



Radioterapia sterowana obrazem powierzchni pacjenta AlignRT – pierwsze doświadczenia Surface Guided Radiation Therapy - first experiences

Jacek Wendykier¹, Barbara Bekman¹, Aleksandra Grzędziel^{1,2}, Krzysztof Ślosarek^{1,3}

¹ Zakład Planowania Radioterapii, Centrum Onkologii – Instytut im. Marii Skłodowskiej-Curie, Oddział w Gliwicach, Wybrzeże Armii Krajowej 15, 44-101 Gliwice

² Zakład Fizyki Medycznej, Instytut Fizyki, Uniwersytet Śląski, 75 Pułku Piechoty 1A, 41-500 Chorzów

³ Wyższa Szkoła Humanitas, Jana Kilińskiego 43, 41-200 Sosnowiec

Streszczenie

Abstract

Współczesna radioterapia, a zwłaszcza radiochirurgia, wymaga między innymi bardzo precyzyjnego i powtarzalnego ułożenia pacjenta. W przypadku podawania wysokich dawek bardzo istotne jest również to, aby pacjent nie zmienił pozycji w czasie seansu radioterapeutycznego. Jedną z metod sprawdzania ułożenia pacjenta w czasie napromieniania jest monitorowanie jego powierzchni w czasie rzeczywistym za pomocą specjalnych systemów, takich jak AlignRT (Vision RT, London, UK). System ten opiera się na zestawie odpowiednio ułożonych w przestrzeni sześciu kamer, które w połączeniu z oprogramowaniem i trzema projektorami pozwala na bardzo precyzyjną weryfikację ułożenia pacjenta w czasie seansu radioterapeutycznego. W pracy opisane zostały procedury kalibracyjne systemu optycznego oraz dodatkowe testy sprawdzające współdziałanie z systemem planowania leczenia i napromieniania chorych. Weryfikacja potwierdziła submilimetrową dokładność ułożenia za pomocą obrazowania AlignRT.

In modern radiation therapy a precise and repeatable position of the patient is required. In particular the problem of any changes of the patient's position during the SRS session is very vital. One of the checking methods is monitoring the patient's surface in real time. The AlignRT software is just such a type of system.

This system is based on a set of six cameras and three projectors arranged appropriately in the space. It allows for a very precise verification of the patient's position during the radiotherapy session. The work describes the system's calibration procedures. Additional tests were performed to check compatibility of an optical system with treatment planning system and irradiation system. Verification confirmed sub-millimeter accuracy of alignment using AlignRT imaging.

Słowa kluczowe: radioterapia, radioterapia sterowana obrazem SGRT, kalibracja izocentrum

Key words: Radiotherapy, Surface Guided Radiotherapy SGRT, isocenter calibration

otrzymano / received:

11.04.2018

poprawiono / corrected:

18.04.2018

zaakceptowano / accepted:

07.05.2018



Wprowadzenie

Zastosowanie nowoczesnych technik napromieniania chorych wymaga wysokiej precyzji. Deponowanie dużych dawek promieniowania w małych objętościach tarczowych oraz ostre warunki dotyczące limitów dawek w strukturach krytycznych sprawiają, że potrzeba zastosowania coraz to bardziej zaawansowanych metod weryfikacji ułożenia chorego podczas radioterapii jest bardzo duża. Wymagana jest nie tylko weryfikacja dająca możliwość dokładnego pozycjonowania pacjenta przed rozpoczęciem napromieniania, ale także monitorowanie chorego podczas seansu terapeutycznego. Dodatkowo, w przypadku radioterapii frakcjonowanej, konieczne wydaje się zastosowanie narzędzia zapewniającego powtarzalność jego ułożenia.

Radioterapia sterowana obrazem powierzchni SGRT (*Surface Guided Radiation Therapy*) jest odpowiedzią na powyższe potrzeby i stanowi bardzo dobre rozwiązanie umożliwiające pozycjonowanie i/lub monitorowanie pacjenta poddanego radioterapii. Kontrola przeprowadzana jest w trzech wymiarach (3D) bez użycia promieniowania jonizującego, co nie obciąża chorego w dodatkowy sposób [1].

Dotąd standardem podczas wstępnej lokalizacji napromienianego obszaru było sterowanie radioterapii obrazem trójwymiarowym pochodzącym z rekonstrukcji ortogonalnych zdjęć z użyciem promieniowania kilowoltowego (kV) czy zastosowanie stożkowej tomografii komputerowej CBCT (*Cone Beam Computed Tomography*). Dodatkowym czynnikiem zapewniającym submilimetrową precyzję podczas ułożenia pacjenta jest stół terapeutyczny o sześciu stopniach swobody 6DOF (*6 Degrees Of Freedom*) [2]. Połączenie tego rodzaju narzędzi z odpowiednim, zaawansowanym systemem stabilizacji chorego oraz zastosowanie znaczników sztywno związanych z unieruchomieniem daje możliwość monitorowania ruchu podczas seansu napromieniania. Niepożądane zmiany ułożenia podczas trwania frakcji nie są znane, a dokładność wstępnego ułożenia chorego związana jest z użyciem mocno zabudowanych systemów stabilizujących. Z jednej strony dobrze ograniczają one ruchomość, jednak z drugiej stanowią element dyskomfortu dla osoby napromienianej.

Pojawienie się rozwiązań dających możliwości wideo-optycznego obrazowania powierzchni sprawiło bardziej precyzyjną kontrolę podczas terapii, przy jednoczesnym ograniczeniu uciążliwości ze strony systemu stabilizacji chorego [3].

Opis systemu

AlignRT (VisionRT, London, UK) jest systemem optycznego obrazowania powierzchni (OSI, ang. *Optical Surface Imaging*) zainstalowanym w Centrum Onkologii – Instytucie w Gliwicach.

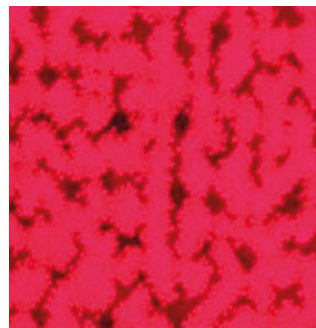
Urządzenie składa się z trzech paneli, których rozmieszczenie w bunkrze akceleratora przedstawiono na rysunku 1. Każdy z paneli zawiera centralnie usytuowany projektor oraz dwie kamery cyfrowe z każdej strony (Rys.1).

Projektor wyświetla pseudolosowy wzór plamki na powierzchni pacjenta (Rys. 2) [4]. Zapewnia on różnorodność



Rys. 1 (górny) Rozmieszczenie trzech paneli optycznego systemu obrazowania w bunkrze akceleratora; (dolny) panel zawierający projektor (1), dwie kamery cyfrowe (2), dodatkowe źródło światła korygującego szumy (3)
Źródło: Archiwum własne.

tekstury wymaganej w procesie rekonstrukcji. Użycie dodatkowego źródła światła niekoherentnego wyklucza efekt szumu plamkowego. Kamery rejestrują dane niezbędne do rekonstrukcji obrazu powierzchni 3D (Rys. 1) [4].



Rys. 2 Pseudolosowy wzór plamki na powierzchni obrazowanej
Źródło: Archiwum własne.

Znany wzór optyczny zapewnia unikalne funkcje wyszukiwania i korelacji. W zależności od geometrii, pozorne zniekształcenie rzutowanego wzoru służy do obliczania odległości.

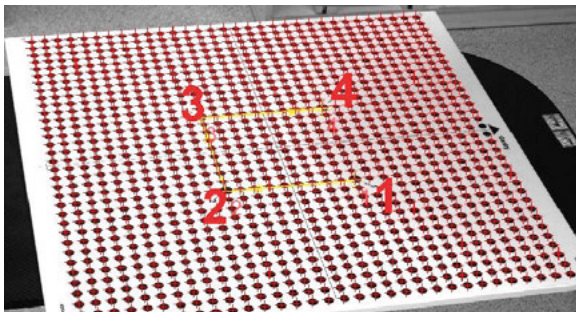
Istotą metody z oświetleniem strukturalnym jest projekcja obrazów rastrowych przez projektor z odpowiednim układem optycznym oraz obserwacja przez kamery deformacji tych obrazów na powierzchni badanej. Zniekształcone wzory są następnie analizowane i poprzez zastosowanie odpowiedniej kalibracji systemu możliwe jest przedstawienie informacji o kształcie obiektu w postaci współrzędnych punktów pomiarowych (x, y, z). Znając odległość pomiędzy źródłem światła – projektorem i kamerą oraz kąt pomiędzy kierunkiem emitowanego światła a płaszczyzną obrazu kamery można określić odległość punktu pomiarowego od obiektywu kamery. Uzyskana zostaje w ten sposób informacja o trzecim wymiarze obiektu, która w połączeniu ze współrzędnymi obrazu daje pełne informacje przestrzenne. Główną zaletą tej metody jest szybka akwizycja obrazu, proces przetwarzania i co najważniejsze – brak obciążeń chorego.



System generuje trójwymiarowy model powierzchni z rozdzielczością 1024 x 768, co daje ponad 20 000 punktów do dalszej analizy – porównania z obrazem referencyjnym [5]. Uzyskane dane są przetwarzane przez odpowiednie oprogramowanie w celu uzyskania wirtualnej reprezentacji obiektu w postaci siatki trójkątów, na podstawie których wyznacza się wartości wielkości mierzonych.

Kalibracja

AlignRT posiada dwie procedury kalibracyjne, które wyznaczają izocentrum systemu obrazowania. Wyróżniamy „kalibrację miesięczną” MC (*Monthly Calibration*) i „kalibrację izocentrum” IC (*Iso-center Calibration*). Nazwa „kalibracja miesięczna” nie odnosi się do reżimu czasowego jej wykonywania, a jedynie podkreśla jej znaczenie. Przeprowadzenie MC zalecane jest jako pierwszy krok postępowania w każdej sytuacji budzącej podejrzenia rozsynchronizowania układu. Założeniem MC jest wyznaczenie izocentrum optycznego systemu obrazowania powierzchni za pomocą specjalnej płyty dostarczonej przez producenta, ustawionej na stole terapeutycznym w izocentrum przyspieszacza (Rys. 3).



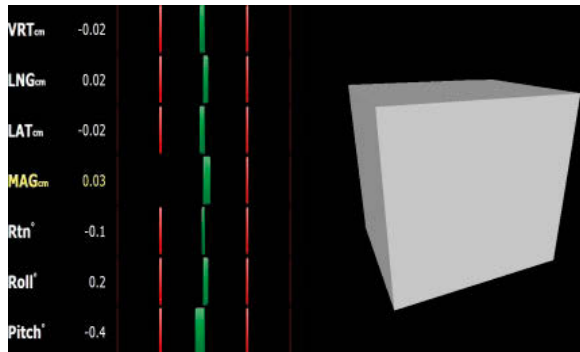
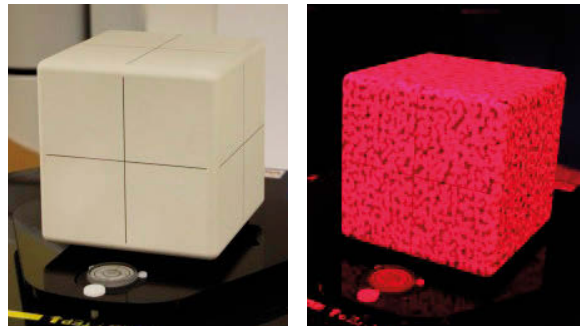
Rys. 3 (górny) Proces kalibracji miesięcznej (MC) izocentrum optycznego systemu obrazowania za pomocą płyty; (dolny) płyta wysokokontrastowa z zaznaczonymi czterema kołami identyfikującymi układ współrzędnych
Źródło: Archiwum własne.

Procedura IC obejmuje obrazowanie wiązką terapeutyczną fantomu w kształcie sześcianu z zatopionymi w nim kulkami ceramicznymi. Ma to na celu dopasowanie izocentrum systemu optycznego do izocentrum układu napromieniającego.

Procedura MC wykorzystuje płytę kalibracyjną składającą się z dwuwymiarowego układu geometrycznego charakteryzującego się wysokim kontrastem, który stanowią czarne koła o znanych

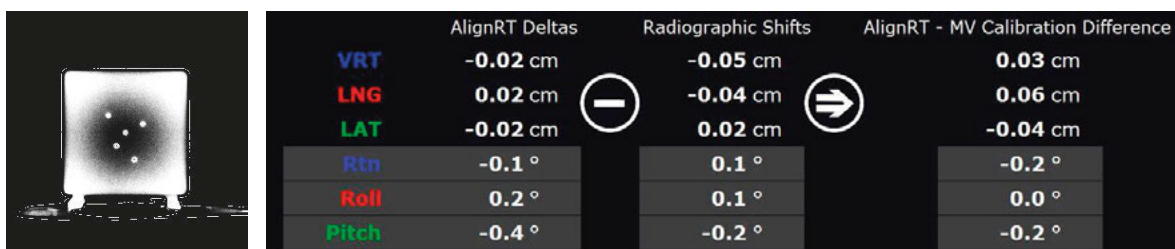
wymiarach i położeniu rozmieszczone na białej powierzchni. Powierzchnia płyty ułożona jest w odległości 100 cm od źródła promieniowania. Cztery koła są oznaczone numerami od 1 do 4 (Rys. 3), co pozwala na prawidłową identyfikację układu współrzędnych systemu obrazującego oraz na przestrzenną korelację ustawienia kamer. Obrazy rejestrowane za pomocą kamer umożliwiają systemowi triangulację obiektów w przestrzeni.

Przeprowadzenie kalibracji IC wymaga przeprowadzonej wcześniej kalibracji przestrzennej z użyciem płyty, co oznacza, że procedura możliwa jest dopiero po wykonaniu kalibracji miesięcznej MC. Do kalibracji IC używa się sześciennego fantomu (Rys. 4) z pięcioma zatopionymi w nim ceramicznymi kulkami, których ułożenie nie jest przypadkowe. Jedna z nich wyznacza środek fantomu, a pozostałe ułożone są względem niej asymetrycznie. Podstawową czynnością procesu kalibracji jest ustawienie sześcianu w izocentrum aparatu. Pomaga w tym podstawka fantomu, dająca możliwość wy poziomowania. Krzyżujące się linie wyznaczone na fantomie powinny pokrywać się z izocentrum terapeutycznym.



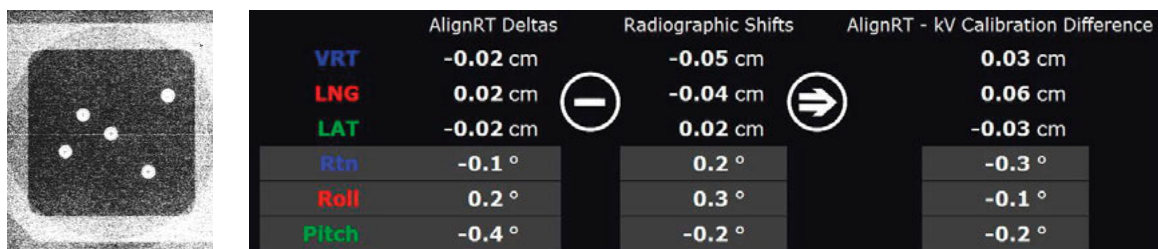
Rys. 4 (górny lewy) Fantom sześcienny do kalibracji izocentrum, (górny prawy) oświetlony wzorem plamkowym; (dolny) efekt monitorowania powierzchni fantomu w aplikacji AlignRT po rozpoczęciu procedury IC
Źródło: Archiwum własne.

Następnie wykonuje się cztery wzajemnie ortogonalne (0° , 90° , 180° i 270°) obrazowania wiązką megawoltową (MV), korzystając z matrycy portalowej. Obrazy importowane są do oprogramowania AlignRT. Powierzchnia sześcianu jest chwilę monitorowana przez optyczny system obrazujący. Następnie przeprowadza się analizę radiograficzną w oparciu o lokalizację kulek zatopionych w fantomie na podstawie czterech obrazów portalowych (Rys. 5).



Rys. 5 (lewy) Obraz fantomu sześciennego ze znacznikami wykonany wiązką megawoltową (MV) wraz z (prawy) wartościami przesunięć współrzędnych układu optycznego względem układu współrzędnych wiązki terapeutycznej

Źródło: Archiwum własne.



Rys. 6 (lewy) Obraz fantomu sześciennego ze znacznikami wykonany wiązką kilowoltową (kV) wraz z (prawy) wartościami przesunięć współrzędnych układu optycznego względem układu obrazowania kV

Na rysunku 5, na prawej ilustracji w trzeciej kolumnie przedstawione są wartości przesunięcia współrzędnych układu wiązki terapeutycznej (a precyzyjnie – układu laserów) względem układu optycznego. Pierwsza kolumna zawiera wartości przesunięcia w układzie optycznym względem obowiązującej w nim kalibracji izocentrum, druga kolumna natomiast przedstawia przesunięcia układu wiązki terapeutycznej względem pozycji fantomu zobrazowanego podczas kalibracji w układzie optycznym. Następnie w aplikacji AlignRT użytkownik kalibruje izocentrum, czyli przesuwa poprzednie izocentrum układu optycznego ustalonego podczas MC z płytą kalibracyjną do izocentrum wiązki terapeutycznej.

Cenną zaletą AlignRT jest również możliwość weryfikacji izocentrum obrazowania za pomocą zdjęć z użyciem promieniowania kilowoltowego kV (Rys. 6). Sprawdzenie powinno być przeprowadzane tuż po weryfikacji układu określającego wiązkę terapeutyczną (MV), bez powtórnego monitoringu przez optyczny system obrazowania.

Należy zwrócić uwagę, że kalibracja jest z pewnością kluczowym czynnikiem wpływającym na dokładność pomiaru tą metodą, zatem powinna być przeprowadzana szczególnie uważnie. Dodatkowo dobrze jest przeprowadzić testy określające precyzję AlignRT i poprawność współdziałania z systemem planowania leczenia i napromieniania chorego.

Materiały i metody

Przeprowadzono kilka podstawowych testów, nieprzewidzianych przez producenta, w celu wyznaczenia automatycznego progu konturowania, najbliższego rzeczywistym wymiarom, oraz zgodności odczytu przesunięć systemu AlignRT z przesunięciami stołu. Pomiarami pośrednimi, niezbędnymi do

wyznaczenia powyższych, były pomiary rozmiarów zewnętrznych fantomu oraz oznaczenie jego gęstości radiologicznej, wyrażonej w jednostkach Hounsfielda (HU). Określenie „gęstość” w poniższym tekście odnosi się do gęstości radiologicznej.

Wymiary zewnętrzne

Oryginalny fantom dołączony do systemu AlignRT został zmierzony za pomocą suwmiarki przez dwóch niezależnych sprawdzających.

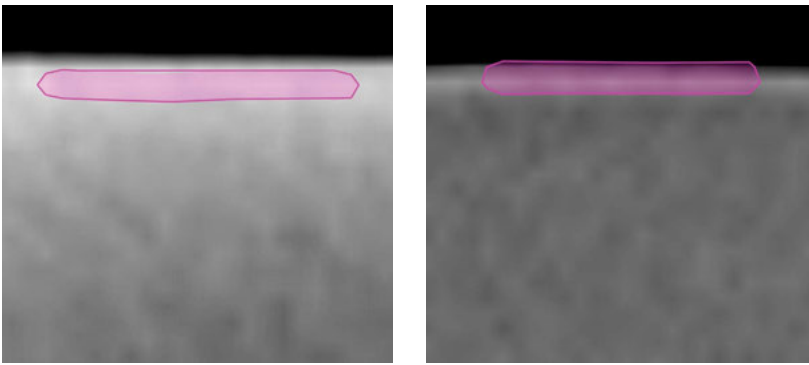
Gęstość fantomu

Zostało wykonane badanie CT fantomu przy pomocy klinicznego protokołu stosowanego dla regionu „głowy i szyi” – gęstość skanowania – 1 mm, pole widzenia – 50 cm, co daje rozdzielczość obrazu 0,98 x 0,98 mm. Uzyskane w wyniku badania obrazy zostały zaimportowane do systemu planowania leczenia Eclipse, v. 13.7 (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA, USA).

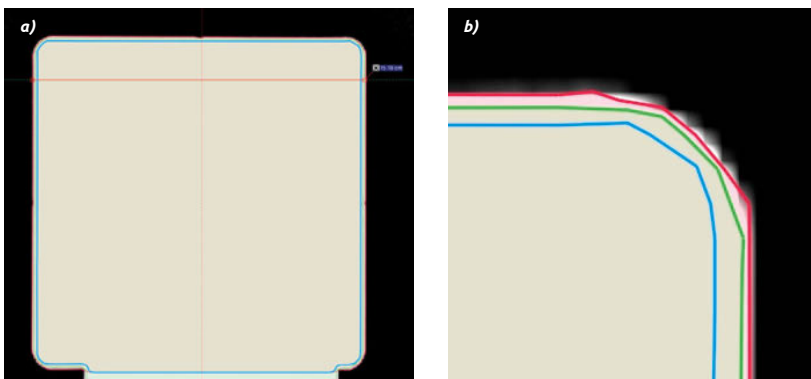
Korzystając z modułu Contouring (w systemie planowania Eclipse v.13.7 firmy VMS), utworzono prostopadłościenną strukturę o objętości 64,9 cm³, której zadaniem było próbkowanie objętości fantomu. Umieszczona w różnych miejscach wewnątrz fantomu służyła do odczytania kilku wartości HU fantomu: średniej, minimalnej, maksymalnej oraz odchylenia standardowego.

Dalszej ocenie podlegała tylko dwumilimetrowa warstwa w pobliżu powierzchni. Wartości średnie, minimalne, maksymalne oraz odchylenie standardowe HU zostały uzyskane dzięki utworzeniu dodatkowej struktury (Rys. 7).

Struktura pomocnicza była przesuwana w kierunku prostopadłym do powierzchni, zarówno dla fantomu. Po każdym przesunięciu odczytywane były cztery wartości HU: średnia,



Rys. 7 (lewy) Przekrój poprzeczny fantomu. Wybrano takie warunki, aby widoczne były efekty zwiększonej gęstości przy brzegu fantomu. Struktura służyła do oceny zmiany gęstości na granicy fantom-powietrze; (prawy) fragment badania obrazowego regionu miednicy pacjenta z widocznym wzrostem gęstości przy powierzchni oraz strukturą pomocniczą wykorzystaną do odczytu wartości gęstości
Źródło: Archiwum własne.



Rys. 8 (lewy) Zrzut ekranu dla fantomu. Widoczne trzy kontury: -200 HU (niebieski), -600 HU (zielony) oraz -800 HU (czerwony); (prawy) maksymalne przybliżenie obrazu na brzegu fantomu
Źródło: Archiwum własne.

minimalna, maksymalna oraz odchylenie standardowe. Do oceny wybrano to położenie struktury, które dawało maksymalne wartości średnie HU. W analogiczny sposób przeprowadzono test dla chorego leczonego w regionie miednicy (Rys. 7).

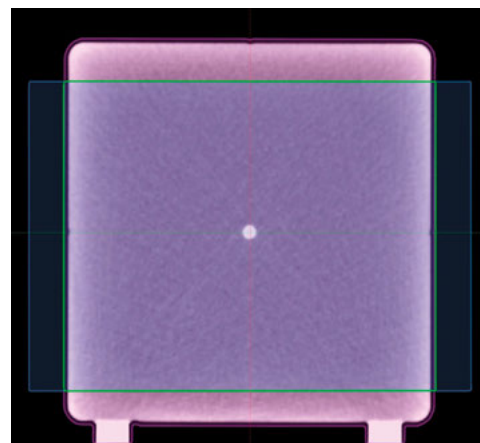
Celem powyższej procedury było znalezienie wartości maksymalnej gęstości radiologicznej przy granicy materia-powietrze.

Automatyczne tworzenie konturu zewnętrznego

W module Contouring użyto narzędzia Search Body, które służy do automatycznego konturowania obrysu zewnętrznego. Jedyńm parametrem, który należy podać, jest minimalna/progowa wartość HU należąca do konturu. Początkowo dla fantomu został utworzony zestaw struktur o różnych wartościach progowych: od -900 HU do -100 HU z krokiem 100 HU. Za pomocą linijki z modułu Contouring została wyznaczona odległość równa wartości zmierzonej z użyciem suwmiarki. Równoległość linijki do poziomu lub pionu była zapewniona dzięki widocznemu w oknie kartezjańskiemu układowi współrzędnych (Rys. 8a). Następnie szukana była taka wartość HU, która przy automatycznym konturowaniu w wyniku da wymiar fantomu najbardziej zbliżony do zmierzonego przy pomocy suwmiarki. Dopasowanie korygowane było na największym możliwym powiększeniu obrazu (Rys.

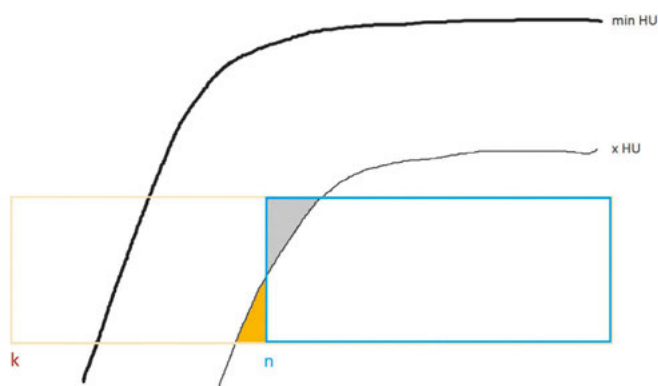
8b). Dokładność ręcznego próbkowania kolejnych wartości HU wynosiła 50. Wybierane były takie przekroje w całym zakresie rozmiarów fantomu z pominięciem zaokrąglonych miejsc łączenia się krawędzi płaszczyzn.

Gdy już zakres wartości HU został oszacowany, przystąpiono do próby dokładniejszej oceny poszukiwanej wartości. W tym celu utworzono kilka dodatkowych struktur o zwiększonej rozdzielczości. Dzięki temu zwiększona rozdzielczość pozwala na rysowanie konturów o polu 2 mm². Za pomocą narzędzia Search Body utworzono serię konturów dla zakresu od -850 HU do -750 HU, ponieważ wstępne oszacowanie pokazało, że wartość progowa poszukiwanego konturu mieści się w tych granicach. Utworzono także dwie dodatkowe struktury w postaci prostokątów o tej samej, kwadratowej podstawie (krawędź podstawy struktury była nieco mniejsza niż krawędź fantomu) i bokach równoległych do krawędzi fantomu rysunku 9.



Rys. 9 Objętości służące do obliczeń optymalnego proggu HU. Fiolet – kontur automatyczny -770 HU, niebieski – objętość kontrolna (k), zielony – kontur nominalny (n)
Źródło: Archiwum własne.

Wysokość pierwszej ze struktur, zwanej kontrolną (k), jest większa o 1 cm z każdej strony od rozmiaru fantomu. Druga, nominalna (n) ma wysokość równą wartości uzyskanej z pomiarów długości krawędzi suwmiarką. Na rysunku 10 zaprezentowano schematycznie powyższą sytuację w dwóch wymiarach.



Rys. 10 Schemat wyznaczenia bardziej dokładnej wartości HU. Oznaczenia: k – prostokąt obejmujący kontur utworzony przez minimalną (~1000) wartość HU, n – prostokąt o długości równej długości boku fantomu (15,15 cm), x HU – kontur utworzony automatycznie dla fantomu przy pomocy wartości progowej równej x HU. Pole/obszary szare i pole żółte – opis/szczegóły w tekście. Rysunek nie zachowuje skali, w rzeczywistości 3D wybrane objętości HU są praktycznie równoległe do krótszych podstaw prostopadłościannów, co jednocześnie pozwala na brak precyzji w wycentrowaniu takiego prostopadłościannu
Źródło: Archiwum własne.

Za pomocą algebry zbiorów można opisać wybarwione powierzchnie. Szare pole to część, która należy do prostokąta (n), ale nie do jego iloczynu z polem (x HU):

$$1^{\circ} \in (n) \setminus [(n) \cap (xHU)]$$

Żółta część należy do części wspólnej (k) i (x HU), ale nie należy do (n):

$$2^{\circ} \in [(n) \cap (\min HU)] \setminus (n)$$

W celu znalezienia wartości (x HU), która będzie najbardziej zbliżona do poszukiwanej wartości za pomocą suwmiarki, należy znaleźć wartość minimalną wyrażenia:

$$\text{szukaneHU} = \min |1^{\circ} - 2^{\circ}|$$

W praktyce posłużono się objętościami, a nie polami powierzchni. Objętości były na tyle duże, żeby ich różnice były mierzalne w systemie. Wykorzystano moduł External Beam Planning (TPS Eclipse, VMS), ponieważ dokładność wyznaczania objętości jest tu rzędu 0,01 cm³, a w module Contouring o rząd wielkości większa.

Dokładność pomiaru przesunięcia w systemie AlignRT

Dla utworzonego automatycznie konturu przeprowadzono test dokładności pomiaru odległości przez system AlignRT [6]. Fantom ustawiono w taki sposób, aby jego środek geometryczny pokrywał się z izocentrum. Następnie przy pomocy stołu przesuwano fantom w każdym z kierunków głównych ruchu stołu z krokiem 0,5 mm w zakresie +/- 3,0 mm od położenia centralnego. Odczytywano wskazania systemu AlignRT. Podobne badanie przeprowadzono dla fantomu przesuniętego poza izocentrum: 20 cm w kierunku bocznym, 10 cm w kierunku aparatu i 5 cm w górę.

Wymiary zewnętrzne

Wyniki zbiorcze dla pomiarów rozmiarów fizycznych fantomu prezentuje tabela 1.

Tabela 1 Wymiary fantomu. Zmierzone za pomocą suwmiarki, której niepewność wynosi 0,05 mm. Orientacja fantomu jak w przypadku klinicznym

Wymiary rzeczywiste fantomu			
Lp	A-B [cm]	G-T [cm]	H [cm]
1.	15.15	15.20	15.10
2.	15.20	15.15	15.15
3.	15.15	15.15	15.10
4.	15.15	15.20	15.15
5.	15.20	15.30	15.10
6.	15.15	15.15	15.15
7.	15.20	15.15	15.10
8.	15.15	15.15	15.15
9.	15.15	15.15	
10.	15.20	15.20	
11.	15.20	15.15	
12.	15.15	15.20	
13.	15.20	15.20	
14.	15.20	15.15	
15.	15.20	15.20	
16.	15.20	15.15	
Średnia	15.18	15.18	15.13
SD	0.03	0.04	0.03

Źródło: Opracowanie własne.

Dla fantomu roboczo została przyjęta wartość 15,15 cm dla każdego wymiaru i dla tej wartości szukany był taki próg automatycznego konturowania, którego kontur dał rozmiary mierzone w systemie planowani leczenia najbardziej zbliżone do rzeczywistych.

Gęstość fantomu

Gęstość oceniona na podstawie prostopadłościennych struktury podana jest poniżej w tabeli 2. Przy zbliżaniu się do krawędzi fantomu można zauważyć zwiększenie jego gęstości, co wyraźnie widać w ostatnim wierszu w tabeli 2.

Tabela 2 Średnie gęstości fantomu

Gęstość fantomu			
min	max	średnia	SD
-36	2	-21.3	4.8
-35	-7	-22.9	3.8
-34	1	-22.2	4.0
-35	1	-21.6	5.3
-34	83	-4.8	22.8

Źródło: Opracowanie własne.



Przy wykorzystaniu dwumilimetrowej struktury otrzymano następujące wartości: -26 HU (min = -152, max = 27, SD = 37,487) dla pacjenta i 47,762 (min = 41, max = 56, SD = 4,381) dla fantomu. Różnica prawie 80 HU odpowiada około 0,2 mm w systemie, mierzone za pomocą linijki i dwu konturów (-800 do -700 oraz -850 do -750).

Automatyczne tworzenie konturu zewnętrznego

Przy pomocy zwykłego pomiaru dostępną w systemie linijką zawężono zakres HU do przedziału -850 HU do -750 HU. Przy użyciu narzędzi dostępnych w systemie Eclipse nie dało się jednak zastosować w praktyce metody bardziej zaawansowanej, polegającej na minimalizacji odpowiednich objętości. Mimo różnorodności poszczególnych konturów na skanach, otrzymane wartości objętości były obciążone bardzo dużą niepewnością

ze względu na bardzo małe wartości różnic we wzorach 1^o oraz 2^o. Trwają prace nad rozwiązaniem tego problemu za pomocą zewnętrznych narzędzi.

W związku z tym, że metoda precyzyjnego określenia progów zawiodła, dla struktur z zakresu -850 do -750 przeprowadzono powtarzalne pomiary ręcznie i otrzymano wartość -770 HU. Przy takiej wartości dla wymiarów na skanie poprzecznym otrzymane różnice wydawały się być najmniejszymi, co jednak nie zostało poparte analizą ilościową.

Dokładność pomiaru przesunięcia w systemie AlignRT

Wyniki testów kontrolowanego przesunięcia fantomu zawarte są w tabeli 3.

Tabela 3 Wartości przesunięć stołu, odczytane przesunięcia przez system AlignRT oraz wyliczone różnice. Przesunięcia były niezależne w trzech wzajemnie prostopadłych kierunkach w granicach +/- 3 mm. Vert, Long oraz Lat oznacza odpowiednio ruchy stołu w kierunku pionowym, wzdłuż stołu i w poprzek

	Vert			Long			Lat		
	Stół	AlignRT	Δ	Stół	AlignRT	Δ	Stół	AlignRT	Δ
	[mm]	[mm]	[mm]	[mm]	[mm]	[mm]	[mm]	[mm]	[mm]
Izocentrum (0, 0, 0)	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
	-0.05	0.05	0.00	0.05	0.05	0.00	0.05	0.06	0.01
	-0.10	0.10	0.00	0.10	0.10	0.00	0.10	0.11	0.01
	-0.15	0.15	0.00	0.15	0.15	0.00	0.15	0.16	0.01
	-0.20	0.19	-0.01	0.20	0.19	-0.01	0.20	0.21	0.01
	-0.25	0.24	-0.01	0.25	0.25	0.00	0.25	0.25	0.00
	-0.30	0.29	-0.01	0.30	0.29	-0.01	0.30	0.31	0.01
	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
	0.05	0.06	0.01	-0.05	0.05	0.00	-0.05	0.05	0.00
	0.10	0.11	0.01	-0.10	0.10	0.00	-0.10	0.10	0.00
	0.15	0.16	0.01	-0.15	0.15	0.00	-0.15	0.15	0.00
	0.20	0.20	0.00	-0.20	0.20	0.00	-0.20	0.20	0.00
	0.25	0.25	0.00	-0.25	0.25	0.00	-0.25	0.25	0.00
	0.30	0.30	0.00	-0.30	0.30	0.00	-0.30	0.30	0.00
Przesunięcie od izocentrum (5 cm, 10 cm, 20 cm)	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
	-0.05	0.04	-0.01	0.05	0.05	0.00	0.05	0.06	0.01
	-0.10	0.10	0.00	0.10	0.10	0.00	0.10	0.11	0.01
	-0.15	0.15	0.00	0.15	0.14	-0.01	0.15	0.16	0.01
	-0.20	0.21	0.01	0.20	0.20	0.00	0.20	0.21	0.01
	-0.25	0.25	0.00	0.25	0.24	-0.01	0.25	0.26	0.01
	-0.30	0.29	-0.01	0.30	0.29	-0.01	0.30	0.31	0.01
	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
	0.05	0.05	0.00	-0.05	0.05	0.00	-0.05	0.04	-0.01
	0.10	0.10	0.00	-0.10	0.10	0.00	-0.10	0.09	-0.01
	0.15	0.16	0.01	-0.15	0.14	-0.01	-0.15	0.14	-0.01
	0.20	0.20	0.00	-0.20	0.19	-0.01	-0.20	0.19	-0.01
	0.25	0.25	0.00	-0.25	0.24	-0.01	-0.25	0.25	0.00
	0.30	0.30	0.00	-0.30	0.29	-0.01	-0.30	0.29	-0.01

Źródło: Opracowanie własne.



reklama

PP®
ISTNIEJE OD 1989 R.

OŚRODEK BADAŃ I ANALIZ „PP”
Marek Zajac i Artur Zajac s.c.
ul. prof. Michała Bobrzyńskiego 23A/U2, 30-348 KRAKÓW,
fax: +48 12 202 04 77, tel.: +48 603 18 77 88,
e-mail: ppmz@interia.pl

POSIADAMY AKREDYTACJĘ NR AB 286


POMIARY



WYKONUJEMY:

testy specjalistyczne aparatury rentgenowskiej (stomatologia, radiografia, fluoroskopia, mammografia, tomografia komputerowa) • **pomiary dozymetryczne** w środowisku pracy i w środowisku w otoczeniu aparatów rtg • **projekty pracowni rtg** wraz z obliczaniem osłon stałych • **szkolenia** z zakresu wykonywania testów podstawowych • **opracowujemy dokumentację** Systemu Jakości w pracowniach rtg.

PONADTO WYKONUJEMY POMIARY:



natężenia pola elektromagnetycznego (m.in. rezonans magnetyczny) • **hałasu** i drgań • **natężenia i równomierności oświetlenia** na stanowiskach pracy i oświetlenia awaryjnego • **promieniowania optycznego** nielaserowego (180–3000 nm): nadfioletowe, widzialne (w tym niebieskie), podczerwone • **promieniowania laserowego** • **pobieranie prób powietrza** oraz oznaczanie zawartości pyłu całkowitego i respirabilnego.

www.ppkrakow.pl

Dyskusja

Przeprowadzone testy nie dały jednoznacznej odpowiedzi na pytanie, jakiej progowej wartości HU użyć w przypadku automatycznego konturowania powierzchni pacjenta. Jeżeli gęstość warstw bardzo bliskich powierzchni ma znaczenie, to możliwy popełniony błąd przy transformacji wyników uzyskanych za pomocą fantomu na badanie obrazowe pacjenta może wynieść nawet 0,2 mm. Próba oceny wpływu tej warstwy bliskiej powierzchni została przeprowadzona przy pomocy fantomu z płyt RW3, ale jakość badania CT nie pozwoliła na tak precyzyjne, submilimetrowe pomiary. Użycie wyznaczonej wartości -770 HU jako specjalnego konturu do zastosowań przy weryfikacji ułożenia za pomocą AlignRT wydaje się dobrym podejściem. Błąd ułożenia nie przekroczy wtedy 0,2 mm. Uwzględniając precyzję działania systemu AlignRT (Tabela 3), w którym zarówno w izocentrum, jak i po przesunięciu poza izocentrum, maksymalne niepewności odczytu były rzędu 0,1 mm, można stwierdzić, że w skrajnym przypadku błąd całkowity nie przekracza 0,3 mm. Tego rzędu niepewność jest satysfakcjonująca nawet w przypadku ostrych kryteriów stawianych podczas terapii stereotaktycznej. ^B

Literatura

1. J. Peng, K.D.J. Li, S. Samant, G. Yan, R. Amdur, C. Liu: *Characterization of a real-time surface image-guided stereotactic positioning system*, Med Phys, 37, 2010, 5421-5433.
2. T. Gevaert, D. Verellen, B. Engels e. al.: *Clinical evaluation of a robotic 6-degree of freedom treatment couch for frameless radiosurger*, Int J Radiat Oncol Biol Phys, 83(1), 2012, 467-474.
3. G. Li, D. Lovelock, M. J e. al.: *Migration from full-head mask to "open-face" mask for immobilization of patients with head and neck cancer*, J Appl Clin Med Phys, 14(5), 2013, 243-254.
4. J. Siebert, S. Marshall: *Human body 3D imaging by speckle texture projection photogrammetry*, Sens Rev, 20, 2000, 218-226.
5. N. Smith, I. Meir, G. Hale, R. Howe, L. Johnson, P. Edwards, D. Hawkes, M. Bidmead, D. Landau: *Real-time 3D surface imaging for patient positioning in radiotherapy*, Int J Radiat Oncol Biol Phys, 57, 2003, 187.
6. C. Bert, K. Metheany, K. Doppke, G. Chen: *A phantom evaluation of a stereo-vision surface imaging system for radiotherapy patient setup*, Med Phys, 32, 2005, 2753-2762.