



Oszacowanie dawek pochłoniętych przez układy stymulujące pracę serca podczas radioterapii sterowanej obrazem

Estimation of doses absorbed by cardiac pacemakers during Image-guided radiation therapy

Wioletta Jakrzewska, Paweł Czajkowski

Gdyńskie Centrum Onkologii przy Szpitalu Morskim im. PCK sp. z o.o. w Gdyni, Zakład Fizyki Medycznej, ul. Powstania Styczniowego 1, 81-519 Gdynia, tel. +48 58 699 84 12, e-mail: wjakrzewska92@gmail.com

Wprowadzenie

Radioterapia pacjentów z rozrusznikiem serca jest coraz częściej stosowana. Obecność elektronicznego układu stymulującego serca nie powinna być ograniczeniem dla zastosowania leczenia. Obecne techniki realizujące proces radioterapii zapewniają wysoce precyzyjne dostarczenie dawki dla obszaru tarczowego, jednocześnie minimalizując dawkę dla zdrowych tkanek

i narządów w sąsiedztwie. Należy jednak pamiętać, że promieniowanie jonizujące nie jest obojętne dla stymulatorów serca, co wiąże się z koniecznością zastosowania większych środków ostrożności. Przeprowadzenie takiego pacjenta przez proces radioterapii jest dużym wyzwaniem. Planowanie procesu leczenia oraz procesu realizacji powinny być realizowane w sposób minimalizujący ryzyko zaistnienia zaburzeń rytmu serca czy uszkodzenia stymulatora.

46 ↩

Streszczenie

W praktyce klinicznej coraz częściej obserwujemy przypadki kliniczne napromieniania zewnętrznymi wiązkami promieniowania jonizującego pacjentów, u których zainstalowany jest układ wspomagający pracę serca. Ma to związek z poprawą metod diagnostyki oraz ze wzrostem krzywej przeżywalności pacjentów nowotworowych. Obecność tego typu układów nie powinna być czynnikiem wykluczającym ani ograniczającym stosowanie tego typu leczenia. We współczesnych metodach i technikach dostarczania dawki terapeutycznej w procesie radioterapii fizycy medyczni wraz radioterapeutami powinni wprowadzić takie zalecenia, aby maksymalnie zastosować zasadę ALARA (ang. *As Low As Reasonably Reasonably Achievable Achievable*) w takich przypadkach. Należy mieć świadomość, iż promieniowanie jonizujące nie jest obojętne dla tego typu urządzeń oraz że występują różne typy tego rodzaju urządzeń. Oczywistym jest, iż należy minimalizować dawki promieniowania jonizującego, stosując szereg zaleceń zagranicznych oraz krajowych. Aby to osiągnąć, wydaje się zasadnym ograniczenie dawek, których źródłem jest proces pozycjonowania pacjenta podczas sesji radioterapeutycznej.

Słowa kluczowe: stymulator serca, radioterapia, uszkodzenia radiacyjne

Abstract

In clinical practice, we observe an increasing number of clinical cases of irradiation with external beams of ionizing radiation in patients with implantable cardiac rhythm devices. It is related to the improvement of diagnostic methods and the increase in the survival curve of cancer patients. It shouldn't be limited to the treatment of those patients. In modern methods and techniques of delivering a therapeutic dose during radiotherapy, medical physicists and radiotherapists should introduce such recommendations to maximally apply the ALARA principle (*As Low As Reasonably Achievable Achievable*) in such cases. It's important to know that ionizing radiation is not indifferent to this type of device and that there are different types of this type of device. It is obvious that ionizing radiation doses should be minimized by following foreign and domestic recommendations. To achieve this, it seems reasonable to limit the doses that come from the process of positioning the patient during a radiotherapy session.

Key words: pacemaker, radiotherapy, radiation damage

otrzymano / received:

15.01.2023

poprawiono / corrected:

05.02.2023

zaakceptowano / accepted:

10.02.2023



Budowa i rodzaje stymulatorów serca

Podstawowymi elementami budowy stymulatorów serca jest hermetycznie zamknięty w puszcze generator impulsów wraz z baterią litową oraz elektrody (lub elektrod zależnie od rodzaju). Generator najczęściej wszczepia się podskórnie nad mięśniami piersiowymi większymi. Elektroda składa się ze spiralnie zwiniętego przewodu otoczonego osłonką, zwykle silikonową bądź poliuretanową. Łączy ona drogą żywną generator impulsów z mięśniami sercowymi poprzez końcówkę przewodzącą. Generowane impulsy są odczytywane i przekazywane dzięki elektrodom [1, 5]. Wewnątrzsercowe stymulatory serca dzielą się na trzy rodzaje:

1. Kardiostymulator zwany rozrusznikiem (ICP, ang. *implantable cardiac pacemakers*) stosowany u pacjentów z wolną czynnością komór. ICP odczytuje sygnały wewnątrzsercowe oraz stymuluje mięsień sercowy. Zastępuje tym samym układ bodźco-przewodzący. W sposób ciągły wykrywa i monitoruje naturalną aktywność serca. W momencie, gdy częstość akcji serca spadnie poniżej zaprogramowanej, dochodzi do stymulacji – wystania impulsu elektrycznego w celu pobudzenia normalnej częstości poprzez skurcz mechaniczny.
2. Kardiowerter – stymulator (ICD, ang. *implantable cardioverter – defibrillators*) stosowany w leczeniu objawowym częstoskurczu komorowego i migotania komór oraz profilaktycznie u pacjentów wysokiego ryzyka w celu uniknięcia nagłej śmierci sercowej. Podobnie jak rozrusznik stale monitoruje rytm serca, ale posiada część kardiowertująco-defibrylującą. Daje to możliwość przeprowadzenia kardiowersji (przerwanie częstoskurczu komorowego) bądź defibrylacji (przerwanie migotania komór).
3. Urządzenie do desynchronizacji serca (CRT, ang. *cardiac resynchronization therapy*) wszczepiany jest pacjentom z ciężką niewydolnością krążenia przy występującej desynchronizacji śród- i międzykomorowej. Jego zadaniem jest pobudzenie skurczu komór serca w odstępie czasowym między lewą a prawą [1].

Wpływ radioterapii

Stymulatory serca podczas radioterapii narażone są zarówno na promieniowanie jonizujące, jak i elektromagnetyczne. Promieniowanie elektromagnetyczne generowane w przyspieszaczach liniowych przez magnetron (bądź klistron) może być odbierane przez urządzenia stymulujące jako potencjał z mięśnia sercowego. W konsekwencji może nastąpić zaburzenie detekcji, blok wyjścia, a nawet przeprogramowanie urządzenia, co skutkowałoby niezamierzonym wyłączeniem. Uszkodzenia te najczęściej są chwilowymi zaburzeniami, które ustają w momencie zaprzestania akwizycji.

Promieniowanie jonizujące powoduje jonizację materiałów półprzewodnikowych, z których zbudowane są stymulatory.

Wytworzony zostaje nadmiar elektronów w paśmie przewodnictwa oraz dodatnie dziury w paśmie walencyjnym. Transystor zbudowany jest z emitera, bramki oraz drenu, mających w swoim składzie domieszki krzemu. Podczas normalnej pracy urządzenia bramka jest izolowana od kanału między emiterym a drenem cienką warstwą dwutlenku krzemu (SiO_2). W momencie przyłożenia odpowiedniego napięcia następuje utworzenie kanału przewodzącego pomiędzy emiterym i drenem – przepływ prądu. Ekspozycja na promieniowanie jonizujące skutkuje powstaniem nadmiaru par elektron-dziura w izolatorze krzemowym i SiO_2 . Po zaprzestaniu ekspozycji w krzemie pary szybko rekombinują, a w warstwie dwutlenku krzemu elektrony są wybijane z pasma walencyjnego, przemieszczają się w kierunku półprzewodnika, a wówczas w wyniku nagromadzenia dziur wychwytywane są ładunki dodatnie. Napięcie progowe potrzebne do wyłączenia urządzenia wówczas może zostać przesunięte, a w konsekwencji stymulator może zostać wyłączony. Mogą również zostać przestawione lub zresetowane ustawione parametry, co w konsekwencji może prowadzić do: braku stymulacji zgodnej z wymaganiami serca, nieregularnej stymulacji, całkowitej utraty funkcji lub nieprawidłowych wyłączeń.

Z punktu widzenia planowania radioterapii należy zwrócić szczególną uwagę na efekty wynikające ze skumulowania dawki oraz indukcji neutronów. Prawdopodobieństwo wystąpienia uszkodzeń rośnie proporcjonalnie wraz ze wzrostem dawki skumulowanej w urządzeniu. Obejmują zmniejszenia amplitudy wyjścia, zwiększony pobór prądu, błędne działanie czujnika obejmujące m.in. błędne wykrywanie bicia serca. Dysfunkcje te mogą wystąpić natychmiastowo bądź dopiero po kilku miesiącach od zakończenia terapii.

Podczas zastosowania wysokoenergetycznych fotonów ($E \geq 15 \text{ MeV}$) może dojść do reakcji fotojądrowej – zaabsorbowaniu fotonów w metalu stymulatora bądź elementach akceleratora i wyemitowaniu neutronów. Neutrony te powodują zakłócenia w pamięci i obwodach logicznych, czego skutkiem mogą być zmiany wartości przechowywanych w pamięci mechanizmu bądź ich utrata, reset urządzenia, a nawet zwiększenie poboru prądu [1, 2].

Wytyczne dotyczące leczenia radioterapeutycznego u pacjentów z układem stymulującym serce

Pomimo wielu czynników ryzyka rozrusznik u pacjentów onkologicznych nie powinien być przeciwwskazaniem do wdrożenia leczenia. Planowanie radioterapii oraz proces realizacji powinny być realizowane w sposób minimalizujący ryzyko zaistnienia zaburzeń rytmu serca czy uszkodzenia stymulatora. Pierwsze wytyczne dotyczące postępowania zostały przedstawione w roku 1994 w raporcie nr 34 grupy roboczej Amerykańskiego Towarzystwa Fizyki Medycznej (AAPM, ang. *The American Association of Physicists in Medicine*) [3]. Sugeruje on, aby całkowita dopuszczalna dawka na stymulator, niezależnie od jego rodzaju, nie przekraczała 2 Gy. Rozruszniki serca nie powinny być



umieszczane w bezpośredniej wiązce terapeutycznej, a pacjent podczas leczenia obserwowany. Raport ten wyraźnie podkreśla potrzebę zastosowania większych środków ostrożności u tego typu pacjentów oraz wyjaśnia ich zasadność. Obecnie jest on już nieco przestarzały, gdyż dotyczy urządzeń opartych na starszej technologii oraz nieaktualnych metodach leczenia.

Polskie Towarzystwo Radioterapii Onkologicznej w 2019 roku również stworzyło wytyczne leczenia promieniami jonizującymi pacjentów z układem stymulującym serce [4]. Dokument ten przedstawia zasady kwalifikowania oraz planowania radioterapii, jakie należy stosować w celu zminimalizowania ryzyka uszkodzenia bądź zaburzenia pracy stymulatora serca. Główne założenia to:

- skrócenie całkowitego czasu leczenia,
- w przypadku ICD wykorzystywanie wiązek wyłącznie o energii niższej niż 10 MV,
- obliczenie sumarycznej dawki z całego kursu leczenia na rozrusznik oraz ograniczenie ich do ustalonych dawek granicznych (tabela 1),
- w przypadku obecności stymulatora w obrębie pola napromienia rozważenie przełożenia go przed rozpoczęciem radioterapii.

Wytyczne te w stosunku do raportu TG-34 są nieco bardziej zbudowane i zaktualizowane o nowe rodzaje stymulatorów serca.

Tabela 1 Dawki graniczne wg „Wytycznych leczenia promieniami jonizującymi pacjentów z układem stymulującym serce” [4]

	ICP		ICD		CRT	
	generator	elektrody	generator	elektrody	generator	elektrody
Dawka optymalna	< 2 Gy	< 2 Gy	< 1 Gy	< 1 Gy	< 1 Gy	< 1 Gy
Dawka dopuszczalna	< 5 Gy	< 30 Gy	< 2 Gy	< 10 Gy	< 1 Gy	< 10 Gy

Źródło: Opracowanie własne.

Dawki graniczne na generator i elektrody są stosunkowo niskie, powoduje to trudności w optymalizacji planów leczenia. Warto jednak zauważyć, iż mimo to dawki pochodzące z realizacji procedur diagnostycznych nie są uwzględniane podczas szacowania sumarycznej dawki na elektrody i generator. Problem ten został omówiony w raporcie AAPM TG-203 z 2019 roku. Zwraca on uwagę na istniejące rozbieżności pomiędzy zaleceniami producentów a polityką kliniczną dotyczącą leczenia pacjentów z rozrusznikami serca. Intencją tego raportu jest stworzenie bardziej aktualnego poradnictwa, a także poprawa komunikacji między ośrodkami radioterapii. Raport ten sugeruje, że dawki skumulowane z procedur obrazowania powinny być brane pod uwagę w postępowaniu z pacjentami, u których zostało wszczęcie urządzenie do stosowania kardiologicznego (CIED, ang. *cardiac implantable electronic devices*), ponieważ mogą się znacznie kumulować w trakcie leczenia [1].

Obrazowanie kV

Raport AAPM TG-203 powołuje się na badania, które wykazały, że już na etapie badania z wykorzystaniem tomografu komputerowego zaobserwowano efekt „nadmiernego przeczuwania”

(ang. *oversensing*). Efekt ten był obserwowany tylko podczas bezpośredniego napromieniowania generatora, dla elektrod nie został zaobserwowany. Powiązано to zjawisko z czasem trwania procedury i zasugerowano zachowanie ostrożności podczas długotrwałego skanowania pacjenta.

Istotniejszym problemem jest dawka, jaką może otrzymać rozrusznik. Typowe dawki, jakie otrzymuje pacjent podczas badania tomograficznego TK, wahają się od 0,03–0,05 Gy, podczas gdy dawka uzyskana w trakcie badania 4D TK jest średnio osiem razy większa. Nie są to wysokie dawki, ale zważając na fakt, że sumaryczna dopuszczalna dawka jest bardzo niska, nie są obojętne.

Niemalże u każdego pacjenta, podczas współczesnych technik napromieniania, wykonuje się proces pozycjonowania dzięki zintegrowanym z akceleratorem liniowym systemom do obrazowania. Ilość oraz częstotliwość kreowania tych obrazów zależą od konkretnej techniki.

Raport AAPM TG-203 określa średnie wartości dawek uzyskane podczas danej akwizycji. Przykładowo dla systemów obrazowania zaimplementowanych w akceleratorach producenta Varian (Varian Medical Systems, Palo Alto, USA) oraz Elekta (XVI; Elekta, Crawley, UK) otrzymujemy zwykle dawkę 0,001-0,003 Gy na obraz radiograficzny (dla obrazów OBI), a podczas procedury kv-CBCT, skumulowane dawki z tåtwością mogą wynosić 0,09 Gy. Procedury te trwają krótko, więc istnieje niewielkie

ryzyko związane z efektami dawki, jednak w przypadku regularnego stosowania obrazowania dawki skumulowane w połączeniu z dawką z procedury terapeutycznej mogą być stosunkowo wysokie [1].

Obrazowanie MV

Możemy wyróżnić trzy źródła obrazowania urządzeń generujących energię MV: z wykorzystaniem urządzeń portalowych (EPID), obrazu MV-CBCT bądź jednorzędowego detektora TK w przypadku tomoterapii. Obrazowanie portalowe EPID wykonuje się poprzez dwie ortogonalne akwizycje najniższą dostępną energią. Podczas obrazowania MV dostarczane dawki są wyższe niż w przypadku kV. I tak – przy zastosowaniu zdjęć portalowych za pomocą wiązki megawoltowej układ stymulujący serce może otrzymać dawkę ok. 0,01-0,05 Gy, a w przypadku pojedynczej akwizycji obrazu MV-CBCT w zakresie 0,02-0,15 Gy [1].

Zestawienie szacowanych dawek, jakie może otrzymać układ stymulujący serce podczas standardowych procedur obrazowania, przedstawiono w tabeli 2. Dawki skumulowane z tych procedur powinny być brane pod uwagę już na etapie planowania leczenia, ponieważ mogą znacznie kumulować się i stanowić realne zagrożenie dla pacjenta. Na szczególną uwagę zasługuje również fakt, że pola obrazowania są zazwyczaj większe niż pola terapeutyczne. Może więc dojść do sytuacji, w której stymulator nie będzie znajdować się w polu terapeutycznym, ale obejmie go pole obrazowania, narażając tym samym na zwiększenie



skumulowanej dawki. Warto więc rozważyć możliwość zmniejszenia owego pola w celu zmniejszenia dodatkowej akwizycji.

Tabela 2 Szacowane dawki, jakie może otrzymać układ stymulujący pracę serca podczas różnych metod obrazowania

Metoda obrazowania	Szacowana dawka na obraz [Gy]
TK	0,03-0,05
Zdjęcie kV	0,001-0,003
kV CBCT	0,09
Zdjęcie portalowe MV	0,01-0,05
MV CBCT	0,02-0,15

Źródło: [1].

Raport AAPM TG-203 proponuje również położenie bolusa o grubości 0,5 cm na skórze w miejscu występowania puszki z generatorem w celu wykonania dozymetrii *in vivo* i oszacowania dawki, jaką ona otrzymuje podczas zrealizowanej frakcji. Zaznacza również, że metoda ta jest zasadna tylko, jeśli krawędź obszaru napromieniowania znajduje się bliżej niż 10 cm od generatora [1].

Rozbieżności w zaleceniach przedstawia w swojej publikacji Solan. W przeglądzie zaleceń producentów można zauważyć pewną niezgodność. St. Jude Medical zaleca położenie ostny otłowianej na skórze pacjenta, w miejscu, w którym znajduje się rozrusznik. Guidant zaś stanowczo odradza tę metodę,

argumentując swoje stanowisko możliwością zwiększenia promieniowania rozproszonego. Medtronic w swoich zaleceniach nie porusza aspektu dotyczącego wykorzystania oston [8].

Podsumowanie

Liczba pacjentów z układem stymulującym serce poddawanym radioterapii stale rośnie, konsekwentnie pojawiają się dokładniejsze modele leczenia takich pacjentów. Bezpieczna praktyka medyczna wymaga maksymalnego ograniczenia ryzyka. Widoczna jest jednak potrzeba jasno określonych i aktualnych wytycznych postępowania z takimi pacjentami. Ryzyko uszkodzenia stymulatorów powinno być kompleksowo minimalizowane, na każdym etapie procesu zarówno leczenia, jak i diagnostyki. Biorąc pod uwagę niskie dawki graniczne, jakie może otrzymać generator oraz elektrody, warto zastanowić się nad zasadnością szacowania dawek, których źródłem są metody obrazowania i zsumowania ich z dawkami, jakie otrzymują w procesie leczenia. Okazuje się, że nie są one obojętne dla prawidłowego funkcjonowania oraz zachowania funkcji układu stymulującego serce.

Piśmiennictwo

1. M. Miften et al.: *Management of radiotherapy patients with implanted cardiac pacemakers and defibrillators: a report of the AAPM TG-203*, Medical Physics, 46(12), 2019, e757-e788.
2. A. Last: *Radiotherapy in patients with cardiac pacemakers*, The British Journal of Radiology, 71(841), 1998, 4-10.
3. J.R. Marbach et al.: *Management of radiation oncology patients with implanted cardiac pacemakers*, Report of AAPM Task Group No. 34., Medical Physics, 21(1), 1994, 85-90.
4. https://kipdf.com/polskietowarzystworadioterapiionkologicznej_Saedb4877f8b9adb908b45ea.html
5. E. Ziótkowska, T. Wiśniewski, M. Zarzycka, A. Meller, A. Woźniak-Wiśniewska: *Zastosowanie radioterapii u chorych ze stymulatorem serca Część I. Budowa i zastosowanie stymulatorów serca*, Współczesna Onkologia, 12(9), 2008, 395-399.
6. E. Ziótkowska, M. Zarzycka, T. Wiśniewski, W. Windorbska, A. Meller: *Zastosowanie radioterapii u chorych ze stymulatorem serca Część II. Standardy napromieniania pacjentów ze stymulatorem serca – przegląd literatury*, Współczesna Onkologia, 12(9), 2008, 400-405.
7. S. Sundar, R.P. Symonds, C. Deehan: *Radiotherapy to patients with artificial cardiac pacemakers*, Cancer Treatment Reviews, 31(6), 2005, 474-486.
8. A.M. Solan et al.: *Treatment of patients with cardiac pacemakers and implantable cardioverter-defibrillators during radiotherapy*, International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics, 59(3), 2004, 897-904.
9. T. Soejima et al.: *Radiation therapy in patients with implanted cardiac pacemakers and implantable cardioverter defibrillators: a prospective survey in Japan*, Journal of Radiation Research, 52, 2011, 516-521.

reklama

KONTROLA DAWEK

http://dawki.ifj.edu.pl

copyright © LADIS

LABORATORIUM DOZYMETRII INDYWIDUALNEJ I ŚRODOWISKOWEJ

ul. Radzikowskiego 152 tel.: 12 662 84 57
31-342 Kraków fax: 12 662 81 58
e-mail: ladis@ifj.edu.pl