądanych czynników, wymienionych powyżej, można zastosować przemycie powierzchni skóry np. środkiem na bazie alkoholu. Podczas wykonywania badania pacjent powinien znajdować się w nieruchomej pozycji – rejestrowany obszar ciała musi być ustawiony prostopadle do kamery termowizyjnej. Zalecana minimalna odległość badanego od kamery to ok. 1-1,2 m, zależy to oczywiście od pola powierzchni badanej. Należy dbać o to, by analizowany obszar zajmował jak najwięcej powierzchni w kadrze kamery. Dobrą praktyką jest również równoczesne dokumentowanie badanego obszaru zwykłym aparatem fotograficznym.

## Normy i standardy

### ISO/TR 80601-2-56:2013

Jest to nowa wersja normy z 2009 roku. Dotyczy wymogów bezpieczeństwa oraz zasad działania termometrów służących do celów medycznych (pomiar temperatury ciała). Nie dotyczy ona urządzeń, których pomiar temperatury ciała nie jest podstawową funkcją. W normie tej zawarte są zasady prawidłowego użytkowania i zasady zachowania bezpieczeństwa podczas eksploatacji klinicznych termometrów. Określone zostały również wymagania techniczne termometru jako urządzenia elektrycznego [10].

### ISO/TR 80601-2-59:2010

Standard ISO/TR 80601-2-59:2010 stanowi uzupełnienie normy opisanej w ISO/TR 80601-2-56:2013. W standardzie określone zostały wymagania dotyczące urządzeń medycznych, które przeznaczone są do przesiewowych pomiarów temperatury ciała. Norma ta w szczególności odnosi się do urządzeń wykorzystujących promieniowanie w podczerwieni za źródło niosące informację o temperaturze obiektu. W normie zawarte są nie tylko wymagania sprzętowe, ale także metody, które pozwalają na weryfikację zgodności parametrów urządzenia z normą. W celu detekcji stanów gorączkowych należy dokonywać pomiaru w strefach znajdujących się w okolicach wewnętrznych kącików oczu. Ich temperatura jest w silnej korelacji z wewnętrznym ciepłem ciała, które jest rozprowadzane przez wewnętrzną tętnicę szyjną [11].

### ISO/TR 13154:2009

Standard ISO/TR 13154:2009 zawiera wytyczne dotyczące sposobu prowadzenia pomiarów termograficznych. Wymienia się tam także lokalizacje, w których powinny być przeprowadzane badania przesiewowe. Są to m.in.: kliniki, szpitale, zakłady pracy, szkoły, budynki administracyjne i rządowe (policja, straż pożarna itp.) [12]. W normie zostały opisane również błędne działania, które prowadzą do niepoprawnych wyników badań termograficznych.

### Normy ASTM – Amerykańskie Stowarzyszenie Badań i Materiałów

Normy opracowane przez Amerykańskie Stowarzyszenie Badań i Materiałów dotyczą testowania urządzeń termograficznych. W normach tych zawarte są metody pozwalające na wyznaczenie parametrów kamer termowizyjnych, m.in.: minimalna rozróżnialna różnica temperatur czy minimalna wykrywalna różnica temperatur. Standardy ASTM zawierają także opisy metod testowania i pomiarów termograficznych.

## Interpretacja termogramów, modelowanie numeryczne

Uzyskanie termogramów tkanki lub narządu ze zróżnicowanym rozkładem temperatur lub parametrów syntetycznych stanowi dopiero połowę sukcesu diagnosty. Drugą połowę stanowi poprawna/właściwa interpretacja przyczyn zaobserwowanego rozkładu temperatury/parametru syntetycznego. W aplikacjach medycznych mamy do czynienia z dwoma przypadkami, w których przeprowadza się badanie termograficzne. Pierwszym przypadkiem jest sytuacja, w której mamy dobrze zdefiniowane zjawisko odpowiedzialne za obserwowane zmiany rozkładu temperatury. Najczęściej są to zjawiska obserwowane na powierzchni skóry, np. rana oparzeniowa, rana pooperacyjna lub skórne testy alergiczne. Reakcja na bodziec występuje na powierzchni skóry lub płytko pod powierzchnią skóry; znany jest bodziec/czynnik wywołujący reakcję zmiany temperatury, a zadaniem diagnosty jest stwierdzenie wystąpienia bądź nie skutku działania bodźca. Drugim przypadkiem są badania, w których nie wiemy, co jest przyczyną obserwowanej zmiany temperatury na powierzchni badanego narządu. Klasycznym przykładem jest tutaj badanie nowotworów piersi. Po pierwsze nie wiemy, czy mamy do czynienia z przypadkiem rozwijającego się nowotworu, który powoduje wzrost temperatury na powierzchni piersi, czy tylko z nietypowym usytuowaniem naczyń krwionośnych, które dają podobny wzrost temperatury na powierzchni. A jeśli jest to nowotwór, to na jakiej głębokości jest usytuowany i w jakiej fazie/stadium rozwoju. Dlatego nieodzownym elementem diagnostyki termograficznej w medycynie powinno być przygotowanie odpowiedniego modelu numerycznego obserwowanej jednostki chorobowej i porównanie wyników symulacji numerycznej z wynikami badania termograficznego. Dopiero uzyskanie zgodności badania z wynikami obliczeń powinno być podstawą do wydania diagnozy.

Do opracowania modelu numerycznego procesu wymiany ciepła w tkance najczęściej wykorzystuje się równanie przepływu ciepła zaproponowane przez Pennesa [13] – (1):

$$c_t \rho_t \frac{\partial T(x,y,z,t)}{\partial t} = k\nabla^2 T(x,y,z,t) + Q_b + Q_m + Q_z \qquad (1),$$

gdzie: $\rho$ – gęstość [kg/m³], $c$ – ciepło właściwe [J/kg·K], T – temperatura [K], $k$ – współczynnik przewodzenia ciepła [W/m·K], $Q_b$ [W/m³] – gęstość mocy cieplnej dostarczanej lub odprowadzanej przez łoże naczyniowe tkanki, $Q_m$ – gęstość mocy cieplnej dostarczonej przez metabolizm, $Q_z$ – gęstość mocy cieplnej dostarczanej przez źródło zewnętrzne.

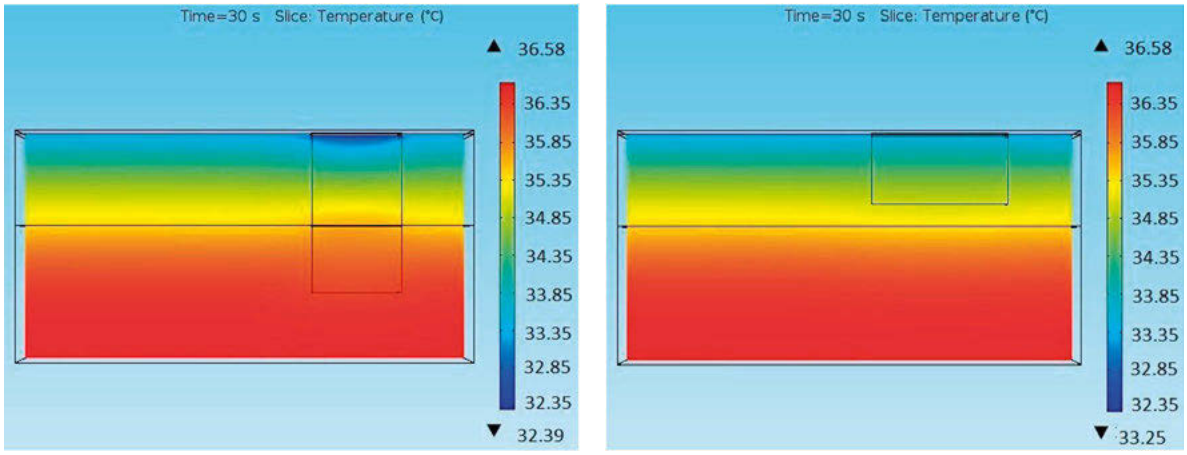
Zmianę energii cieplnej w tkance opisuje lewa strona powyższego równania, zaś prawa strona opisuje przyczynę tych zmian. Zmiany te są rejestrowane przez kamerę termograficzną na powierzchni badanej tkanki. Na podstawie tych zmian prowadzone są analizy, który z czynników w równaniu (1) w danej patologii odgrywa największe znaczenie, a obserwowane różnice pomiędzy patologiczną tkanką lub procesem a zdrową pozwolą na podjęcie decyzji diagnostycznej.

W aplikacjach do modelowania numerycznego, np. Comsol Multiphysics [14], najczęściej spotyka się uproszczone biologiczne równanie przepływu ciepła (2), w którym pomija się efekt metabolizmu:

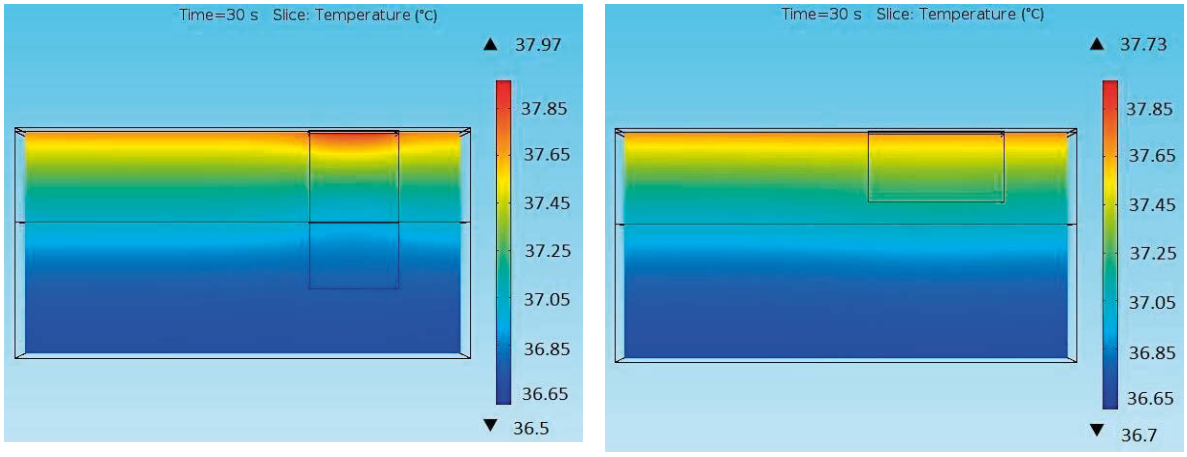
$$c_t \rho_t \frac{\partial T(x,y,z,t)}{\partial t} - k\nabla^2 T(x,y,z,t) + \rho_b c_b \omega_b (T_b - T) \qquad (2),$$

gdzie: $\rho_b$ – gęstość krwi [kg/m³], $c_b$ – ciepło właściwe krwi [J/kg·K], $\omega_b$ – współczynnik perfuzji krwi [1/s], $T_b$ – temperatura krwi [K].

Poniżej na rysunku 1 i rysunku 2 zaprezentowano wyniki symulacji numerycznych dla oparzenia skóry głębokiego i płytkiego poddanego stymulacji zewnętrznym źródłem ciepła w postaci bodźca chłodzącego (Rys. 1) oraz bodźca ogrzewającego (Rys. 2) trwającego 30 sekund. Zaprezentowano przekrój w głąb tkanki skórnej. Widać, że dla oparzenia głębokiego zachodzą większe zmiany temperatury, co jest związane z brakiem perfuzji krwi, czyli ciepło nie jest doprowadzane do powierzchni skóry oparzonej przez łoże naczyniowe w przypadku schładzania powierzchni i dochodzi do relatywnie głębokiego i dużego wychłodzenia dla zastosowanego bodźca chłodzącego, natomiast dla ogrzewania, ponieważ nie jest ciepło z powierzchni odprowadzane w głąb tkanki przez łoże naczyniowe dochodzi do nadmiernego ogrzania oparzonego fragmentu tkanki. Natomiast dla oparzenia płytkiego, ponieważ zwiększony jest współczynnik perfuzji względem tkanki zdrowej, a także głęboko oparzonej, nie obserwuje się odpowiednio efektu przechłodzenia lub przegrzania. Podobne modele można skonstruować dla przypadku skórnych testów alergicznych, a także przypadków nowotworów piersi [15].




***Rys. 1*** *Przekrój modelu fantomu biologicznego – koniec fazy chłodzenia powierzchni skóry temperaturą 10°C po czasie 30 s: a) oparzenie głębokie, b) oparzenie płytkie*




***Rys. 2*** *Przekrój modelu fantomu biologicznego – koniec fazy nagrzewania powierzchni skóry temperaturą 45°C po czasie 30 s: a) oparzenie głębokie, b) oparzenie płytkie*

## Literatura

1. X.P.V. Maldague: *Theory and Practice of Infrared Technology for Non-Destructive Testing*, J. Wiley & Sons, Inc., New York 2001.
2. M. Kaczmarek, A. Nowakowski: *Active IR-Thermal Imaging in Medicine*, J Nondestruct Eval, 35, 2016, 19, DOI 10.1007/s10921-016-0335-y.
3. J. Bauer, E. Dereń: *Standaryzacja badań termograficznych w medycynie i fizykoterapii, Inżynieria Biomedyczna* – Acta Bio-Optica et Informatica Medica, 20(1), 2014, 11-20.
4. A. Trafarski, Z. Jaskólska, L. Różański: *Jakość diagnozowania termograficznego w podczerwieni jako funkcja wymuszenia termicznego w wybranych zastosowaniach medycznych*, Politechnika Poznańska, Instytut Technologii Mechanicznej, Zakład Metrologii i Systemów Pomiarowych, Poznań 2007.
5. A. Cholewka, Z. Drzazga, A. Sieroń i A. Stanek: *Thermovision diagnostics in chosen spine disease treated by whole body cryotheraphy*, Journal of Thermal Analysis and Calorimetry, 102(1), 2010.
6. M. Łukowicz, A. Zając, P. Zalewski, M. Weber-Zimmermann, K. Ciechanowska: *Badania termowizyjne skóry w zabiegu sonoterapii przy zastosowaniu soczewki skupiającej falę ultradźwiękową*, Inżynieria Biomedyczna – Acta Bio-Optica et Informatica Medica, 3, 2007, 218-220.
7. A. Skomudek, W. Skomudek: *Termografia w diagnostyce rehabilitacyjnej*, Pomiary Automatyka Kontrola, 59(9), 2013.
8. E.F. Ring, K. Ammer: *The Technique of Infrared Imagining in Medicine*, Thermology International, 10(1), 2000, 7-14.
9. A. Nowakowski (red.): *Rozwój diagnostyki termicznej metodami detekcji podczerwieni. Ilościowa diagnostyka ran oparzeniowych i inne aplikacje*, Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT, Warszawa 2009, 19-25, 38-45, 50-51, 80-87, 155-182, 217-223.
10. PN-EN ISO 80601-2-56:2013-04 – wersja angielska, Katalog Polskich Norm, http://sklep.pkn.pl/pn-en-iso-80601-2-56-2013-04e.html (data dostępu 21.04.2018 r.).
11. ISO 80601-2-59:2010, http://www.beuth.de/en/standard/din-en-80601-2-59/127149340 (data dostępu 21.04.2018 r.).
12. http://www.iso.org/iso/home/news_index/news_archive/news.htm?refid=Ref1224 (data dostępu 21.04.2018 r.).
13. H.H. Pennes: *Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm*, J. Appl. Physiol, 93, 1948.
14. https://www.comsol.com/comsol-multiphysics/ (data dostępu: 21.04.2018 r.).
15. M. Kaczmarek, A. Nowakowski: *Aktywna termografia dynamiczna w badaniach mammograficznych*, XIII Krajowa Konferencja Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna, Gdańsk, 2003.

# Commissioning stereotaktycznych kolimatorów „Conical" marki Varian – metodyka pomiarowa oraz zestawienie wyników z danymi producenta

*Marek Kijonka, Beata Niewiadomska, Adam Bekman, Bożena Woźniak, Aneta Wajda, Joanna Prażmowska, Aleksandra Woźnica, Łukasz Kapek, Maria Sokół, Andrzej Orlef*

Zakład Fizyki Medycznej, Centrum Onkologii – Instytut im. Marii Skłodowskiej-Curie, Oddział w Gliwicach, ul. Wybrzeże Armii Krajowej 15, 44-101 Gliwice

## Wprowadzenie

Kolimatory „Conical" stanowią jeden z elementów stereotaktycznego pakietu wewnątrzczaszkowego SRS oferowanego wraz z produktami marki Varian. Są to kolimatory stożkowe (często również nazywane tubusami) formujące wiązkę o poprzecznym przekroju w kształcie koła o różnych średnicach [1]. Nie stanowią one odkrycia ostatnich lat, natomiast podstawową zaletą takiego rozwiązania jest możliwość uzyskania rozkładów dawki o bardzo dużym gradiencie na brzegu pola promieniowania (niewielki obszar półcienia wiązki) oraz niskiej wartości dawki poza objętością leczoną (niska wartość transmisji przez kolimator) [2]. Należy podkreślić, że w odległości izocentrycznej średnica kolimowanych pól wynosi od 4,0 mm do 17,5 mm [1]. Wszelkie pomiary dozymetryczne dla tak małych wiązek wymagają szczególnej ostrożności, gdyż wiążą się z pomiarami w warunkach silnej bocznej nierównowagi elektronowej oraz występowaniem innych problemów dozymetrii stereotaktycznej [2-5].

Commissioning kolimatorów „Conical" dla celów konfiguracji systemu planowania leczenia Cone Dose Calculation wymaga pomiarów profili wiązek terapeutycznych (OAR), współczynników TMR (Tissue-Maximum Ratio) oraz współczynników pól (OF) [6].

## Cel

Celem pracy jest wyznaczenie parametrów dozymetrycznych niezbędnych do konfiguracji systemu planowania leczenia (tzn. OAR, TMR, OF) z użyciem kolimatorów „Conical" oraz porównanie otrzymanych wyników z danymi literaturowymi oraz danymi producenta (tzw. „Gold Standard").

## Materiały i metody

Pomiary przeprowadzono dla wiązek fotonowych o nominalnych potencjałach przyspieszających 6 MV generowanych przy użyciu akceleratora Edge firmy Varian – wiązka z filtrem wyrównującym oraz bezfiltrowa (tzw. FFF). Na zestaw SRS, który stanowi przedmiot opracowania składa się m.in. siedem kolimatorów o następujących średnicach kołowego pola napromieniania zdefiniowanego w izocentrum: 4,0, 5,0, 7,5, 10, 12,5, 15, 17,5 mm.

Pomiary przeprowadzono przy użyciu narzędzi dozymetrycznych firmy PTW: automatycznego analizatora pola MP3 wraz z PTW TBA Control Unit, PTW Tandem i PTW Unidos. Do rejestracji i analizy danych dozymetrycznych wykorzystano oprogramowanie Mephysto w wersji 3.0. Profile wiązek oraz współczynniki OF zostały zmierzone dwoma rodzajami detektorów: mikrodetektorem diamentowym PTW 60019 oraz detektorem półprzewodnikowym PTW 60017. Krzywe TMR zostały zmierzone przy wykorzystaniu mikrodetektora diamentowego PTW 60019.

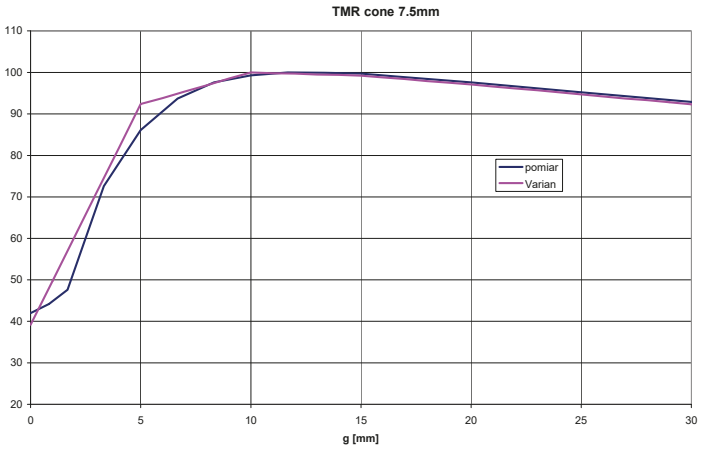
Dla wszystkich kolimatorów i obu wiązek terapeutycznych zarejestrowano OAR w różnych odległościach SSD (80, 90 i 100 cm). Krzywe TMR były rejestrowane metodą „step and shoot" z akwizycją sygnału dla 200 jednostek monitorowych.

Pomiary współczynników OF były wykonywane w odległości izocentrycznej (100 cm) na głębokości 5 cm i normalizowane do pola kwadratowego 10 cm x 10 cm.

## Wyniki

Uzyskane wyniki współczynników OF skorygowano ze względu na obecność perturbacji odpowiedzi użytych detektorów oraz efekty wolumetryczne [3-5]. Po przeprowadzeniu niezbędnych poprawek otrzymane dane dla różnych detektorów były spójne ze sobą i zgodne z danymi literaturowymi dla podobnych konfiguracji kolimatorów stożkowych. Natomiast niepokojący jest fakt oferowania przez producenta nieprzetworzonych danych „Gold Standard" przy braku zastosowania odpowiednich poprawek dla współczynników OF (zarejestrowanych detektorem półprzewodnikowym).

Ponadto w przypadku krzywych TMR danych „Gold Standard" zauważalna jest bardzo niska rozdzielczość przestrzenna w obszarze buildup (5 mm), co przełożyło się na charakterystyczną nieregularność jej przebiegu (Rys. 1).




***Rys. 1*** *Porównanie krzywych TMR dla wiązki fotonowej 6 MV w obszarze buildup dla kolimatora stożkowego o średnicy 7,5 mm (pomiar i dane producenta)*

Przebiegi OAR charakteryzowały się większymi obszarami półcienia dla mikrodetektora diamentowego, co związane było z jego większym wymiarem poprzecznym objętości czynnej względem detektora półprzewodnikowego PTW 60017 [3]. Ponadto w porównaniu tym zauważalne było również przeszacowanie sygnału w obszarze cienia dla detektora półprzewodnikowego – zależność widmowa odpowiedzi detektora [3].

## Wnioski

Kolimatory „Conical" wymagają bardzo pracochłonnych pomiarów porównywalnych w swoim zakresie do commissioningu całego nowo zainstalowanego przyśpieszacza.

Do prawidłowej konfiguracji systemu planowania leczenia dla wiązek stereotaktycznych niezbędne jest wykonanie precyzyjnych pomiarów dozymetrycznych o submilimetrowej rozdzielczości przestrzennej.

Istotne znaczenie ma również wybór odpowiedniego detektora pomiarowego, uwzględnienie perturbacji sygnału oraz efektu wolumetrycznego uzyskanych danych.

## Literatura

1. Intracranial SRS Package, Varian Medical Systems, 4, 2014.
2. F. Verhaegen, I.J. Das, H. Palmans: *Monte Carlo dosimetry study of a 6MV stereotactic radiosurgery unit*, Physics in Medicine and Biology, 43, 1998.
3. *Dosimetry of small fields used in external beam radiotherapy, An international code of practise for reference and relative dose determination*, Technical reports series no. 483, IAEA, 2017
4. R. Dąbrowski, *Dozymetria małych pól fotonowych*, Inżynier i Fizyk Medyczny, vol. 1 3/2012.
5. J.Y. Cheng, H. Ning, B.C. Arora, Y. Zhuge, R.W. Miller', *Output factor comparision of Monte Carlo and measurement for Varian TrueBeam 6 MV and 10 MV flattering filter-free stereotactic radiosurgery system*, Journal of Applied Clinical Medical Physics, vol 17, 2016.
6. *Eclipse Photon and Electron Algorithms Reference Guide*, P1008611-003-C, Varian Medical System, 2015.


# Sposób realizacji zapisów Dyrektywy 2013/59/EURATOM w projekcie nowelizacji ustawy Prawo Atomowe


*Andrzej Orlef*

Zakład Fizyki Medycznej, Centrum Onkologii – Instytut im. Marii Skłodowskiej-Curie, Oddział w Gliwicach, ul. Wybrzeże Armii Krajowej 15, 44-101 Gliwice


*DYREKTYWA RADY 2013/59/EURATOM z dnia 5 grudnia 2013 r. ustanawiająca podstawowe normy bezpieczeństwa w celu ochrony przed zagrożeniami wynikającymi z narażenia na działanie promieniowania jonizującego oraz uchylająca dyrektywy 89/618/Euratom, 90/641/Euratom, 96/29/Euratom, 97/43/Euratom i 2003/122/Euratom* [1] powinna być wdrożona w formie przepisów prawnych najpóźniej do dnia 6 lutego 2018 roku. W tym celu nowelizacji podlega ustawa Prawo Atomowe – projekt nowelizacji jest dostępny na stronie Rządowego Centrum Legislacji [2]. W trakcie prezentacji zostaną poruszone przede wszystkim zagadnienia dotyczące obszaru pracy fizyka medycznego. Zostaną omówione m.in. pojęcia: eksperta fizyki medycznej, specjalisty w dziedzinie fizyki medycznej, fizyka medycznego w zakresie medycyny nuklearnej, fizyka medycznego w zakresie rentgenodiagnostyki i radiologii zabiegowej oraz zakresu ich kompetencji i zadań w jednostce ochrony zdrowia. Zwrócona zostanie uwaga na wymóg, aby nowy medyczny sprzęt radiodiagnostyczny wytwarzający promieniowanie jonizujące był wyposażony w urządzenie lub równoważny środek przekazujący lekarzowi prowadzącemu odpowiednie parametry do oceny dawki dla pacjenta, a informacja dotycząca narażenia pacjenta ma być częścią opisu wyników medycznej procedury radiologicznej. W trakcie audytu klinicznego wewnętrznego dla każdej procedury szczegółowej należy wyodrębnić dane pozwalające określić wielkość narażenia pacjentów dorosłych oraz pacjentów do 16. roku życia, w podziale na płeć oraz dokonać porównania tych wielkości z diagnostycznymi poziomami referencyjnymi w przypadku, gdy zostały określone. Kopia raportu z audytu wewnętrznego ma trafiać do właściwej komisji procedur i audytów oraz do Krajowego Centrum Ochrony Radiologicznej w Ochronie Zdrowia.

Zostanie zauważone 7,5-krotne zmniejszenie wartości dawki granicznej dla soczewki oka oraz przedstawione zostaną wartości nowych współczynników wagowych tkanek wymaganych do obliczenia dawki skutecznej. Omówione zostaną nowe zasady realizacji obowiązku stałego podnoszenia swoich kwalifikacji z zakresu ochrony radiologicznej pacjenta przez osoby wykonujące badania diagnostyczne, zabiegi lub leczenie przy użyciu promieniowania jonizującego i nadzorujące ich wykonywanie. Według projektu należy zdobyć 20 punktów szkoleniowych w ciągu kolejnych 5 lat, przy czym punkty można zdobywać na różne sposoby. Zwrócona zostanie uwaga na modyfikacje terminologii dotyczącej testów kontroli parametrów fizycznych urządzeń radiologicznych i pomocniczych oraz wymaganych kompetencji do ich wykonywania. Po spełnieniu pewnych warunków testy eksploatacyjne w radioterapii oraz testy specjalistyczne będą mogły wykonywać również osoby o nieokreślonych kwalifikacjach pod nadzorem specjalisty w dziedzinie fizyki medycznej lub specjalisty w dziedzinie inżynierii medycznej, zatrudnionych w tej jednostce ochrony zdrowia.


## Literatura

1. Dziennik Urzędowy Unii Europejskiej 2014 Nr L 13/1.
2. https://legislacja.rcl.gov.pl/projekt/12293151/katalog/12398917#12398917.


# Dozymetria wiązek FFF


*Joanna Prażmowska*

Zakład Fizyki Medycznej, Centrum Onkologii – Instytut im. Marii Skłodowskiej-Curie, Oddział w Gliwicach, ul. Wybrzeże Armii Krajowej 15, 44-101 Gliwice


Wiązki fotonowe generowane bez filtra spłaszczającego (tzw. wiązki FFF) nie są w radioterapii niczym nowym [1]. Natomiast w czasach, gdy planowanie i realizacja radioterapii odbywała się głównie w sposób manualny, stosowanie w wiązce kompensatora wyrównującego upraszczało i przyspieszało obliczenia rozkładów dawek [2]. Wraz z rozwojem technologicznym (wprowadzenie kolimatorów wielolistkowych oraz optymalizacja mocy dawki) i zwiększeniem mocy obliczeniowej komputerów powtórnie zwrócono uwagę w stronę wiązek FFF. W dzisiejszym czasie stały się one standardem w radioterapii, a w szczególności radiochirurgii stereotaktycznej. Brak przeszkody na drodze wiązki pozwolił zredukować ilość promieniowania rozproszonego generowanego w głowicy akceleratora. Ponadto uzyskana w ten sposób większa moc dawki pozwoliła skrócić czas terapii, a przez to zwiększyć precyzję podania dawki w określony obszar, minimalizując ryzyko błędu geograficznego.

Przed fizykami medycznymi z całego świata postawiony został jednak problem scharakteryzowania parametrów fizycznych uzyskanej wiązki FFF. O ile charakter krzywej PDD nie uległ zmianie, tak kształt i metodyka analizy profili poprzecznych sta-

ła się bardziej skomplikowana. Ponadto w przypadku małych wymiarów pól niezależnie od użycia filtra spłaszczającego [3] profile są do siebie zbliżone. Natomiast dla dużych pól, poza symetrią, żaden z powszechnie używanych parametrów profilu poprzecznego nie ma zastosowania.

Wielu autorów starało się zaproponować parametry charakteryzujące wiązki FFF [4], jednak na ich tle szczególnie wyróżnia się praca Fogliaty i wsp. [5]. Wskazała ona szereg nietrywialnych parametrów pozwalających precyzyjnie opisać profil wiązki o złożonym kształcie. To właśnie te parametry (m.in. renormalizacja, nachylenie półprofilu, nowa definicja półcienia) znalazły się w najnowszym protokole dozymetrycznym do analizy danych pomiarowych w programie Mephysto firmy PTW. Wprowadzenie metodyki opartej o pracę Fogliaty i wsp. do protokołów dozymetrycznych oprogramowania PTW pozwoliło na zobiektywizowanie i uproszczenie analizy profili wiązek FFF.

W przypadku urządzeń CyberKnife oraz Tomoterapia, w których źródła promieniowania pozbawione są filtrów wyrównujących, stosowana jest głównie jedna metoda oceny stabilności profilu wiązki promieniowania – analiza indexu gamma [6]. Przy zadanych przez producenta restrykcyjnych warunkach porównuje się badaną krzywą z profilem referencyjnym. Pozwala to na sprawdzenie danych w całym zakresie (punkt po punkcie) zarówno w obszarze wysokiej dawki, jak i jej wysokiego gradientu, co ma szczególne znaczenie w przypadku realizacji procedur stereotaktycznych.

Pomimo powszechnego zastosowania wiązek bezfiltrowych (FFF) w praktyce klinicznej polskie prawo na chwilę obecną nie określa parametrów do analizy ich profili. W załączniku 6 rozporządzenia Ministra Zdrowia dotyczącym warunków bezpiecznego stosowania promieniowania jonizującego (m.in. w radioterapii) poza symetrią i jednorodnością pojawił się nowy sposób analizy stabilności profilu wiązki [7]. Wymaga on porównania punktowych różnic procentowych między analizowanym profilem a tym zebranym podczas commissioningu aparatu terapeutycznego. Niestety dotyczy to tylko obszaru jednorodności wiązki i nieuwzględnienia ewentualnych różnic związanych z niepewnością położenia przestrzennego detektora. Należy jednak podkreślić, że treść załącznika odnosi się tylko do akceleratorów konwencjonalnych, do których urządzenia generujące wiązki FFF nie należą.

Wieloletnie doświadczenie z wiązkami bezfiltrowymi dla różnych urządzeń oraz stosowanie wielu zaawansowanych metod weryfikacji rozkładu dawki w Centrum Onkologii Oddział Gliwice pozwala na stwierdzenie, że wybór indexu gamma to najszybsza i najbezpieczniejsza metoda analizy danych dozymetrycznych. Należy jednak podkreślić, że niezbędne jest posiadanie wysokiej jakości danych referencyjnych. W przypadku ich braku lub niepełnowartościowych danych odniesienia wnikliwa analiza zgodna z artykułem Fogliata i wsp. może być również dobrym wyznacznikiem stabilności otrzymanych profili wiązek FFF.

## Literatura


1. Y. Dzierma i in.: *Beam properties and stability of flattening filter free 7MV beam – an overview*, Med. Phys., 39, 2012, 2595-2602.
2. D. Georg i in.: *Current status and future perspective of flattening filter free photon beam*, Med. Phys., 38, 2011. 1280-1293.
3. TRS 483: *Dosimetry of small static fields used in external beam radiotherapy, An international code of practice for reference and relative dose determination*, International Atomic Energy Agency, Wiedeń 2017.
4. F. Pönisch i in.: *Properties of unflattened photon beams shaped by a multileaf collimator*, Med. Phys., 33, 2006, 1738-1746.
5. A. Fogliata i in.: *FFF beam quality assurance*, Med. Phys., 39, 2012.
6. D.A. Low i in.: *A technique for the quantitative evaluation of dose distributions*, Med. Phys., 25, 1998, 656-661.
7. Rozporządzenie ministra zdrowia z dnia 18 lutego 2011 r. w sprawie warunków bezpiecznego stosowania promieniowania jonizującego dla wszystkich rodzajów ekspozycji medycznej (tekst jedn.: Dz.U. 2017 poz. 884).


# Wyzwania w ortopedii – nowoczesne technologie


*Ryszard Tomaszewski*

Górnośląskie Centrum Zdrowia Dziecka im. Jana Pawła II, ul. Medyków 16, 40-752 Katowice


We współczesnej ortopedii i traumatologii w leczeniu układu kostno-stawowego coraz częściej wykorzystane są nowoczesne technologie. Każde postępowanie terapeutyczne poprzedzone jest badaniem klinicznym, diagnostyką, na podstawie których podejmuje się decyzję co do sposobu leczenia, które może być zachowawcze (np. polegające na obserwacji pacjenta bądź można wykorzystać unieruchomienia pod postacią opatrunków gipsowych czy ortez). Leczenie może być również operacyjne. Specyfiką leczenia pacjentów w ortopedii i traumatologii jest obecność u dzieci chrząstki wzrostowej odpowiedzialnej na wzrost kości [1], natomiast u osób w wieku podeszłym występowanie zmian zwyrodnieniowych czy złamań osteoporotycznych. Z tego też powodu w inny sposób leczy się złamania czy deformacje kostno-stawowe dziecięce, które charakteryzują się m.in. dużo krótszym okresem zrostu kostnego w porównaniu z osobami dorosłymi oraz możliwością modelowania kości w czasie wzrostu. Pozwala to na stosowanie innych, czasem mniej stabilnych implantów niż u pacjentów z zamkniętą chrząstką wzrostową. Również inne jest podejście w stosowaniu badań diagnostycznych u dzieci i dorosłych, oczywiście RTG jest badaniem obrazowym najczęściej wykonywanym w ortopedii, a szczególnie w traumatologii, jednak diagnostyka z użyciem USG coraz częściej stosowana jest w obrazowaniu złamań u dzieci. Także u noworodków USG pozwala na obrazowanie kości ze względu na częściową chrzęstną budowę kości. USG jest w chwili obecnej powszechnie stosowane np. w diagnostyce dysplazji, zwichnięć czy zapalenia stawu biodrowego u dzieci. Natomiast u osób dorosłych diagnostyka ultrasonograficzna przede wszystkim stosowana jest w obrazowaniu tkanek miękkich. Tomografia komputerowa pozwala na dobre obrazowanie zwłaszcza kości, szczególnie w połączeniu z rekonstrukcjami TK typu 3D. Jednak ze względu na promieniowanie rentgenowskie coraz częściej stosuje się w miejsce tomografii komputerowej badania z wykorzystaniem rezonansu magnetycznego. Nie tylko ze względu na możliwość obrazowania tkanek miękkich, ale także na coraz lepszą możliwość oceny kości w tym badaniu. Aczkolwiek każde z badań obrazowych ma swoje ściśle określone wskazania. Zespolenia kości w zależności od wskazań można wykonać z wykorzystaniem zespoleń zewnętrznych lub wewnętrznych. Zespolenia zewnętrzne mogą być jedno lub wielopłaszczyznowe, stosuje się obecnie zespolenia, które dzięki stosowaniu aplikacji komputerowej na podstawie RTG, TK, RM kości pozwalają zaprogramować ustawienie zespolenia zewnętrznego, a w przypadkach korekcji deformacji kości także stworzyć program leczenia wydłużenia kości z jej korekcją [2]. W zespoleniach wewnętrznych większość implantów kostnych obecnie używanych w ortopedii wykonana jest z tytanu, co pozwala na stosowanie

obrazowania z użyciem rezonansu magnetycznego oraz lepszą osteointegrację implantów, jednak ze względu na właściwości mechaniczne tytanu niektóre implanty wykorzystywane do zespoleń nadal wykonane są ze stali. Jednym z najprostszych implantów używanych do zespoleń są druty Kirchnera, które także stosuje się w użyciu śrub kaniulowanych, gdzie po uprzednim wprowadzeniu drutu Kirchnera do kości oraz rozwiercania kanału wiertłem kaniulowanym wprowadza się śruby. Płyty do zespoleń kości używane obecnie charakteryzują się ryglowaniem śruby w gnieździe płyty, co dodatkowo zwiększa stabilność zespolenia oraz ułatwia procesy gojenia [3, 4]. Innym sposobem zespolenia kości są gwoździe śródszpikowe, które mogą być elastyczne lub z możliwością ryglowania śrubami. Także obecnie coraz częściej stosuje się implanty wykonane z biomateriałów ulegających biodegradacji, szczególnie dotyczy to implantów używanych w artroskopii czy innych technikach mało inwazyjnych. Zabiegi operacyjne w ortopedii można przeprowadzać z wykorzystaniem m.in. nawigacji okołooperacyjnej [5]. Jest to technologia, która pozwala na ułatwienie w przeprowadzeniu zabiegów operacyjnych w obrębie kręgosłupa, w chirurgii onkologicznej czy w endoprotezoplastykach. Nawigacja opiera się na połączeniu poprzez kamerę na podczerwień obrazu zaplanowanego przed zabiegiem operacyjnym na podstawie wykonanych badań RTG, TK i RM oraz połączenia tych wirtualnych obrazów z rzeczywistym obrazem pola operacyjnego. Zabiegi te mają szczególne zastosowanie w endoprotezoplastykach stawów wykonanych na wymiar. Diagnostyka, przygotowanie zabiegu operacyjnego i następnie jego przeprowadzenie coraz bardziej opierają się na stosowaniu nowoczesnych technologii.

## Literatura


1. A. Langenskiöld: *The Possibilities of Eliminating Premature Partial Closure of an Epiphyseal Plate Caused by Trauma or Disease*, Acta Orthopaedica Scandinavica, 38, 1967, 267-279.
2. M. Eidelman, V. Bialik, A. Katzman: *Correction of deformities in children using the Taylor spatial frame*, J Pediatr Orthop B, 15(6), 2006, 387-395.
3. E. Kenneth, E. Kubiak, E. Fulkerson: *Biomechanics of Locked Plates and Screws*, J Orthop Trauma, 18, 2004, 8.
4. J. Anglen, R.F. Kyle, J.L. Marsh, W.W. Virkus, W.C. Waiters, M. Keith, K.M. Boyer: *Locking plates for extremity fractures*, Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons, 17(7), 2009, 465-472.
5. L. Amiot, F. Poulin: *Computed Tomography-Based Navigation for Hip, Knee, and Spine Surgery*, Clinical Orthopaedics & Related Research, 421, 2004, 77-86.


# Porównanie krzywych PDG dla wiązek fotonowych o energiach 6 MV i 6 FFF MV zmierzonych różnymi detektorami. Próba oszacowania dawki powierzchniowej przy użyciu dozymetrii filmowej


*Aleksandra Woźnica, Bożena Woźniak, Joanna Prażmowska, Aneta Wajda, Marek Kijonka, Beata Niewiadomska, Adam Bekman, Łukasz Kapek, Andrzej Orlef, Maria Sokół*

Zakład Fizyki Medycznej, Centrum Onkologii – Instytut im. Marii Skłodowskiej-Curie, Oddział w Gliwicach, ul. Wybrzeże Armii Krajowej 15, 44-101 Gliwice


## Wprowadzenie

Jednym z podstawowych parametrów dozymetrycznych charakteryzujących wiązkę terapeutyczną jest procentowa dawka głęboka (PDD). Zgodnie z obowiązującym raportem dozymetrycznym IAEA TRS 398, z punktu widzenia bezwzględnej kalibracji dozymetrycznej, szczególne znaczenie ma pomiar PDD w warunkach referencyjnych, tj. dla wymiaru pola 10 cm x 10 cm i odległości SSD 100 cm. Raport zaleca do tego celu stosowanie komór płasko-równoległych o stałej odległości między elektrodami [1]. Od czasu publikacji raportu w 2006 roku zwiększyła się dostępność różnego rodzaju detektorów i pojawiła się potrzeba oceny ich przydatności w pomiarach parametrów fizycznych wiązek.

Największe wyzwanie stanowi określenie krzywej PDD w zakresie głębokości od 0 cm do dmax, czyli w obszarze tzw. *build-up*. Trudności wynikają z szeregu występujących w tym obszarze niekorzystnych czynników, takich jak brak równowagi elektronowej, trudny do oszacowania wpływ kontaminacji elektronowej i rozproszonego promieniowania fotonowego oraz duży gradient dawki, szczególnie na głębokości pierwszego milimetra [4].

Dokładność obliczeń rozkładów dawek w obszarze *build-up* oraz na skórze pacjenta ma szczególne znaczenie w przypadku leczenia płytko zlokalizowanych nowotworów.

Większość stosowanych detektorów znacznie przeszacowuje wartości dawek powierzchniowych [2], co ma bezpośredni wpływ na niepewności obliczanych rozkładów dawek w tym obszarze.

Zaleca się, aby pomiar dawki powierzchniowej odbywał się podczas gromadzenia danych do systemu planowania leczenia bez zastosowania tradycyjnych systemów skanujących [2]. Płasko-równoległe komory ekstrapolacyjne oraz komora Attiksa uznawane są za „złote standardy" dozymetrii w zakresie dawek na powierzchni. Dostępność tych detektorów jest jednak ograniczona. Dozymetria z zastosowaniem filmów radiochromowych charakteryzująca się wysoką rozdzielczością, brakiem zależności energetycznej i zbliżoną gęstością do wody, jest szeroko stosowaną metodą pomiaru dawek powierzchniowych. Wiele prac wskazuje na dobrą zgodność pomiędzy dawkami zmierzonymi z zastosowaniem dozymetrii filmowej i komorami ekstrapolacyjnymi [3-5].

## Cel

Pierwsza część pracy poświęcona jest ocenie krzywych PDD uzyskanych przy zastosowaniu różnych detektorów dla głębokości większych od dmax, ze szczególnym uwzględnieniem parametrów charakteryzujących jakość wiązki (PDD10, TPR20/10 oraz dmax).

W dalszej części pracy przedstawiamy wyniki pomiaru dawki powierzchniowej wyznaczonej przy użyciu radiochromowej dozymetrii filmowej i zestawiamy je z dawkami powierzchniowymi oszacowanymi metodą ekstrapolacji na podstawie krzywych PDD zmierzonych dostępnymi detektorami.

## Materiały i metody

Pomiary przeprowadzono dla dwóch wiązek fotonowych o nominalnych potencjałach przyspieszających 6 MV generowanych przy użyciu akceleratora Edge firmy Varian z filtrem spłaszczającym oraz bez filtra.

Do wyznaczenia parametrów profili głębokościowych wiązek użyto narzędzi dozymetrycznych firmy PTW: automatycznego analizatora pola MP3 wraz z PTW TBA Control Unit, PTW Tandem i PTW Unidos. Do rejestracji i analizy otrzymanych danych wykorzystano oprogramowanie Mephysto w wersji 3.0. Przebiegi krzywych PDD określone przy użyciu komory PTW Markus (płasko-równoległej) zestawiono z wynikami uzyskanymi dla detektorów płasko-równoległych PTW Markus Advanced i PTW Roos, mikrodetektora diamentowego PTW 60019 oraz detektorów półprzewodnikowych PTW 60017 i PTW 60018.

Do wyznaczenia dawki powierzchniowej wykorzystano zestaw dozymetryczny składający się z filmów typu Gafchromic EBT3, skanera Epson V700 oraz oprogramowania RIT 113.

## Wyniki i wnioski

Dozymetria filmowa wskazuje wartości dawki powierzchniowej na poziomie 30% i 38% dawki maksymalnej dla fotonów 6 MV i 6 FFFMV odpowiednio. Wartości dawek na powierzchni oszacowane na podstawie krzywych PDD z zastosowaniem komór Markus,

Advanced Marcus, diody SRS i komory Roos zawyżają o około 25% wartości dawek w porównaniu z dozymetrią filmową. Pomiary wykonane z zastosowaniem diody typu E oraz detektora diamentowego dają wartości dawek powierzchniowych na poziomie 42% i 52% dawki w maksimum dla fotonów 6 MV i 6 FFFMV odpowiednio.

Dla detektorów Markus, Markus Advanced, microDiamond i komory Roos otrzymane wartości procentowej dawki głębokiej PDD10 są zbieżne w zakresie do 0,5%. Należy podkreślić, że w przypadku użycia detektorów półprzewodnikowych (PTW 60017 i PTW 60018) powyższy parametr jest przeszacowany o ok. 1,1%. W związku z charakterem parametru TPR 20/10 (jako stosunku dwóch perturbowanych wielkości) dla wszystkich użytych w opracowaniu detektorów (zarówno półprzewodnikowych, jak i pozostałych) jakość wiązki zawierała się w przedziale ±0,5%.

## Literatura

1. P. Andreo, D.T. Burns, K. Hohlfeld, M.S. Huq, T. Kanai, F. Laitano et al.: *Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water*, Technical Report Series No. 398. Vienna, Austria: IAEA, 2000.
2. I.J. Das, C.W. Cheng, R.J. Watts, A. Ahnesjö, J. Gibbons, X.A. Li et al.: *Accelerator beam data commissioning equipment and procedures: Report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM*, Med. Phys., 35, 2008, 4186-4215.
3. S.T. Chiu-Tsao, M.F. Chan: *Photon beam dosimetry in the superficial buildup region using radiochromic EBT film stack*, Med. Phys., 36, 2009, 2074-2083.
4. T.A. Reynolds, P. Higgins: *Surface dose measurements with commonly used detectors: a consistent thickness correction method*, J Appl Clin Med Phys., 8, 2015, 358-366.
5. S. Devic, J. Seuntjens, W. Abdel-Rahman, M. Evans, M. Olivares, E.B. Podgorsak, Té Vuong, Ch.G. Soares: *Accurate skin dose measurements using radiochromic film in clinical applications*, Med. Phys., 33, 2006, 1116-1124.
6. M.J. Butson , P.K.N. Yu, P.E. Metcalfe: *Extrapolated surface dose measurements with radiochromic film*, Med. Phys., 26 (3), 1999, 485-488.

# Weryfikacja Systemów Planowania Leczenia z wykorzystaniem fantomu antropomorficznego

*Grzegorz Żygliński, Michał Janik, Ewelina Długosz, Aleksandra Klimas*

Zakład Fizyki Medycznej, Zagłębiowskie Centrum Onkologii Szpital Specjalistyczny im. Sz. Starkiewicza, ul. Szpitalna 13, 41-300 Dąbrowa Górnicza, e-mail: grzegorz.zyglinski@gmail.com

Podczas wdrażania systemu planowania leczenia (TPS) do pracy klinicznej należy sprawdzić rzetelność i poprawność rozkładu dawki uzyskanego z systemu względem rzeczywistego rozkładu dawki w ciele pacjenta. Dokładne sprawdzenie poprawności zbudowanego modelu do obliczania rozkładu dawki jest koniecznym elementem dopuszczenia systemu do użyteczności klinicznej.

Bardzo ważnym elementem jest wykonanie niezależnych pomiarów geometrycznych, dozymetrycznych oraz szeroki zestaw weryfikacji, analiz i testów.

W pracy przedstawiony został przykładowy sposób przeprowadzenia procesu sprawdzenia i weryfikacji systemu planowania leczenia dla planów i wiązek fotonowych o napięciu przyspieszającym w zakresach 4-15 MV.

Elementami koniecznymi do skontrolowania w pierwszej kolejności są:

- sprawdzenie poprawności przesyłów plików DICOM,
- sprawdzenie geometrii CT-TPS (celem wyeliminowania zniekształceń i rozbieżności geometrycznych skanowanego obiektu używanego później do wyliczania rozkładu dawki),
- sprawdzenie geometrii kV, MV i CBCT, aby mieć pewność prawidłowego odwzorowania właściwej pozycji pacjenta w trakcie seansu radioterapeutycznego,
- pomiary względnych gęstości elektronowych względem HU dla używanego tomografu komputerowego, aby uzyskać odpowiednią krzywą kalibracji TK.

Kolejny etap to szczegółowe pomiary dozymetryczne sprawdzające dane wprowadzone do nowo zbudowanego modelu wyliczania rozkładu dawki: analiza Output Factors, profili, krzywych PDG.

Niezależne pomiary dawki przy wykorzystaniu fantomu antropomorficznego człowieka nie są standardowym elementem weryfikacyjnym TPS, jednak wydają się ważne. Daje to możliwość dokładnego i ostatecznego sprawdzenia poprawności zaaplikowania zaplanowanej dawki względem podanej pacjentowi. Dobrze jest przeprowadzić takie pomiary w tkance: płucnej, kostnej i miękkiej, używając do tego celu odpowiedniego detektora, np. typu MOSFET. Aby mieć dokładny wgląd w rozkład dawki, można wykonać punktowe pomiary wewnątrz fantomu na różnych jego warstwach i głębokościach, uwzględniając różne położenie detektora, tj.: półcień wiązki, duży gradient dawki, położenie w osi wiązki i poza nią, skośne wejście wiązki, pomiary z modyfikatorami wiązek, jak np. kliny. Takie podejście do weryfikacji TPS wykorzystano dla technik statycznych i dynamicznych: IMRT i VMAT, ale może być ono wykorzystane również dla technik SRS.

*Szanowny Internauto*

*To, że znalazłeś się na tej stronie oznacza,*
*że zainteresowały Cię tematy z okładki!*

*Jeśli już dziś chciałbyś zapoznać się z czasopismem*
*wystarczy zadzwonić tel.* ***604 586 979***
*i zamówić wydanie bieżące lub prenumeratę.*

*Czasopismo dotrze do Ciebie w ciągu 3 dni*
*roboczych od dokonania wpłaty na konto.*

*64 1020 5226 0000 6202 0459 0420*

*Jeśli chcesz mieć je już dziś*
*– odwiedź najbliższy salon sieci*
***EMPIK***.

empik

*Jeśli masz czas i lubisz naszą stronę,*

facebook

*http://www.facebook.com/pages/Inżynier-i-Fizyk-Medyczny/333684476715616*

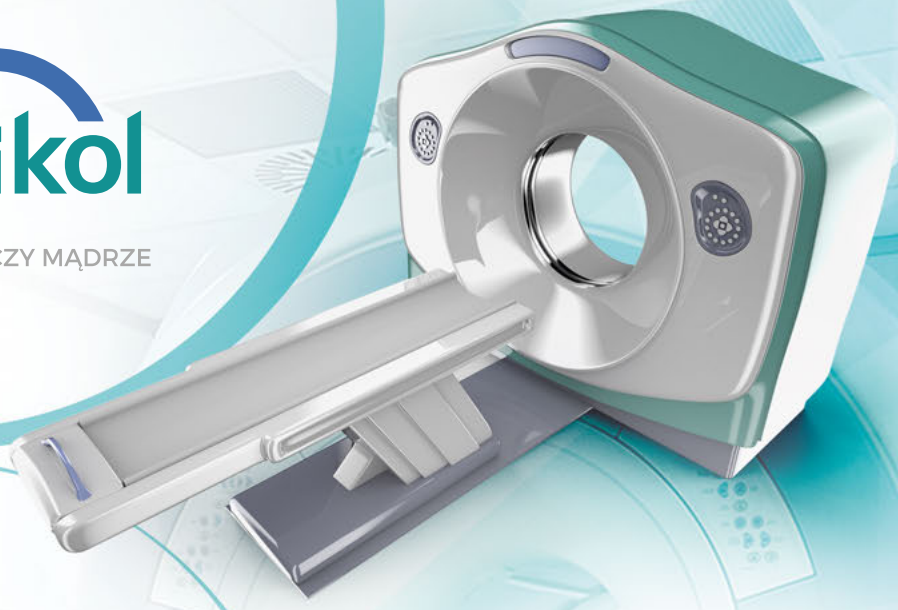
*regularnie ją odwiedzaj*
*– wersja elektroniczna zostanie udostępniona wkrótce.*

*Redakcja dwumiesięcznika*
***Inżynier i Fizyk Medyczny***

Inżynier Medyczny Fizyk

medikol

OSZCZĘDNIE ZNACZY MĄDRZE



**PRZEGLĄDY TECHNICZNE I NAPRAWY TOMOGRAFÓW KOMPUTEROWYCH ORAZ REZONANSÓW MAGNETYCZNYCH**

GE, Toshiba, Philips

**NASZE ATUTY:**

- Niższe koszty serwisowania sprzętu medycznego
- Kompleksowa obsługa pogwarancyjna
- Oryginalne części zamienne
- Zespół doświadczonych inżynierów
- Jedyny w Polsce nieautoryzowany serwis tomografów komputerowych i rezonansów magnetycznych marki PHILIPS w Polsce

1 EAST-CENTRAL EUROPE

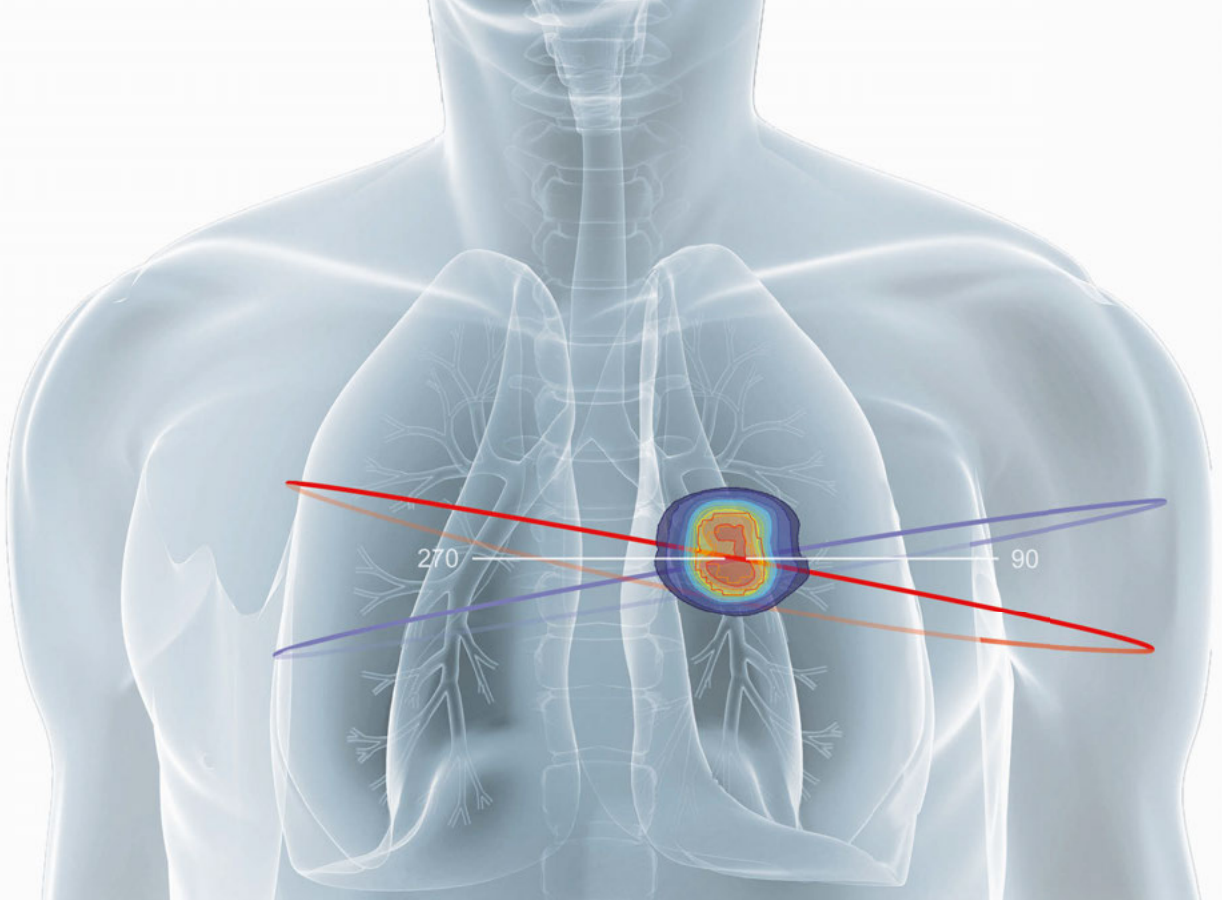
**Grzegorz Kołodziej**

Medikol Systems stanowi alternatywę dla autoryzowanych serwisów, która pozwala na obniżenie kosztów serwisu sprzętu medycznego nawet do 35%.

**Medikol Systems Sp. z o.o.**

Dział Techniczny i Usług Serwisowych
tel. kom. +48 721 773 142
tel./fax 61 223 63 91

kontakt@medikol.eu
www.medikol.eu




# MONACO®

## Accuracy without compromise

### Monaco delivers the exquisite quality you expect at the speed you need.

The complete solution you know for planning accuracy now provides **faster, more efficient planning** from simple 3D to the most complex high definition stereotactic plans. Plus, Monaco is the only treatment planning solution with the gold standard Monte Carlo algorithm and multicriteria optimization, so you can be confident that the dose planned is the dose delivered.

**VISIT ELEKTA.COM/MONACO**

Elekta