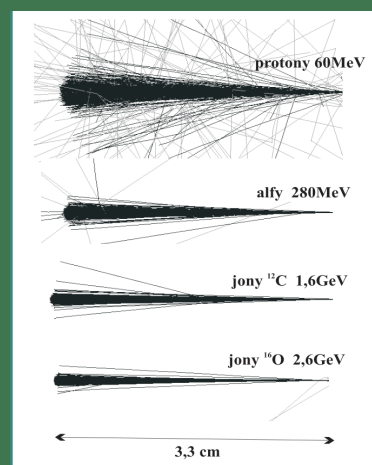
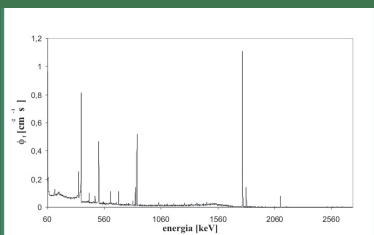
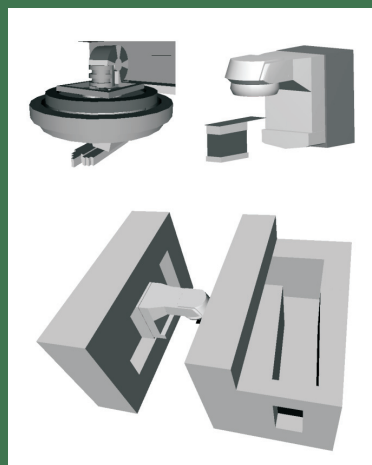
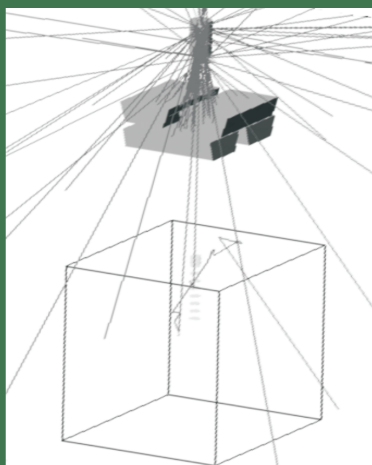
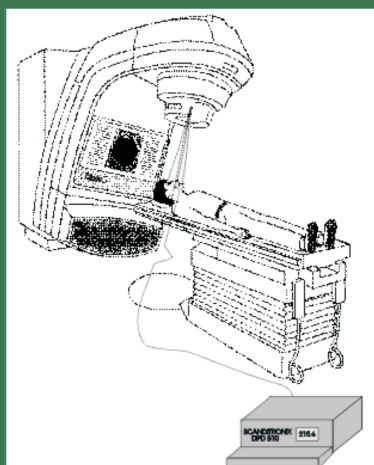


Adam Konefał

Udział fizyki jądrowej w rozwiązywaniu problemów współczesnej radioterapii



**Udział fizyki jądrowej
w rozwiązywaniu problemów
współczesnej radioterapii**



NR 2841

Adam Konefał

**Udział fizyki jądrowej
w rozwiązywaniu problemów
współczesnej radioterapii**

Wydawnictwo Uniwersytetu Śląskiego



Katowice 2011

Redaktor serii: Fizyka
Władysław Borgiel

Recenzent
Maria Sokół

Spis treści

Od autora	7
Wprowadzenie	9
1. Kontrola dawek promieniowania aplikowanych pacjentom w teleradioterapii	15
1.1. Dozymetria <i>in vivo</i> w teleradioterapii	16
1.1.1. Procedura kalibracji detektorów w dozymetrii <i>in vivo</i>	19
1.1.2. Analiza wyników pomiaru dawek promieniowania uzyskiwanych za pomocą dozymetrii <i>in vivo</i>	24
1.2. Metody kontroli dawek promieniowania podawanych pacjentom w teleradioterapii realizowanej dynamiczną techniką modulacji intensywności wiązki	26
1.3. Nowa metoda kontroli dawek promieniowania w teleradioterapii	27
2. Wyznaczanie widm energetycznych wiązek terapeutycznych generowanych przez liniowe akceleratory medyczne	31
2.1. Metody eksperymentalne stosowane do wyznaczania widm energetycznych wiązek terapeutycznych	33
2.2. Wyznaczanie widm energetycznych wiązek terapeutycznych na podstawie symulacji komputerowych Monte Carlo	34
2.2.1. GEANT4 — nowoczesne oprogramowanie do komputerowych symulacji procesów zachodzących w fizyce jądrowej	36
2.2.2. Porównanie rozkładów dawek w wodzie zmierzonych i uzyskanych na drodze symulacji komputerowych	37
2.2.3. Przykładowe widma energetyczne wiązki terapeutycznej generowanej przez liniowy akcelerator medyczny i analiza jakości wiązki	39
3. Zanieczyszczenie neutronami wysokoenergetycznych wiązek terapeutycznych stosowanych w teleradioterapii	43
3.1. Metody wyznaczania fluencji neutronów	45

3.1.1. Pomiar fluencji neutronów termicznych i rezonansowych metodą aktywności wzbudzonej	46
3.1.2. Zastosowanie symulacji komputerowych Monte Carlo do wyznaczenia widma energetycznego neutronów stanowiących zanieczyszczenie wiązki terapeutycznej	51
3.2. Oszacowanie dawki neutronowej otrzymywanej przez pacjentów leczonych wysokoenergetycznymi wiązkami promieniowania X w teleradioterapii	55
4. Identyfikacja reakcji jądrowych zachodzących w pomieszczeniu do radioterapii	57
4.1. Korelacja między fluencją neutronów a radioaktywnością wzbudzoną w pomieszczeniu do radioterapii	67
4.2. Optymalizacja budowy drzwi wejściowych pomieszczenia do teleradioterapii stosującej wysokoenergetyczne wiązki promieniowania X i elektronów	69
5. Testowanie układu do radiochirurgii o nazwie Intrabeam, zwanego potocznie igłą fotonową	81
5.1. Budowa i zasada działania układu Intrabeam	82
5.2. Analiza jakościowa promieniowania X wytwarzanego przez układ Intrabeam	86
5.3. Weryfikacja izotropii przestrzennej rozkładu dawek promieniowania X generowanego przez układ Intrabeam	89
6. Badanie wpływu widma energetycznego i rozmycia przestrzennego wiązki protonowej stosowanej w terapii ciężkojonowej oka na rozkład dawki głębokościowej	95
6.1. Metodyka badań	97
6.2. Analiza wyników symulacji komputerowych wiązki protonów	98
Literatura	103
Summary	111
Zusammenfassung	113

Od autora

Niniejsza książka jest efektem mojej kilkunastoletniej pracy w Zakładzie Fizyki Jądrowej i Jej Zastosowań Uniwersytetu Śląskiego. Prowadzone przeze mnie badania, w których posługiwałem się metodami detekcji promieniowania jonizującego i technikami obliczeniowymi stosowanymi w fizyce jądrowej, obejmowały różne dziedziny radioterapii: dozymetrię, planowanie leczenia, brachyterapię, ochronę radiologiczną, terapię hadronową itp. Większość badań była prowadzona w ścisłej współpracy z fizykami pracującymi w Centrum Onkologii — Instytucie im. Marii Skłodowskiej-Curie w Gliwicach i w Wojewódzkim Szpitalu im. S. Leszczyńskiego w Katowicach, a ostatnio także z fizykami z Dolnośląskiego Centrum Onkologii we Wrocławiu i z Instytutu Fizyki Jądrowej Polskiej Akademii Nauk w Krakowie-Bronowicach. Współpraca z Andrzejem Orlefem, Zbigniewem Maniakowskim, Markiem Szewczukiem, Włodzimierzem Łobodźcem i Marcinem Dybkiem zaowocowała wieloma ważnymi badaniami, których wyniki znalazły zastosowanie w praktyce klinicznej i były prezentowane na wielu konferencjach naukowych, a także zostały rozpowszechnione w licznych publikacjach. Część badań była realizowana w ramach grantów KBN (zarejestrowanych pod numerami: 8 T11E 013 15, 4 P05A 075 11).

Wszystkim osobom, które uczestniczyły w moich badaniach na różnych etapach ich realizacji i tym samym przyczyniły się do powstania niniejszej publikacji serdecznie dziękuję.

Wprowadzenie

Fizyka jądrowa powstała na przełomie XIX i XX wieku. Jej początki sięgają 1895 roku, w którym W.C. Röntgen odkrył promieniowanie nazwane od jego nazwiska promieniowaniem rentgena, a zwane także promieniowaniem X. Nieco później odkryto promieniotwórczość naturalną. Często za początek fizyki jądrowej przyjmuje się odkrycie w 1911 roku przez E. Rutherforda jądra atomowego. Od tamtego czasu w fizyce jądrowej nastąpił olbrzymi rozwój metod eksperymentalnych dotyczących przyspieszania cząstek, wytwarzania energii i detekcji promieniowania jonizującego. Ostatnie trzydziestolecie dzięki rozwojowi technik komputerowych przyniosło również ogromny rozwój metod obliczeniowych, które znalazły szerokie zastosowanie w fizyce jądrowej. Fizyka jądrowa wywarła znaczący wpływ na rozwój cywilizacji, znajdując zastosowanie w różnych dziedzinach życia. Bez energii elektrycznej produkowanej w reaktorach jądrowych nie wyobrażamy sobie dzisiaj funkcjonowania rozwiniętych społeczeństw, bomby jądrowe zaś stanowią podstawę arsenałów militarnych wielu krajów. Można mnożyć przykłady zastosowania fizyki jądrowej. Jednym z ważniejszych jest radioterapia, obecnie jedna z najpowszechniej stosowanych metod leczenia nowotworów.

Celem radioterapii jest dostarczenie do objętości guza nowotworowego dawki promieniowania jonizującego, dostatecznie dużej do zabicia wszystkich komórek nowotworowych. Zasadniczym problemem jest uniknięcie nadmiernego napromieniowania tkanek zdrowych. W skrajnych przypadkach podanie zbyt dużej dawki poza obszar nowotworu może doprowadzić do powikłań popromiennych, a w ostateczności do martwicy tkanek zdrowych. Z kolei konsekwencją zaaplikowania choremu zbyt małej dawki może być nawrót choroby nowotworowej.

Rozwój techniki w zakresie wytwarzania i kolimacji wiązki promieniowania wykorzystywanego w radioterapii przyczynił się do zawężania obszaru napro-

mieniania bez utraty skuteczności leczenia. Prawdziwą rewolucją w radioterapii było zastosowanie akceleratorów liniowych wysokiej częstotliwości, w których do przyspieszania elektronów wykorzystuje się pola elektromagnetyczne o wysokiej częstotliwości i dużej mocy (SCHARF, 1994). Do opracowania tego typu akceleratorów przyczyniły się postępy poczynione w czasie drugiej wojny światowej w dziedzinie budowy magnetronów dla techniki radarowej (GINZTON i in., 1985). W 1946 roku D.W. Fry przedstawił pierwszy liniowy akcelerator o tzw. fali bieżącej (Anglia) (FRY i in., 1949). Rok później C.W. Miller, współpracując z dwoma firmami — Metropolitan Vickers Electrical Co. oraz Atomic Energy Research Establishment, skonstruował pierwszy liniowy akcelerator o tzw. fali stojącej, który został zainstalowany w londyńskim Hammer-smith Hospital (MILLER, 1954), gdzie w 1953 roku napromieniono pierwszego pacjenta (BEWLEY, 1985). W połowie lat sześćdziesiątych minionego wieku rozpoczęła się w radioterapii era liniowych akceleratorów, zwanych pospolicie liniowymi akceleratorami radioterapeutycznymi (medycznymi) lub krótko linakami. Liniowe akceleratory medyczne bardzo szybko zdominowały cały światowy rynek akceleratorów stosowanych w teleradioterapii¹, a ich dominacja trwa do dziś. Współczesne linaki pozwalają na obrót głowicy o pełne 360° i wyposażone są w złożony ruchomy układ kolimacyjny, co w efekcie umożliwiło wprowadzenie do teleradioterapii nowych technik napromieniania, znacząco ograniczających napromieniany obszar do objętości nowotworu. Wzrosła między innymi energia wiązek terapeutycznych i zwiększył się zakres energetyczny generowanych wiązek, co w konsekwencji przełożyło się na znacznie korzystniejsze dla pacjentów charakterystyki rozkładu dawek. Weszły do powszechnego użycia trójwymiarowe techniki konformalne, początkowo realizowane za pomocą osłon ze stopu Wooda i filtrów klinowych, obecnie zastąpionych przez kolimatory wielolistkowe (ZHU, 2005; WONG, 2004). Współczesne liniowe akceleratory medyczne wyposażone są w kolimatory wielolistkowe umożliwiające ruch listków kolimatora, co pozwala stosować dynamiczne techniki napromieniania ze zmiennym kształtem pola (IMRT Collaborative Working Group, 2001).

Komputeryzacja oraz stosowanie algorytmów wspomagających pracę lekarzy i fizyków medycznych podniosły jakość leczenia i usprawniły pracę ośrodków onkologicznych. Systemy planowania leczenia są obecnie zaawansowanymi programami komputerowymi, które w coraz szerszym zakresie korzystają z metody Monte Carlo.

Wprowadzono wiele nowych rozwiązań konstrukcyjnych, pozwalających na przeprowadzanie wysokospecjalistycznych zabiegów terapeutycznych oraz stoso-

¹ Teleradioterapia polega na napromienianiu nowotworu wiązkami zewnętrznymi, w odróżnieniu np. od brachyterapii, w przypadku której źródła promieniowania wprowadza się do ciała pacjenta.

wanie zupełnie nowych metod napromieniania. Nową konstrukcją stanowi igła fotonowa, generująca promieniowania X o średniej energii wynoszącej około 20 keV, umożliwiająca napromienianie tkanki nowotworowej od środka guza nowotworowego. Podstawowym jej zastosowaniem jest napromienianie śródoperacyjne nowotworów mózgu (COLOMBO i in., 2001; YANCH i in., 1995; VAIDYA i in., 2006). Igła fotonowa stanowi doskonałą alternatywę dla współczesnej brachyterapii, gdyż może być umieszczana w jamach ciała, skąd może być prowadzone napromienianie (SARIN i in., 2005; TOBIAS i in., 2004).

Jedną z najnowszych metod radioterapii jest terapia ciężkojonowa, zwana również terapią hadronową (KRAT, 2000). W terapii hadronowej wiązkę terapeutyczną stanowi dobrze skolimowana wiązka protonów lub jonów węgla ^{12}C . Cechą terapii ciężkojonowej jest specyficzny rozkład dawki w ciele pacjenta, dużo korzystniejszy niż w przypadku wiązek fotonowych i elektronowych stosowanych w tradycyjnej radioterapii.

Postęp, jaki nastąpił w radioterapii, zrodził jednak wiele nowych problemów, których dokładne poznanie, a w wielu wypadkach również częściowe lub całkowite rozwiązanie, jest możliwe tylko z zastosowaniem metod eksperymentalnych i obliczeniowych używanych w fizyce jądrowej. Celem niniejszej publikacji jest pokazanie udziału fizyki jądrowej w rozwiązywaniu problemów współczesnej radioterapii.

Zawężenie napromienianego obszaru w teleradioterapii oszczędza zdrowe tkanki znajdujące się w sąsiedztwie tkanek nowotworowych, wymaga jednak bardzo dokładnego ułożenia i unieruchomienia pacjenta oraz kontroli jego pozycji w trakcie seansu napromieniania. W związku z tym zostały wdrożone do praktyki klinicznej metody eksperymentalne zaczerpnięte z fizyki jądrowej, oparte na wykorzystaniu różnego typu detektorów promieniowania jonizującego, pozwalające kontrolować poprawność i powtarzalność przebiegu procesu napromieniania pacjenta. Jedną z podstawowych metod kontroli dawki aplikowanej pacjentowi jest metoda dozymetrii *in vivo* (ŁOBODZIEC i in., 1993, 1996; ADYEMI i in., 1997; ORLEF i in., 1998), omówiona w pierwszym rozdziale niniejszej pracy.

Współczesne systemy planowania leczenia uwzględniają bardzo dokładne trójwymiarowe obrazy anatomii pacjenta i lokalizacji nowotworu, wymagają jednak dokładnej znajomości wielu parametrów i charakterystyk, między innymi widma energetycznego wiązki terapeutycznej. Dokładnie wyznaczone widma stanowią cenne dane także dla konstruktorów akceleratorów medycznych. Ze względu na duże natężenie promieniowania w obrębie wiązek terapeutycznych i stosunkowo szeroki zakres energetyczny dokładne wyznaczenie widma nie jest łatwe. Istnieją metody eksperymentalne (LANDRY, 1991; FRANCOIS i in., 1997), jednak obecnie obowiązującym standardem jest wyznaczanie widma na podstawie obliczeń (symulacji) komputerowych, opartych na metodzie Monte Carlo (SHEIKH-BAGHERI i in., 2004; KONEFAŁ, ORLEF i in., 2010). Programy kom-

puterowe stosowane w takich obliczeniach korzystają często z oprogramowania stworzonego do projektowania eksperymentów fizyki jądrowej. Przykładem mogą tu być opracowane w CERN-ie biblioteki GEANT4 (KONEFAŁ, 2006). Problemy związane z wyznaczaniem widm energetycznych wiązek terapeutycznych zostały omówione w rozdziale drugim pracy.

Niepożądaną konsekwencją wzrostu energii promieniowania stosowanego w radioterapii jest zanieczyszczenie wiązek promieniowania X i elektronów promieniowaniem neutronowym. Neutrony wytwarzane są w reakcjach fotojądrowych (γ, n) i elektrojądrowych ($e, e'n$) wywoływanych przez fotony i elektrony wiązki terapeutycznej. Z uwagi na prawdopodobieństwo zajścia wspomnianych reakcji problem zanieczyszczenia neutronami dotyczy głównie wiązek promieniowania X o potencjale nominalnym wynoszącym co najmniej kilkanaście MV (Atomic Data and Nuclear Data Tables 1988; SCOTT, 1955). Zanieczyszczenie wiązek terapeutycznych neutronami powoduje, że pacjenci otrzymują dodatkową niepożądaną dawkę na całe ciało (KONEFAŁ i in., 2006), a ponadto reakcje jądrowe wywoływane przez neutrony są głównym czynnikiem indukującym radioaktywność w pomieszczeniu do radioterapii (KONEFAŁ i in., 2008; POLACZEK-GRELİK i in., 2009). W rozdziale trzecim i czwartym przedstawiono metody wyznaczania fluencji neutronów, a także identyfikacji powstałych radioizotopów i zachodzących reakcji jądrowych.

Igła fotonowa jest względnie nową technologią stosowaną w praktyce klinicznej od 1992 roku. Wczesne wersje tego urządzenia charakteryzowały się znaczącym spadkiem wydajności, pojawiającym się nawet w trakcie leczenia. Ta niedoskonałość igły fotonowej została szybko wyeliminowana (BIGGS i in., 2006; ARMOOGUM i in., 2007). Jednak uzyskanie jednorodnego rozkładu dawki w napromienianym obszarze wciąż pozostaje istotnym problemem (BEATTY i in., 1996; DINSMORE i in., 1996; YASUDA i in., 1998). W związku z tym ważne jest wykonanie pomiarów weryfikujących jednorodność rozkładu dawki dla każdej igły fotonowej stosowanej w praktyce klinicznej. Pomiary testujące układ Intrabeam — igłę fotonową firmy Photoelectron Corporation & Carl Zeiss Surgical, zostały zaprezentowane w rozdziale piątym niniejszej książki.

Spośród metod terapii hadronowej powszechnie stosowana, ze względu na wysoki poziom wyleczalności (od 90% do 95%), jest radioterapia protonowa czerniaka gałki ocznej. Obecnie jest to jedyna metoda leczenia tego złośliwego nowotworu, dająca szansę na całkowite wyleczenie (CIRRONE i in., 2006). Terapia taka wymaga bardzo dużej precyzji napromieniania guza, a także dokładnego określenia wpływu parametrów wiązki terapeutycznej, takich jak średnia energia i rozmycie energetyczne oraz przestrzenne wiązki protonów na rozkład dawki. Wyznaczenie zależności między parametrami wiązki protonowej a rozkładem dawki może być przeprowadzone za pomocą symulacji komputerowych opartych na metodzie Monte Carlo, zapewniającej wysoką jakość uzyskanych wyników. Zalecanym przez wielu naukowców (TANG SHI-BIAO i in., 2006;

MORÁVEK i in., 2009) oprogramowaniem do symulacji wiązek hadronowych metodą Monte Carlo są wspomniane wcześniej biblioteki GEANT4, powszechnie stosowane w fizyce jądrowej. Badania zależności między wymienionymi parametrami wiązki protonowej a rozkładem dawki, przeprowadzone za pomocą symulacji komputerowych opartych na oprogramowaniu GEANT4, stanowią treść rozdziału szóstego niniejszej publikacji.

Adam Konefat

Application of nuclear physics for solution of problems of the contemporary radiotherapy

S u m m a r y

The progress that has been made in radiotherapy lately besides unquestionable advantages, originated many new problems which can be known and even partially or completely solved by means of experimental and computational methods used in nuclear physics. The purpose of this book is a presentation of the contribution of nuclear physics in solving the problems of the contemporary radiotherapy.

Reduction of the irradiated field in teleradiotherapy saves healthy tissues located close to tumours. However, it needs a precise localization and immobilization of a patient and a control of its position during an irradiation séance. Therefore the experimental methods of nuclear physics were inculcated to the clinical practice. These methods are based on the use of the various type detectors of ionizing radiation, making it possible to control correctness and repeatability of a course of a irradiation process of a patient. One of the base methods to control a dose delivered to patients is *in vivo* dosimetry described in the first chapter of this book.

The contemporary planning systems take very accurate 3-D images of a patient's anatomy and a localization of a tumour into account. However, they need many parameters and characteristics. The knowledge of the therapeutic beam spectra is particularly significant. The accurate determination of such spectrum is not easy because of high radiation intensity in the therapeutic beam and a broad energy range of radiation. There are experimental methods to derive the spectra of therapeutic beams. However, the computer calculations based on the Monte Carlo method are a current standard. The methods of a obtention of the therapeutic beam energy spectra are described in the second chapter of this book.

Undesirable consequence of an increase of radiation energy in radiotherapy is a neutron contamination of the therapeutic X-ray and electron beams. This contamination causes an additional total body neutron dose to patients. Moreover, nuclear reactions induced by the neutrons are the main factor of radioactivity inside a radiotherapy facility. The methods of a determination of neutron fluence and an identification of induced radioisotope and occurred nuclear reactions are discussed in the third and fourth chapter.

The photon needle is a relatively new technology applied in a clinical practice since 1992. First versions of this device were characterized by a significant decrease of their efficiency appearing even during a radiotherapy treatment. This defect was eliminated. However, it is still a big problem to get an uniform dose distribution in an irradiated area. In connection with this fact it is important to perform measurement verifying the uniformity of a dose distribution for each photon needle used in a clinical practice. Results of the measurements testing the Intrabeam system — the photon needle by Photoelectron Corporation & Carl Zeiss Surgical were presented in the fifth chapter.

The proton radiotherapy of eye tumours is widely used among the hadrontherapy methods because of a high level of curability. Such therapy requires a high precision of a tumour irradiation and also an accurate determination of influence of the beam parameters as mean energy, an energy and spatial spread of the proton beam on the dose distribution. The determination of dependence between the proton beam parameters can be carried out with the use of computer simulations based on the Monte Carlo method ensuring a good quality of the obtained results. Investigations of the dependence between the parameters of a proton beam and the dose distribution, performed by computer simulations basing on the GEANT4 code are presented in the sixth chapter of the book.

Der Kernphysikanteil in die Lösung der gegenwartsnahen Bestrahlungstherapieprobleme

Zusammenfassung

Der Fortschritt, der in den letzten Jahren in der Bestrahlungstherapie gemacht wurde, außer unstrittigen Vorteile viele neue Probleme verursachte. Die Erkenntnis dieser Probleme und in viele Zufälle teilweise oder komplett Auflösung ist nur möglich wenn man die experimentelle und rechnerische Methoden, die in Kernphysik angewandt sind, wendet an. Das Ziel dieses Buches ist der Ausweis des Kernphysikanteils in die Lösung der gegenwartsnahen Bestrahlungstherapieprobleme.

Die Verengung der bestrahlten Zone in der Bestrahlungstherapie schont die gesunde Gewebe, die sich in der Nahe von der Krebsgewebe befinden, es erfordert aber sehr präzise Lagerung und Inbetriebnahme des Patienten und der Kontrolle seiner Position während der Bestrahlungssitzung. Im Zusammenhang mit das die aus der Kernphysik geschöpfte experimentelle Methoden, die auf der Verwertung verschiedener Detektors für ionisierende Strahlung basieren, wurden in das klinische Praxis eingearbeitet. Diese Methoden erlauben die Richtigkeit und Wiederholbarkeit des Verlaufs des Patienten Bestrahlungstherapieprozess kontrollieren. Die Dosimetriemethode in vivo ist eine auf der grundlegenden Kontrollmethode der Dose, der der Patienten verabreicht wird. Man kann darüber in dem ersten Kapitell des Buches lesen.

Gegenwartsnahe Systeme der Sanierungsplanung berücksichtigen präzise dreidimensionale Bilder des Patientenanatomie und Geschwulstlokalisierung. Diese Systeme erfordern gute Wissen vieler Parameter und Charakteristiken u.a. Energiespektrum des therapeutischen Strahles. Rücksichtlich der großen Strahlungintensität innerhalb der therapeutischen Strahlen und möglich breiten energetischen Bereiches, genaue Vorgabe des Spektrums ist nicht einfach. Es gibt experimentelle Methoden, aber die Markierung des Spektrum in Anlehnung an die Computerrechnungen (Simulationen), die auf der Monte Carlo Methode basieren, ist heutzutage geltender Standard. Die Probleme, die mit der Markierung des Energiespektrums verbunden sind, wurden in den zweiten Kapitell besprochen.

Eine unerwünschte Konsequenz des Anstiegs der Strahlungsenergie, die in der Bestrahlungstherapie angewendet wird, ist die Verschmutzung den Strahlen in der Röntgenstrahlung und Elektronen mit der Neutronenstrahlung. Die Verschmutzung der therapeutischen Strahlen verursacht viele Probleme — die Patienten bekommen zusätzlich unerwünschte Strahlungsdose auf der ganzen Körper, und die von der Neutronen verursachte Kernreaktionen sind den Hauptfaktor, der Radioaktivität in den Bestrahlungstherapieraum induziert. In den dritten und vierten Kapitell sind die Methoden der Markierung des Neutronenfluenzes, Identifikation entstehender Radioisotopen und untergehende Kernreaktionen besprochen.

Die Photonnadel ist relativ eine neue Technologie, die in der klinische Praxis seit 1992 angewendet wurde. Die erste Versionen dieses Gerätes charakterisierten sich durch den erheblichen

Leistungsabfall, der sogar während der Sanierung erschien. Dieser Defekt der Photonnadel wurde aber sehr schnell eliminiert. Das Gewinnen der homogenen Aufspaltung der Dose in der strahlende Zone ist immer ein brennendes Problem. Im Zusammenhang mit das ist es sehr wichtig um die Vermessungen, die die Homogenität der Doseaufspaltung für jede Photonnadel, die in klinische Praxis benutzt wird verifizieren, zu machen. Die Vermessungen, die Intrabeam System — Photonnadel der Firma Photoelectron Corporation & Carl Zeiss Surgical prüften, sind in den fünften Kapitell präsentiert.

Die Proton Radiotherapie des Augapfelmelanomes ist aus den Hadronentherapiemethoden sehr oft angewendet, weil sie ein hohes Sanierungslevel hat. Diese Therapie erfordert eine große Präzision während der Bestrahlung der Geschwulst, und auch genaue Bezeichnung des Einflusses der Parameter des therapeutischen Strahles wie Mittelenergie, energetische und räumliche Auswaschung des Protonsstrahles für die Doseaufspaltung. Die Die Markierung des Zusammenhangs zwischen Protostrahlparameter und der Aufspaltung kann mit Hilfe der Computersimulationen, die auf die Monte Carlo Methode basieren durchgeführt. Diese Methode gewährleistet hohe Qualität von der erhaltenen Ergebnisse. Die Untersuchung des Zusammenhangs zwischen oben genannten Protonstrahlparameter und der Strahlenaufspaltung, die mit der Hilfe der Computersimulationen die auf die GEANT4 Software basieren, durchgeführt sind, machen der Inhalt des sechstes Kapitell aus.

Redaktor: Barbara Todos-Burny
Projektant okładki: Tomasz Gut
Redaktor techniczny: Małgorzata Pleśniar
Korektor: Lidia Szumigala

Copyright © 2011 by
Wydawnictwo Uniwersytetu Śląskiego
Wszelkie prawa zastrzeżone

ISSN 0208-6336
ISBN 978-83-226-2019-9
(wersja drukowana)
ISBN 978-83-226-2352-7
(wersja elektroniczna)

Wydawca
Wydawnictwo Uniwersytetu Śląskiego
ul. Bankowa 12B, 40-007 Katowice
www.wydawnictwo.us.edu.pl
[e-mail: wydawus@us.edu.pl](mailto:wydawus@us.edu.pl)

Wydanie I. Ark. druk. 7,25. Ark. wyd. 8,5.
Papier offset. kl. III, 90 g Cena 10 zł (+ VAT)

Lamanie: Pracownia Składu Komputerowego
Wydawnictwa Uniwersytetu Śląskiego
Druk i oprawa: PPHU TOTEM s.c.
M. Rejnowski, J. Zamiara
ul. Jacewska 89, 88-100 Inowrocław

Cena 10 zł (+ VAT)

Adam Konefal • *Udział fizyki jądrowej w rozwiązywaniu problemów...*

ISSN 0208-6336
ISBN 978-83-226-2352-7