



UNIWERSYTET ŚLĄSKI  
W KATOWICACH

WYDZIAŁ NAUK ŚCISŁYCH  
I TECHNICZNYCH

BŁAŻEJ BAIC

7777

**WPŁYW PARAMETRÓW PRACY  
KOLIMATORA WIELOLISTKOWEGO  
MLC NA WERYFIKACJĘ  
DYNAMICZNYCH PLANÓW  
LECZENIA W RADIOTERAPII**

ROZPRAWA DOKTORSKA

**Promotor**

**dr hab. Beata Kozłowska**

**Promotor pomocniczy**

**dr n. fiz. Marcin Dybek**

Chorzów, 2022



*Chciałbym podziękować wszystkim,  
bez których powstanie niniejszej pracy byłoby niemożliwe.*

*Serdeczne podziękowania składam mojemu promotorowi*

***dr hab. Beacie Kozłowskiej***

*za poświęcony czas i wszelką okazaną pomoc w czasie naszej współpracy,  
a zwłaszcza za wszelkie cenne uwagi i komentarze.*

*Podziękowania składam także mojemu promotorowi pomocniczemu*

***dr n. fiz. Marcinowi Dybkowi***

*za merytoryczną pomoc, wsparcie i motywację do pracy.*

*Dziękuję także wszystkim Koleżankom i Kolegom  
z Katowickiego Centrum Onkologii  
za życzliwość i merytoryczne wsparcie.*

*Szczególne podziękowania składam **mojej Żonie Agnieszce***

*za cierpliwość, wyrozumiałość, motywację  
i wsparcie w chwilach zwątpienia.*

## SPIS TREŚCI

<b>SŁOWNIK SKRÓTÓW .....</b>	<b>6</b>
<b>WSTĘP.....</b>	<b>8</b>
<b>CEL PRACY .....</b>	<b>11</b>
<b>CZEŚĆ TEORETYCZNA.....</b>	<b>12</b>
<b>1. AKCELERATOR LINIOWY .....</b>	<b>12</b>
<b>1.1. BUDOWA .....</b>	<b>12</b>
<b>1.2. KOLIMATOR WIELOLISTKOWY AGILITY .....</b>	<b>15</b>
1.2.1. BUDOWA.....	15
1.2.2. GENEROWANIE WIĄZKI PROMIENIOWANIA .....	18
1.2.3. KONTROLA JAKOŚCI QA MLC .....	19
<b>2. ETAPY PROCESU RADIOTERAPII.....</b>	<b>25</b>
<b>2.1. PODSTAWY .....</b>	<b>25</b>
<b>2.2. OBSZARY NAPROMIENIANE.....</b>	<b>27</b>
2.2.1. OBSZAR KLATKI PIERSIOWEJ.....	27
2.2.2. OBSZAR GŁOWY/SZYI .....	28
2.2.3. OBSZAR MIEDNICY .....	28
<b>2.3. PRZYGOTOWANIE PLANU LECZENIA .....</b>	<b>29</b>
<b>3. PLANY LECZENIA .....</b>	<b>30</b>
<b>3.1. OBSZAR KLATKI PIERSIOWEJ.....</b>	<b>30</b>
<b>3.2. OBSZAR GŁOWY/SZYI.....</b>	<b>31</b>
<b>3.3. OBSZAR MIEDNICY.....</b>	<b>33</b>
<b>4. WERYFIKACJA DOZYMETRYCZNA .....</b>	<b>34</b>
<b>4.1. PODSTAWY.....</b>	<b>34</b>
<b>4.2. SYSTEM MONACO.....</b>	<b>35</b>
<b>4.3. PROGRAM COMPASS .....</b>	<b>35</b>
<b>4.4. PROGRAM OMNIPRO IMRT .....</b>	<b>36</b>
<b>4.5. MATRYCA DETEKTORÓW.....</b>	<b>36</b>
4.5.1. MATRIXX .....	36
4.5.2. INKLINOMETR .....	37
4.5.3. UCHWYT .....	38
<b>4.6. PARAMETR GAMMA.....</b>	<b>38</b>
<b>4.7. SPOSÓB WERYFIKACJI .....</b>	<b>39</b>

<b>CZEŚĆ PRAKTYCZNA.....</b>	<b>41</b>
<b>5. WERYFIKACJE PLANÓW LECZENIA .....</b>	<b>41</b>
<b>5.1. OBSZAR KLATKI PIERSIOWEJ .....</b>	<b>41</b>
5.1.1. OBSZAR GTV .....	42
5.1.2. OBSZAR CTV .....	44
5.1.3. OBSZAR PTV .....	45
5.1.4. OBSZAR TARCZOWY – TARGET.....	48
5.1.5. NARZĄDY KRYTYCZNE.....	50
<b>5.2. OBSZAR GŁOWY I SZYI .....</b>	<b>56</b>
5.2.1. OBSZAR CTV .....	56
5.2.2. OBSZAR PTV .....	58
5.2.3. OBSZAR TARCZOWY – TARGET.....	60
5.2.4. NARZĄDY KRYTYCZNE.....	61
<b>5.3. OBSZAR MIEDNICY.....</b>	<b>70</b>
5.3.1. OBSZAR CTV .....	70
5.3.2. OBSZAR PTV .....	72
5.3.3. OBSZAR TARCZOWY – TARGET.....	74
5.3.4. NARZĄDY KRYTYCZNE.....	76
<b>6. TESTY LISTKÓW KOLIMATORA MLC.....</b>	<b>81</b>
<b>6.1. TESTY IMRT – SMLC .....</b>	<b>82</b>
6.1.1. DTLS2.....	83
6.1.2. 1234W.....	84
6.1.3. 1234S.....	86
6.1.4. VW07S.....	87
6.1.5. YOnly.....	89
6.1.6. 3ABUT.....	90
6.1.7. 7SegA.....	92
6.1.8. FOURL .....	93
6.1.9. HIMRT.....	95
<b>6.2. TESTY IMRT – DMLC .....</b>	<b>96</b>
6.2.1. VW07T .....	96
6.2.2. HDMLC .....	98
6.2.3. DMLC1 .....	99
6.2.4. DMLCA .....	102
<b>6.3. MLC OFFSET .....</b>	<b>104</b>
6.3.1. TESTY MLC .....	104
6.3.2. WERYFIKACJE DYNAMICZNYCH PLANÓW LECZENIA .....	107
<b>7. DYSKUSJA.....</b>	<b>112</b>
<b>LITERATURA.....</b>	<b>119</b>
<b>WYKAZ RYSUNKÓW .....</b>	<b>125</b>

## SŁOWNIK SKRÓTÓW

### -|A|-

AAPM – American Association of Physicists in Medicine – Amerykańskie Stowarzyszenie Fizyków Medycznych

ArcCheck – cylindryczny fantom dozymetryczny do weryfikacji dynamicznych planów leczenia firmy Sunnuclear

AP – anterior – posterior – przednio/tylnie

### -|B|-

BLD – Beam Limiting device – urządzenie ograniczające wiązkę

### -|C|-

CT – COMPUTED Tomography – tomografia komputerowa

CRT – Conformal Radiotherapy – radioterapia konformalna

CCC – Collapse Cone Convolution – algorytm obliczeniowy systemu Compass

### -|D|-

DLG – dynamic leaf guide – dynamiczna prowadnica liścia

### -|E|-

ED – electron density – gęstość elektronowa

### -|F|-

FF – Flattening Filter – filtr spłaszczający

FFF – Flattening Filter Free – brak filtra spłaszczającego

### -|G|-

### -|H|-

HU – Hounsfield Unit – jednostki Hounsfielda

### -|I|-

IAEA – International Atomic Energy Agency – Międzynarodowa Agencja Energii Atomowej

IM – Intensity Modulated – intensywna modulacja

IMRT - Intensity – Modulated Radiation Therapy – Radioterapia z intensywną modulacją wiązki

ICRU - International Commission on Radiation Units and measurements-Międzynarodowej Agencji ds. Jednostek Radiologicznych i pomiarów

IEC – International Electrotechnical Commission – międzynarodowa komisja elektrotechniczna

IGRT – Imaged Guided Radiation Therapy – Radioterapia sterowana obrazem

### -|J|-

### -|K|-

KCO – Katowickie Centrum Onkologii

### -|L|-

-[M]-

MR – Magnetic Resonance – rezonans magnetyczny

MatriXX – płaska wielodetektorowa matryca komórek jonizacyjnych do weryfikacji dynamicznych planów leczenia firmy IBA

MU – Monitor Unit – jednostka monitorowa

MC – Monte Carlo – algorytm obliczeniowy systemu Monaco.

-[N]-

-[O]-

OF – Output factor – współczynniki wyjściowe

-[P]-

PDD – Percent Depth Dose – procentowa dawka głęboka

PET – Positron Emission Tomography – Pozytonowa Tomografia Emisyjna

-[Q]-

QA – Quality Assurance – kontrola jakości

QUANTEC – Quantitative Analyses of Normal Tissue Effects in the Clinic - Analiza ilościowa prawidłowych efektów tkankowych w praktyce klinicznej

-[R]-

RW3 – water-equivalent slab phantom – fantom płytowy, stały o gęstości elektronowej zbliżonej do wody

-[S]-

SSD – Source to Surface Distance – odległość od źródła promieniowania do napromieniowanej powierzchni

SRT – Stereotactic Radiation Therapy – Radioterapia stereotaktyczna

SRS – Stereotactic Radiation Surgery - Radiochirurgia

-[T]-

TBI – Total Body Irradiation – napromienianie całego ciała

TPS – Treatment Planning System – System planowania leczenia

TVL – Tenth Value Layer – Dziesięciokrotna warstwa połowiąca

TPF – Transmission Probability Filter – filtr prawdopodobieństwa transmisji

-[U]-

USG – Ultrasonography - ultrasonografia

-[V]-

VMAT – Volumetric Modulated Arc Therapy – Radioterapia łukowa z modulacją wiązki

-[W]-

-[X]-

-[Y]-

-[Z]-

## WSTĘP

Obecnie, zarówno na świecie jak i w Europie, ilość osób, u których zdiagnozowany zostaje nowotwór rośnie w gwałtowny sposób. Każdego roku stwierdza się ponad 3 miliony nowych przypadków, z czego 47% występujących u kobiet a 53% u mężczyzn. Ilość zgonów natomiast to około 1.7 mln osób, w tym 44% stanowią kobiety i 56% mężczyźni. W związku z tak gwałtownym wzrostem częstotliwości pojawiania się nowotworów stanowią one jeden z najpoważniejszych problemów zdrowia publicznego na świecie. Konieczne jest zatem stosowanie wszelkich metod walki z nowotworami. I tak, oprócz chirurgii onkologicznej i chemioterapii, radioterapia stanowi jedną z głównych metod zwalczania nowotworów o szerokim spektrum typu i umiejscowienia.

Głównym celem radioterapii jest zwiększenie prawdopodobieństwa wyleczenia nowotworu, pamiętając o jej negatywnym oddziaływaniu na tkanki zdrowych narządów w napromienianym obszarze. Taki niepożądany oraz nieunikniony efekt jest wynikiem fizycznych właściwości promieniowania jonizującego stosowanego w radioterapii oraz niekorzystnego rozkładu dawki w tkankach. Skuteczność radioterapii opiera się zatem na pewnym kompromisie pomiędzy podawaniem dawki promieniowania powodującej wzrost prawdopodobieństwa miejscowego wyleczenia nowotworu a dawki, która w napromienianym obszarze powoduje jak najmniejsze skutki dla znajdujących się tam zdrowych tkanek. W radioterapii, promieniowanie jonizujące stosowane do napromieniowania zmiany nowotworowej może być deponowane na dwa sposoby. Pierwszy, zwany brachyterapią, ma miejsce wówczas, gdy źródło promieniowania jonizującego umieszcza się wewnątrz lub w pobliżu zmiany nowotworowej. Drugi to teleradioterapia, gdy źródło promieniowania znajduje się na zewnątrz napromienianej zmiany. Często stosowana jest również radioterapia łącząca oba sposoby napromieniowania.

W teleradioterapii stosowanych jest wiele technik napromieniania guzów nowotworowych. Najczęściej praktykowany jest układ kilku wiązek promieniowania, gdzie wszystkie skierowane są na guz, którego środek znajduje się w stałej odległości od źródła. Rozmiar wykorzystanych pól napromieniania zależy przede wszystkim od techniki, począwszy od dużych pól w technikach standardowych, poprzez pola z intensywną modulacją wiązki terapeutycznej IMRT, technikę VMAT, która jest połączeniem techniki łukowej (obrót gantry akceleratora medycznego) z intensywną modulacją wiązki, aż do pól bardzo małych stosowanych w radiochirurgii. Czasami zdarza się, że wymiar pola zwiększany jest poprzez zwiększenie SSD, jak to ma miejsce w technice napromieniania całego ciała TBI.

Cały proces radioterapii składa się z kilku etapów. W każdym zakładzie radioterapii istnieje system planowania leczenia (TPS), którego przygotowanie jest skomplikowane i długotrwałe. Polega one na prawidłowym zdefiniowaniu i określeniu technicznych możliwości akceleratorów medycznych. Podstawowymi informacjami są energie emitowanych wiązek terapeutycznych, ich wydajność, krzywa procentowej dawki głębokościowej (PDD) oraz rozkład dawek w płaszczyznach prostopadłych do osi wiązki. Na podstawie informacji o wiązkach terapeutycznych wprowadzonych przez użytkownika oraz zaimplementowanych algorytmach obliczeniowych, TPS może w postaci liczbowej i graficznej zaprezentować otrzymany rozkład dawki. Dodatkowo, system planowania leczenia pozwala uzyskać



informacje o rozkładzie dawki w każdym punkcie zainteresowania w ciele pacjenta, a więc zarówno w obszarze zmiany nowotworowej, jak również w zdrowych tkankach i narządach. Modelowanie rozkładu dawki w systemie planowania leczenia opiera się o diagnostyczne badania obrazowe. W teleradioterapii podstawę stanowi tomografia komputerowa (CT). Dodatkowymi badaniami pomocniczymi w procesie radioterapii są rezonans magnetyczny (MR) oraz pozytonowa tomografia emisyjna (PET). W brachyterapii dodatkowymi metodami wspomagającymi CT są fluoroskopia, radiografia, a także ultrasonografia (USG).

Radioterapia polega przede wszystkim na dostarczeniu konkretnej dawki do określonego obszaru napromieniowania. Każda niepewność lub błąd wynikający z rozkładu dawki w ciele pacjenta lub z określenia wartości dawki może mieć wpływ na prawdopodobieństwo miejscowego wyleczenia oraz prawdopodobieństwo wystąpienia skutków ubocznych. Czynnikiem, które mają najistotniejszy wpływ na efekt leczenia jest zapewnienie wysokiego gradientu dawki dla zdrowych tkanek w obszarach napromieniowanych przy jednocześnie precyzyjnym podaniu określonej dawki w objętości guza nowotworowego. Zalecenia Międzynarodowej Agencji ds. Jednostek Radiologicznych i pomiarów ICRU mówią, że maksymalna różnica pomiędzy dawką podaną, a zaplanowaną może wynosić 5%.

Podczas całego procesu leczenia radioterapeutycznego istnieje wiele etapów, które mogą mieć wpływ na różnicę między dawką zaplanowaną, a podaną. Zaczynając od wydajności aparatu terapeutycznego, czyli mocy dawki w określonych warunkach, poprzez prawidłową diagnostykę, zlokalizowanie i określenie dawki promieniowania dla danego rodzaju nowotworu. Istotne jest również wykonanie spełniającego międzynarodowe kryteria planu leczenia, dobierając adekwatną do zmiany nowotworowej energię promieniowania, układ i rodzaj wiązek, uzyskując tym samym akceptowany rozkład dawki w obszarze napromieniowanym. Kluczowe jest także prawidłowe pozycjonowanie pacjenta na stole aparatu terapeutycznego. Na każdym etapie możliwe jest wystąpienie błędów bądź niepewności, czy to na skutek czynnika ludzkiego, nieprawidłowo działającej aparatury, czy niedoskonałości algorytmów obliczeniowych systemu planowania leczenia. Dodatkowo, celem zniwelowania różnic pomiędzy dawką podaną, a zaplanowaną przeprowadzana jest cykliczna dozymetria aparatów terapeutycznych. Pacjentom wykonuje się codzienne obrazowanie celem lepszego ułożenia i przygotowania podczas napromieniowania, przeprowadza się dozymetrię *in vivo* oraz wykonuje się weryfikację dynamicznych planów leczenia na akceleratorze przy użyciu specjalnych urządzeń pomiarowych (np. matryc detektorów).

Weryfikacja dozymetryczna pozwala nie tylko kontrolować rozkład dawki w pacjencie, ale także sprawdzić poprawną realizację dynamicznego planu leczenia na akceleratorze (obrót gantry, ruch listków kolimatora MLC). Wykonując taką procedurę można określić jaką w rzeczywistości dawkę otrzyma pacjent podczas całego procesu leczenia na danym aparacie terapeutycznym. Istnieje wiele rodzajów weryfikacji, które wprowadzono wraz z rozpoczęciem stosowania planów dynamicznych (IMRT, VMAT). W przypadku planów leczenia o skomplikowanej geometrii można zastosować filmy dozymetryczne. Coraz częściej wykonuje się również dozymetrię z wykorzystaniem cylindrycznych bądź płaskich wielodetektorowych matryc, takich jak ArcCheck lub MatriXXX.

Niniejsza praca przedstawia praktyczne zastosowanie weryfikacji dynamicznych planów leczenia VMAT w radioterapii, z uwzględnieniem wpływu pracy listków kolimatora wielolistkowego MLC Agility akceleratora medycznego ELEKTA Versa HD na wynik weryfikacji. W opracowaniu zaprezentowano różnice dawek na narządy krytyczne oraz zmiany nowotworowe jakie otrzymuje pacjent w trakcie całego procesu napromieniania. Dodatkowo, przeprowadzono testy kontroli jakości QA kolimatora wielolistkowego MLC Agility. Badania przedstawione w niniejszej rozprawie zostały przeprowadzone w Zakładzie Radioterapii Katowickiego Centrum Onkologii w Katowicach. Wszystkie otrzymane wyniki opracowano w Instytucie Fizyki Uniwersytetu Śląskiego w ramach przewodu doktorskiego na studiach III stopnia.

## CEL PRACY

Celem pracy była ocena wpływu pracy listków kolimatora wielolistkowego MLC Agility akceleratora medycznego Elekta Versa HD na weryfikację dynamicznych planów leczenia. Prawidłowe funkcjonowanie akceleratora medycznego, ze szczególnym uwzględnieniem układu kolimującego wiązkę promieniowania ma bezpośredni związek z prawidłowym podaniem zaplanowanej dawki promieniowania pacjentowi, co z kolei pośrednio wpływa na skuteczność całego leczenia. Przeprowadzenie badań w zakresie doboru i zastosowania w przyszłości odpowiednich testów mechanicznych kontroli jakości kolimatora wielolistkowego MLC, ich dozymetrycznej weryfikacji jak również ustalenie częstotliwości testowania aparatury terapeutycznej w sposób znaczący wpłynie na wynik weryfikacji klinicznych planów leczenia pacjentów zaplanowanych do radioterapii.

Aby zrealizować ten cel:

1. Przygotowano plany leczenia techniką dynamiczną VMAT z zastosowaniem energii fotonów 6MV dla 3 różnych obszarów napromieniania (klatka piersiowa, głowa/szyja oraz miednica).
2. Wykonano weryfikacje z użyciem matrycy detektorów MatriXXX firmy IBA.
3. Pomiar weryfikacyjny wybranych dynamicznych planów leczenia przeprowadzono w ciągu 30 dni pomiarowych w dwóch porach dnia: rano – przed rozpoczęciem pracy akceleratora oraz wieczorem po jej zakończeniu.
4. Sprawdzone czy pora pomiaru ma wpływ na pracę listków MLC w trakcie realizacji planu leczenia, a tym samym czy ma wpływ na wynik weryfikacji planów leczenia
5. Przeprowadzono testy jakości QA kolimatora wielolistkowego celem uwzględnienia ich wyników w weryfikacjach dozymetrycznych.
6. Sprawdzone wpływ przesunięcia (offset'u) MLC na wyniki testów QA kolimatora wielolistkowego.
7. Sprawdzone wpływ przesunięcia (offset'u) MLC na wynik weryfikacji dynamicznych planów leczenia techniką VMAT.
8. Przeanalizowano wprowadzenie testów sprawdzających poprawne funkcjonowanie listków MLC akceleratora medycznego.

# CZEŚĆ TEORETYCZNA

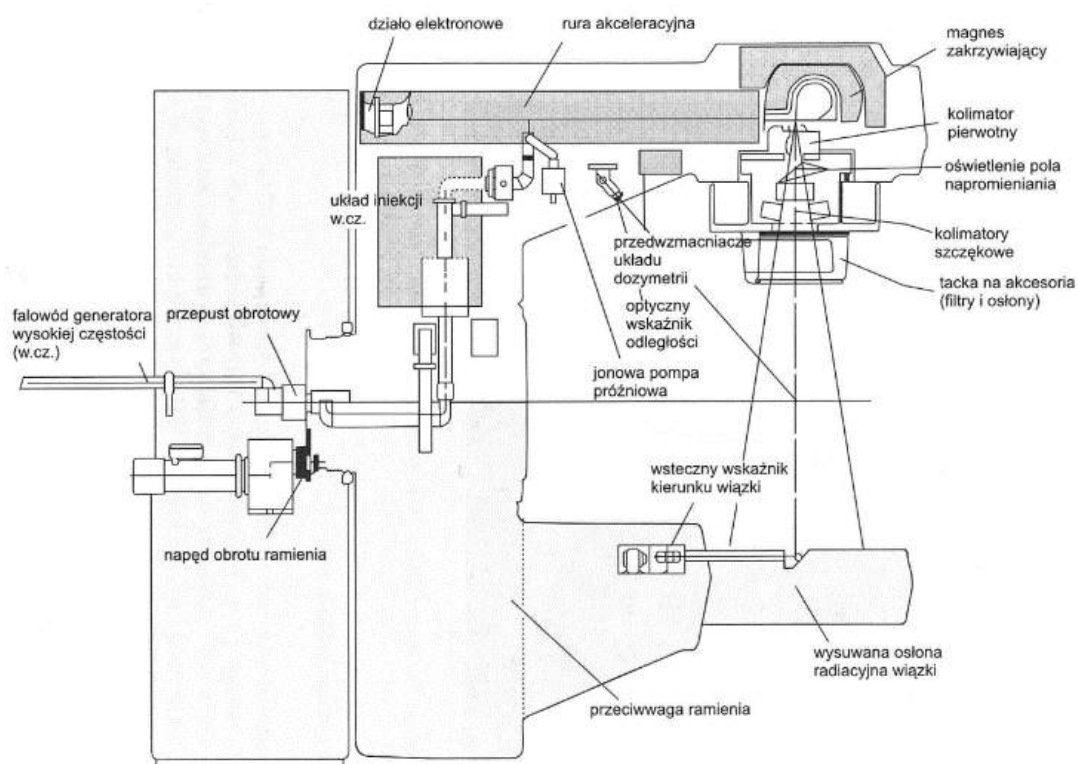
## 1. AKCELERATOR LINIOWY

### 1.1. BUDOWA

Początki radioterapii można datować po roku 1895, kiedy W.C. Roentgen odkrył promieniowanie X. Z biegiem czasu technologia wytwarzania wiązek promieniowania dążyła do zwiększenia mocy i energii zarówno generowanych wiązek elektronowych jak i fotonowych. Początkowo, rozwój ten był powolny i opierający się w głównej mierze na generatorach van de Graaffa, lampach rentgenowskich i betatronach. Dopiero w latach 50-tych wynalazca aparatu kobaltowego ( $^{60}\text{Co}$ ) H.E. Johns doprowadził do milowego kroku w radioterapii wprowadzając możliwość wzrostu energii generowanych wiązek fotonowych. Było to na tyle przełomowe, że przez długie lata urządzenie stosowane było jako główny akcelerator w teleradioterapii.

Jednocześnie pręźnie rozwijała się dziedzina akceleratorów liniowych. Na skutek modyfikacji technologicznych akceleratory medyczne dosyć szybko zastąpiły aparaty kobaltowe i tym samym stały się najbardziej powszechnie stosowanym urządzeniem generującym promieniowanie jonizujące we współczesnej radioterapii. Swoją wszechstronność liniowe przyspieszacze zawdzięczają efektywnej i kompaktowej budowie oraz izocentrycznej geometrii. Dodatkowo, akceleratory medyczne mają możliwość napromieniania wiązkami fotonowymi o szerokim zakresie energetycznym oraz wiązkami elektronowymi.

Liniowe akceleratory medyczne to urządzenia przyspieszające elektrony do energii kinetycznych od 4 MeV do 25 MeV wykorzystując niezachowawcze mikrofalowe pola wysokiej częstotliwości z zakresu od 1 GHz do 10 GHz. Zdecydowana większość akceleratorów pracuje na częstotliwości 2.856 GHz. Na Rysunku 1 przedstawiono schemat współczesnego akceleratora medycznego.



**Rysunek 1.** Schemat współczesnego akceleratora medycznego (Waligórski M. i Lesiak J. 2000).

W akceleratorze liniowym elektrony przyspieszane są wzdłuż prostego toru w falowodach. Do akceleracji elektronów wykorzystywane są pola wysokiej mocy i częstotliwości, generowane w urządzeniach próżniowych zasilanych przez lampę mikrofalową – klistron bądź magnetron (Waligórski M. i Lesiak J. 2000; Skrzypczak E. i Szepliński Z. 1995). Oba urządzenia, do przyspieszania elektronów w stronę anody w pulsacyjnym polu elektrostatycznym, wykorzystują termoemisję elektronów z żarzonej katody. Jednak zasada działania, jak również budowa magnetronu i klistronu różnią się od siebie.

Klistron funkcjonuje jako tak zwany sterownik wysokiej częstotliwości, ponieważ jego głównym zadaniem jest generowanie i wzmacnianie fal o częstotliwościach od części Hz do nawet 100 GHz. Magnetron natomiast jako oscylacyjne urządzenie samowzbudzające, działa na zasadzie rezonansu, który energię prądu stałego przetwarza na elektryczną energię o wysokiej częstotliwości niezbędną do przyspieszenia elektronów.

Elektrony przyspieszone przez magnetron bądź klistron dzięki działu elektronowemu trafiają do wcześniej wspomnianych falowodów. Są to struktury metalowe o przekroju kołowym lub prostokątnym wypełnione gazem bądź próżniowe, gdzie dochodzi do transmisji mikrofal. W liniowych przyspieszaczach stosuje się dwa rodzaje rur akceleracyjnych (falowodów), przyspieszające oraz transmisyjne. W pierwszym przyspieszane są elektrony, a drugi służy do transmisji zasilania wysokiej częstotliwości ze źródła do falowodu przyspieszającego. Próżnię stosuje się w falowodach, w celu zapewnienia elektronom swobodnej propagacji. Dzięki wnękom natomiast możliwe jest wytworzenie odpowiedniego

pola elektrycznego do przyspieszenia elektronów oraz rozdzielania i sprzęgania mocy mikrofal pomiędzy wnękami.

Falowody przyspieszające można podzielić na dwa rodzaje:

- z falą stojącą,
- z falą bieżącą.

W falowodzie z falą stojącą, oba końce rury są zamknięte przewodzącymi dyskami, odbijającymi mikrofałe i prowadzącymi do powstania fali stojącej. W tym przypadku co druga wnęka nie powoduje przyrostu energii elektronów. W falowodzie z bieżącą falą na końcu wysokoenergetycznego końca falowodu może nastąpić odbicie w kierunku wejściowego końca falowodu, absorbcja w obciążeniu rezystancyjnym lub absorbcja bez odbicia. Dla tego rodzaju falowodu tylko jedna na cztery wnęki, zapewniając pole elektryczne w kierunku propagacji fali, przyspiesza elektrony.

Następnie, wiązka elektronów wchodzi do systemu zakrzywiania wiązki, skąd później trafia na folię rozpraszającą, wyrównującą rozkład elektronów w wiązce. Aktualnie istnieją trzy systemy zakrzywiania wiązki w akceleratorach medycznych: zakrzywienie achromatyczne ( $270^\circ$ ), chromatyczne ( $90^\circ$ ) oraz slalom ( $112.5^\circ$ ). W systemie zakrzywiania wiązki znajdują się dryfowe rury wraz z magnesami zakrzywiającymi. Często do ogniskowania i sterowania przyspieszanej wiązki dodatkowo stosowane są odpowiednio cewki ogniskujące i sterujące. Kolejnym elementem, przez który przechodzi wiązka elektronów jest stożkowy otwór wycięty w wolframowym bloku osłony, którego boki odwzorowują na jednym końcu filtr spłaszczający, a na drugim krawędź tarczy. Zwany jest on głównym kolimatorem, który wyznacza największe dostępne pole promieniowania. Blok zaprojektowany jest w taki sposób, aby jego grubość pochłaniała 0.1% wartości natężenia wiązki pierwotnej. Zalecenia IEC mówią, żeby promieniowanie boczne nie przekraczało 0.2% wartości wiązki otwartej.

W akceleratorach medycznych tarcza promieniowania X pozwala z przyspieszonej wiązki elektronów uzyskać wiązkę fotonową, która następnie spłaszczana jest przez filtr spłaszczający. Tarcze z materiałów o niskiej wartości liczby atomowej  $Z$  dedykowane są dla energii elektronów powyżej 15 MeV (napięcie przyspieszające generowanych fotonów powyżej 15 MV), natomiast dla energii przyspieszanej wiązki elektronowej do 15 MeV (napięcie przyspieszające generowanych fotonów do 15 MV) optymalne tarcze składają się z materiałów o wysokiej liczbie atomowej  $Z$ .

Dzisiejsze akceleratory liniowe poza generowaniem wiązek fotonowych (o jednej, dwóch lub trzech energiach) wytwarzają także wiązki elektronowe o energiach od 4 MeV do 25 MeV. W takim przypadku, zarówno tarcza promieniowania X jak i filtr spłaszczający usuwane są z drogi wiązki, a w ich miejscu pojawia się folia rozpraszająca. Istnieją układy z folią pierwotną oraz z folią podwójną (pierwotną i wtórną). Właściwą folią rozpraszającą jest folia pierwotna, charakteryzująca się dużą liczbą atomową  $Z$  materiału, z którego jest wykonana. Jej wymiar jest zdefiniowany przez maksymalny możliwy strumień powstającego promieniowania hamowania oraz możliwymi największymi stratami energii elektronów. Taki układ pozwala uzyskać pożądaną jednorodność dla energii elektronów do 10 MeV i pola powierzchni o średnicy do 100 mm. Folia wtórna stosowana w układach podwójnych wykonana jest zazwyczaj z materiału o małej liczbie atomowej  $Z$ , co zmniejsza znacząco ilość powstającego promieniowania hamowania. Jej grubość zmienia się (maleje) od osi wiązki

w kierunku brzegów pola promieniowania. Dzięki układowi z podwójną folią możliwe jest uzyskanie jednorodności strumieniu elektronów dla pól o powierzchni powyżej 150 mm średnicy oraz dla wiązek o energiach elektronów wyższych niż 15 MeV.

W kolejnym etapie wiązki fotonów bądź elektronów przechodzą przed układ kolimacyjny umieszczony w głowicy akceleratora, gdzie formowane jest pole napromieniania. Zazwyczaj kolimator składa się z dwóch bloków, które stanowią dolne szczęki oraz dwóch stanowiących górne szczęki kolimatora. Dzięki nim, w izocentrum akceleratora możliwe jest ukształtowanie pola kwadratowego lub prostokątnego o bokach od kilku milimetrów do 400 mm. Dodatkowo wiązki elektronowe kolimowane są za pomocą aplikatorów.

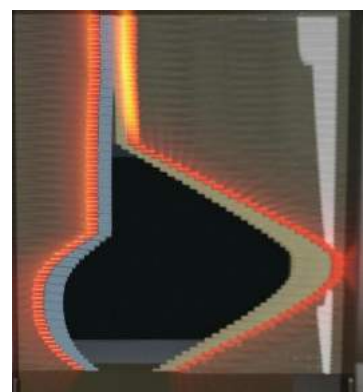
Akcelerator medyczny posiada w głowicy wbudowany system dozymetrii transmisyjnej, która jednocześnie sterując pracą aparatu terapeutycznego pozwala na pomiar dawki w wychodzącej z głowicy wiązki promieniowania jonizującego (Scharf W. 1994). Najczęściej do dozymetrii wiązek fotonowych i elektronowych w akceleratorze wykorzystuje się zamknięte transmisyjne komory jonizacyjne, których odczyty nie są zależne od ciśnienia i temperatury otoczenia. Z uwagi na bezpieczeństwo pacjenta w głowicy znajdują się dwie niezależne komory jonizacyjne umieszczone najczęściej pomiędzy kolimatorem wtórnym wiązki fotonowej a folią rozpraszającą, bądź filtrem spłaszczającym. W sytuacji awarii komory głównej, komora pomocnicza wyłączy promieniowanie, gdy dawka zadana zostanie przekroczona o zaledwie kilka procent, natomiast gdy obie komory ulegną uszkodzeniu to zegar aparatu terapeutycznego wyłączy urządzenie przy niewielkim przekroczeniu zadanej dawki (Podgorsak E. 2005).

## 1.2. KOLIMATOR WIELOLISTKOWY AGILITY

### 1.2.1. BUDOWA

W akceleratorach medycznych Elekta Versa HD stosowane są kolimatory wielolistkowe służące do formowania pól o najróżniejszych kształtach. Dodatkowo, każdy akcelerator liniowy posiada niezależne szczęki asymetryczne, pozwalające na ćwierć-wiązki lub pół-wiązki, gdzie odpowiednio dwie bądź jedna z krawędzi wiązki pokrywa się z osią centralną akceleratora. Obecnie, dzięki kolimatorowi wielolistkowemu możemy sprawniej realizować radioterapię, zwłaszcza stosując techniki dynamiczne z intensywną modulacją takie jak IMRT bądź VMAT.

Na chwilę obecną największym wyzwaniem jest konstrukcja samego kolimatora, to znaczy wielkość liści, a więc ich ilość. W firmach produkujących akceleratory można spotkać modele o 80, 120 oraz 160 liściach (Rysunek 2) (odpowiednio 40, 60 i 80 par). Akcelerator, który został użyty do pomiarów w ramach niniejszej pracy posiada kolimator wielolistkowy Agility BLD firmy Elekta o 160 półcentymetrowych liściach w dwóch bankach po 80 liści w każdym. Każdy z liści znajduje się w dynamicznej prowadnicy DLG, która może poruszać się do 150 mm od osi centralnej. Dodatkowo, końcówka liścia może poruszać



**Rysunek 2.** Zdjęcie reprezentujące listki kolimatora wielolistkowego Agility (Elekta User Manual).

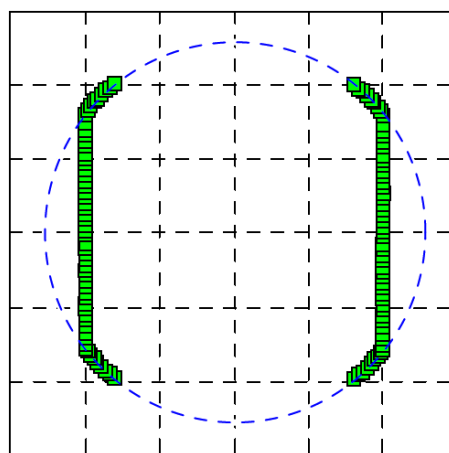
się do 200 mm od prowadnicy. Dynamiczna prowadnica liści może poruszać się podczas promieniowania wiązki i być zsynchronizowana z ruchem samych liści. Każdy liść posiada:

- silnik umożliwiający ruch,
- niewielki przeswit od sąsiadujących liści minimalizujący tarcie,
- zakrzywioną powierzchnię pionową zgodnie z rozbieżnością wiązki,
- niewielkie nachylenie względem osi wiązki promieniowania w celu zminimalizowania przecieku,
- zakrzywienie końcówki liścia (o promieniu 170 mm) od osi centralnej liścia, które pozwala na optymalizację półcienia w pełnym zakresie przesunięć i rozmiarów pól.

Agility BLD zawiera dwie przesłony (diafragmy, pot. szczęki back'upowe) definiujące pole promieniowania. Mogą one poruszać się 120 mm poza oś centralną wiązki, a kierunek ich ruchu jest obrócony o 90 stopni względem kierunku ruchu liści. Diafragmy są zaprojektowane ze zredukowaną grubością w miejscach, gdzie liście zapewniają dodatkowe ekranowanie promieniowania.

Istotnymi technicznymi parametrami systemu Agility są: maksymalny wymiar pola równy  $400 \times 400 \text{ mm}^2$ , nominalna szerokość liścia (5 mm), zakres diafragmy (320 mm), maksymalna prędkość liścia (35 mm/s), maksymalna prędkość DLG (30 mm/s) oraz maksymalna prędkość diafragmy (90 mm/s). Dodatkowo, istotne są parametry transmisji promieniowania przez system Agility, gdzie maksymalna transmisja przez liść wynosi poniżej 0.5%, maksymalna transmisja przez liście i grubą część diafragmy wynosi poniżej 0.12% (podobnie dla liści i cienkiej części diafragmy), natomiast transmisja tylko przez grubą część diafragmy wynosi poniżej 0.5%.

W przypadku określania wielkości pola napromieniowania i transmisji promieniowania należy pamiętać, że na granicy pola liście nie są w stanie osiągnąć odległości 200 mm od osi wiązki. Rysunek 3 obrazuje maksymalne skrajne pozycje liści dla pola  $400 \times 400 \text{ mm}^2$ .

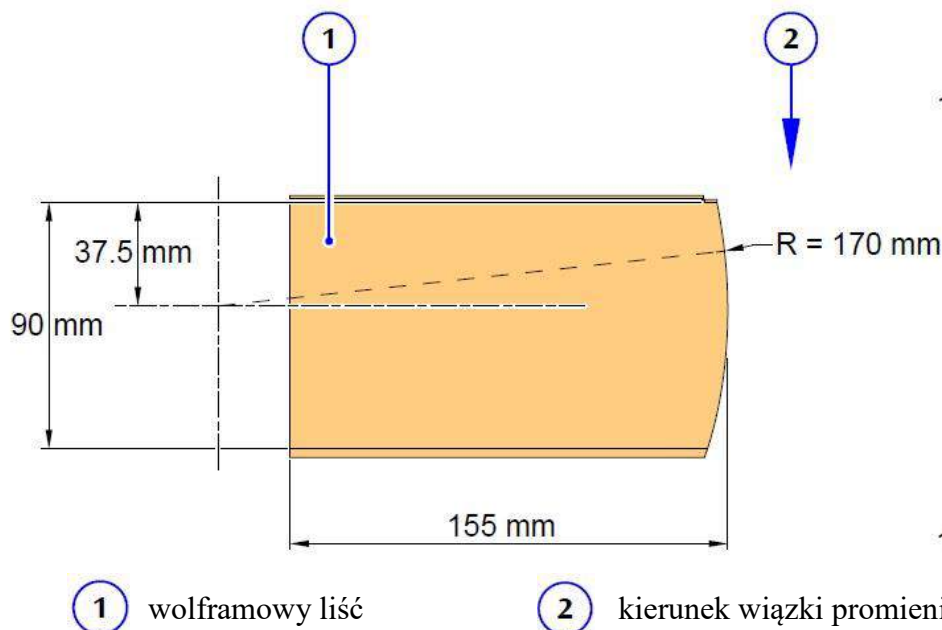


**Rysunek 3.** Maksymalne dopuszczalne położenie liści kolimatora Agility (Elekta Technical Reference Manual).

Dla transmisji promieniowania, jak również dla precyzji uformowania pożądanego kształtu pola ma znaczenie geometria liści oraz dwóch diafragm. Fizyczna wysokość części liścia związana z krzywizną liścia wynosi 92.5 mm. Natomiast, wysokość skrzydła odpowiadająca zakrzywionej końcówce jest różna, w zależności od tego, który przekrój liścia jest brany pod uwagę, ze względu na obecność ukształtowanych wycięć na prowadnicę oraz znacznik optyczny. Do fizycznego modelowania można przyjąć wysokość liścia równą około



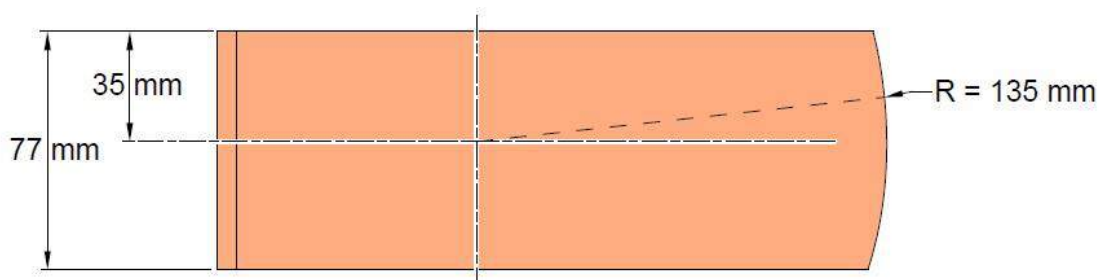
90 mm. Inne wymiary, które mogą mieć zastosowanie, na przykład położenie środka krzywizny wewnątrz liścia, przedstawiono na Rysunku 4.



**Rysunek 4.** Wymiary liścia kolimatora Agility, wykorzystywane do fizycznych obliczeń (Elekta Technical Reference Manual).

Krawędzie liścia są płaskie, a powstające szczeliny są odwrócone od źródła promieniowania rentgenowskiego, co ma na celu zmniejszenie ogólnej transmisji. Pomiędzy sąsiadującymi liśćmi występuje stała przerwa wynosząca 0.09 mm.

Geometria diafragm zapewnia ciągłą regulację wielkości pola w osi Y. W przeciwnym wypadku korekta zmian byłaby możliwa tylko w krokach 5 mm. Bez promieniowania maksymalna prędkość diafragm to 90 mm/s, natomiast, w obecności promieniowania jest ona ograniczona do 35 mm/s. Krzywizna końcówki diafragmy, której promień wynosi 135 mm nie pokrywa się z centralną osią wysokości diafragmy co pozwala zoptymalizować półcień wiązki promieniowania w pełnym zakresie rozmiarów pól i przesunięć (Rysunek 5).



**Rysunek 5.** Wymiary diafragmy kolimatora Agility wykorzystywane do fizycznych obliczeń. (Elekta Technical Reference Manual).

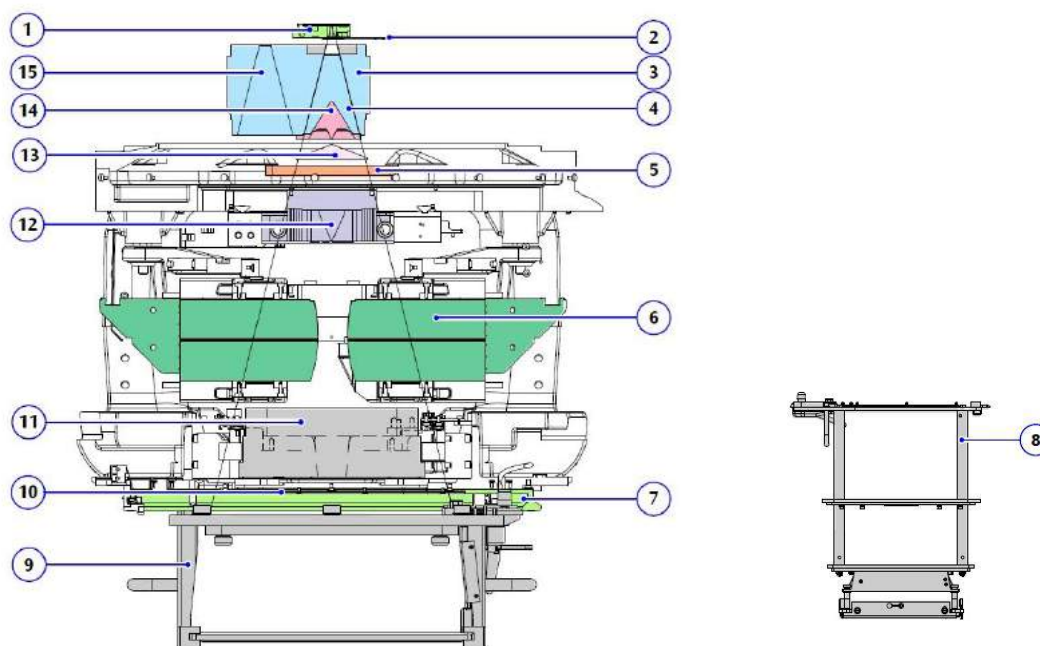
Zarówno liście jak i diafragmy składają się z tworzywa o takim samym składzie chemicznym przedstawionych w tabeli poniżej. Dla porównania przedstawiono inny komponent systemu Agility BLD, blok klinowy (Tabela 1.2.1).

Tabela 1.2.1. Skład materiału elementów kolimatora Agility (Elekta Technical Reference Manual).

POZYCJA	MATERIAŁ	SKŁAD [%]	GĘSTOŚĆ [G/CM <sup>3</sup> ]
Liść	Wolfram	W 95, Ni 3.75, Fe1.25	18
Diafragma	Wolfram	W 95, Ni 3.75, Fe1.25	18
Klin	Ołów	Pb 96, Sb 4	11

## 1.2.2. GENEROWANIE WIĄZKI PROMIENIOWANIA

Na Rysunku 6 przedstawiono schemat głowicy akceleratora z zaznaczonymi listkami MLC Agility (pkt 6).



- |                                   |   |
|-----------------------------------|---|
| (1) Tarcza rozpraszająca (target) | (9) Taca cieniująca   |
| (2) Filtr główny                  | (10) Siatka krzyżująca Mylar®                                       |
| (3) Kolimator główny              | (11) Diafragmy Y  |
| (4) Port 1 kolimatora głównego    | (12) Zmotoryzowany klin (zawierający płytę rozpraszania wstecznego) |
| (5) Komora jonizacyjna            | (13) Filtr wtórny (spłaszczający)                                   |
| (6) Listki MLC                    | (14) Filtr różnicujący  |
| (7) Pierścień (ring)              | (15) Port 2 kolimatora głównego                                     |
| (8) Aplikator elektronowy         |   |

**Rysunek 6.** Schemat Agility BLD (Elekta Medical System).

W oparciu o wymienione powyżej elementy Agility BLD można opisać sposób generowania wiązki promieniowania fotonowego (Łobodziec W. 1999; Podgorsak E. 2005). Wiązka pierwotna uderza w tarczę (target) (1) i wytwarza symetryczne promieniowanie rentgenowskie. Następnie promieniowanie przechodzi przez otwór w głównym zespole filtra (2). Kolimator główny (3) dokonuje kolimacji wiązki promieniowania w następujący sposób: wiązki o wysokiej energii przechodzą przez Port 1 (4), który zawiera filtr różnicujący (14), jeśli jest konieczny. Wiązki o niskiej energii oraz promieniowanie fotonowe bezfiltrowe (FFF) przechodzą przez Port 2 (15), który jest pusty. Następnie, filtr wtórny (spłaszczający) (13)

powoduje, że profil generowanego promieniowania jest płaski. W przypadku wiązek niepłaskich FFF, filtr jest usuwany z toru wiązki. Kolejnym etapem jest aluminiowa płytką rozpraszania wstecznego oraz zmotoryzowany klin (12) zmieniający profil wiązki promieniowania, o ile został wybrany. Dalej, promieniowanie trafia na listki MLC (6), które kolimują nieregularny kształt pola na osi X, a następnie na diafragmy (11) kolimujące prostokątne pole na osi Y. Ostatnim elementem Agility BLD jest siatka krzyżowa (10), dzięki której pole świetlne pokazuje położenie izocentrum i kierunek klina. Dodatkową opcją jest zastosowanie tacy cieniującej (9), do której mocuje się ołowiane bloki ekranujące, dodatkowo kolimujące wiązkę.

Tak wygenerowana wiązka wychodzi z głowicy akceleratora na zewnątrz i może być wykorzystana zarówno do dozymetrii jak i terapii.

Wprowadzenie kolimatora wielolistkowego (także Agility) było kolejnym krokiem technologicznym dla medycyny, który umożliwił poprawę jakości i precyzji leczenia. Zatem, aby poprawnie rozpocząć pracę z nowym urządzeniem, należy znać i rozumieć każdy element jego funkcjonowania, co wiąże się bezpośrednio z kompleksowym programem zapewnienia jakości QA. W przypadku kolimatora wielolistkowego taka kontrola będzie dotyczyła zarówno systemu planowania leczenia, urządzeń umożliwiających dostarczanie dawki (akceleratory liniowe) obejmujące mechanikę MLC, elektronikę i oprogramowanie, a także weryfikację leczenia pacjenta opisaną w Rozdziale 4 pracy.

### 1.2.3. KONTROLA JAKOŚCI QA MLC

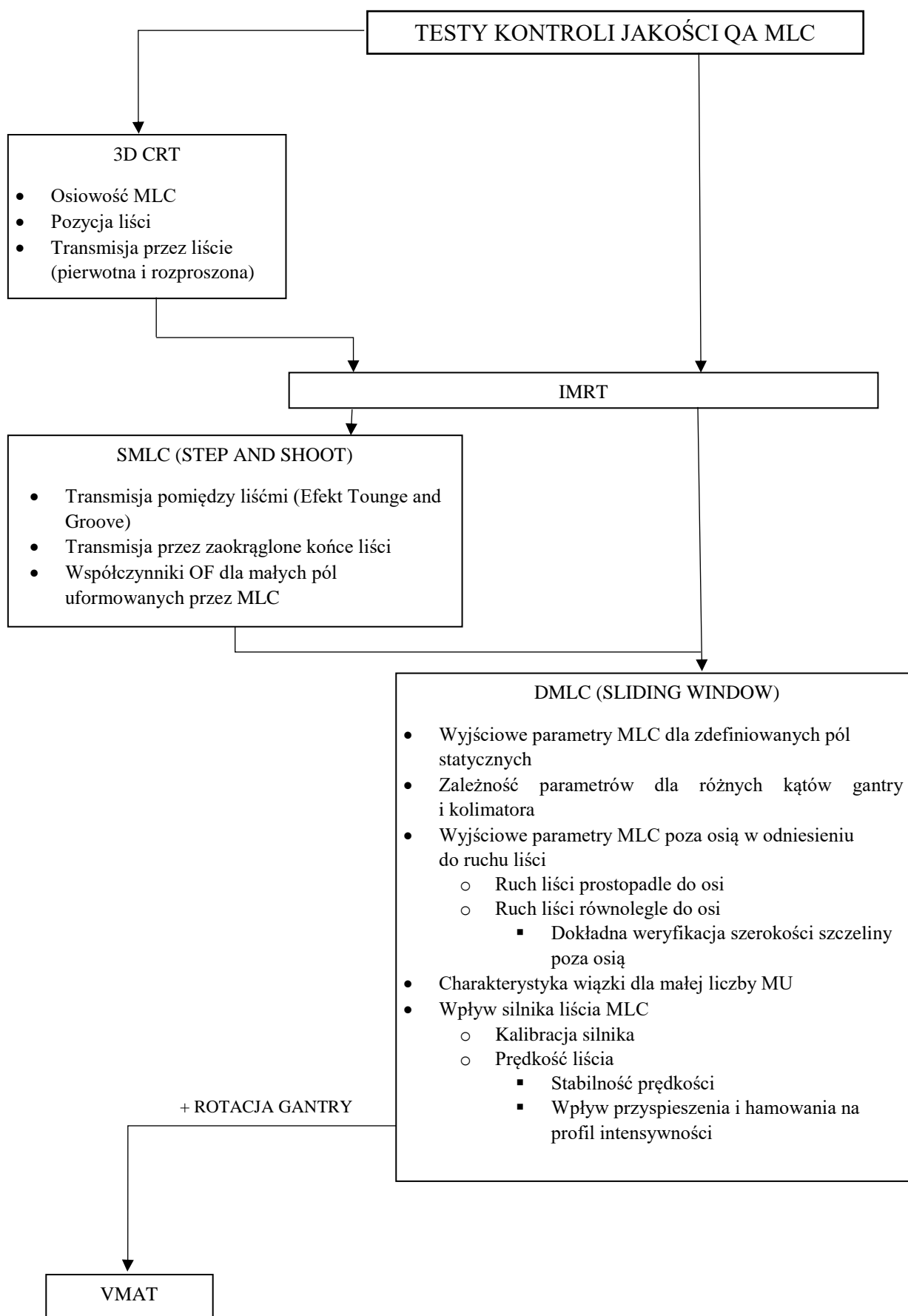
Kontrola jakości QA listków kolimatora wielolistkowego MLC zmienia się w zależności od zastosowanej techniki leczenia od planów konformalnych 3D CRT, aż do planów dynamicznych typu VMAT. Na schemacie (Rysunek 7) przedstawiono podział testów MLC ze względu na wykorzystywane techniki planowania leczenia.

Na Rysunku 7 widać, że wraz z rozwojem techniki planowania leczenia niezbędne było rozszerzanie testów kontroli jakości listków MLC. Początkowo, dla technik konformalnych 3D CRT konieczne było wykonanie kilku testów. Następnie, dynamiczne techniki IMRT, najpierw SMLC, potem DMLC spowodowały duży wzrost liczby przeprowadzanych testów. Obecnie z uwagi na wykorzystywanie technik VMAT oraz IMRT niezbędne jest wykonanie wszystkich testów kontroli jakości na akceleratorze w ramach testów akceptacyjnych. Poniżej opisane zostały poszczególne elementy przedstawionego schematu.

#### 1.2.3.1. QA MLC DLA TECHNIK DYNAMICZNYCH IMRT/VMAT

W tej części rozprawy, z uwagi na rozwój technik planowania leczenia od statycznych, konformalnych 3D CRT do dynamicznych IMRT/VMAT, przedstawione zostaną testy MLC dla planów z intensywną modulacją wiązki. Ogólnie testy MLC dla technik dynamicznych obejmują testy akceptacyjne, związane z uruchomieniem oraz rutynowe (okresowe).

Procedury QA dla technik dynamicznych generują więcej problemów w porównaniu z wiązkami konformalnymi. Wiąże się to z zastosowaniem bardziej restrykcyjnych kryteriów tolerancji, a to z kolei warunkuje rozwój lepszego programu zapewnienia jakości. Testy używane do statycznej kontroli MLC należy udoskonalić, aby osiągnąć wymaganą dokładność. Jest to konieczne, biorąc pod uwagę, że dla leczenia techniką statyczną badane parametry



**Rysunek 7** Schemat parametrów kolimatora wielolistkowego MLC w zależności od wykorzystywanej techniki leczenia, od 3D CRT do VMAT (Rysunek własny).

definiują dawkę blisko granicy pola, a zależnie od bliskości narządów krytycznych, niepewność pozycji liścia od 1 do 2 mm jest akceptowalna (test z użyciem papieru milimetrowego w izocentrum). Dla technik dynamicznych (IMRT/VMAT) liście modulują dawkę dostarczaną do całej objętości obszaru tarczowego. Bez względu na konstrukcję MLC czy sposób dostarczania dawki (segmentowy SMLC czy dynamiczny DMLC) bardzo ważna jest precyzja określenia szerokości szczeliny przez parę liści, a dla DMLC dodatkowo ważna jest zdolność liści do utrzymania określonej prędkości.

Testy akceptacyjne dotyczą momentu instalacji nowego sprzętu lub w sytuacji modernizacji MLC. Związane są one z uruchomieniem, służą do dokładnego uzyskania parametrów planowania leczenia dla technik dynamicznych, rygorystyczne testowanie algorytmów obliczania dawki w warunkach podwyższonej modulacji intensywności oraz z zastosowaniem technik pomocniczych takich jak np. brankowanie oddechowe (LoSasso T. 2003).

Okresowe testy QA MLC dotyczą mechanicznych parametrów takich jak pozycja liścia, a także parametrów dozymetrycznych akceleratora medycznego takich jak liniowość czy symetria. Dla technik 3D CRT kontrola jakości wygląda podobnie jak dla szczęk czy bloków i obejmuje osiowość mechaniczną MLC do akceleratora oraz odtwarzalność pozycji liścia (LoSasso T. 2003).

Jednym z parametrów wpływających na niepewność przestrzenną między obwodowym zasięgiem wiązek promieniowania, a obwodem objętości tarczowej jest osiowość listków kolimatora MLC. W technikach dynamicznych osiowość MLC w kierunku przemieszczania się liści wpływa na rejestrację wzorców intensywnej modulacji (IM) pomiędzy polami zmieniając elementy rozkładu dawki dla planu leczenia, a także przesuwając rozkład dawki IM dla każdego pola względem anatomii pacjenta (gradient dawki rzędu nawet 10% na milimetr). Efekt gradientu z jednego pola jest osłabiany przez dawkę z innego pola. Natomiast pola planu dynamicznego mają dużo częstsze gradienty niż pola konwencjonalne.

W MLC Agility przestrzenie między liśćmi pokrywają się z linią środkową, a ich krawędzie są zaokrąglone, co determinuje dodatkowe przeciekanie promieniowania. Nieosiowość MLC względem izocentrum można ocenić naświetlając film dozymetryczny dwoma uzupełniającymi się wzorami liści, które nominalnie sugerują jednolite pole (Lo Sasso T. 2003).

Kolejnym parametrem jest pozycjonowanie listków MLC. Dla konwencjonalnego leczenia 3D CRT opiera się one na dokładności krawędzi pól statycznych, a błędy wielkości 1mm są tolerowane. Dawka dostarczana techniką dynamiczną (IMRT/VMAT) zarówno SMLC jak i DMLC jest bardzo wrażliwa na błędy w kalibracji pozycji liścia (Budgell G.J., Mott J.H.L., Williams P.C. and Brown K.J. 2000). Dlatego też pozycjonowanie i ruchy listków muszą być wykonywane znacznie dokładniej. Przykładowo, dla DMLC, dla szczeliny o szerokości 2 mm, błąd szczeliny to 1 mm, który wprowadzony przez jeden lub oba liście z pary spowoduje 5% błąd dawki. W pracy klinicznej w polach DMLC ani szerokość szczeliny, ani prędkość liści nie jest zdefiniowana, jednak średni błąd dawki jest odwrotnie proporcjonalny do średniej szerokości szczeliny o typowych wartościach 10-40 mm. (LoSasso T., Chui C.S. and Ling C.C. 1998). Dla SMLC nakładanie lub zachodzenie na siebie stykających się segmentów pola generuje gorące i zimne punkty w obszarach przylegających o około 13% na milimetr średniej dawki dla stykających się segmentów dla promieniowania fotonowego 6 MV. Jeśli średni błąd

kalibracji szczeliny będzie mniejszy niż 0.2 mm, to średni błąd dawki z tego źródła będzie mniejszy niż 1%, zarówno dla SMLC, jak i DMLC pole (Lo Sasso T. 2003). Kalibracje pozycji liści MLC należy przeprowadzać metodami sugerowanymi przez producenta (Boyer A. i in. 2001), jednak należy pamiętać, że na potrzeby technik dynamicznych (IMRT/VMAT) specyfikacja producenta dotycząca dokładności pozycjonowania liści może być niewystarczająca. Najlepiej dokładną kalibrację i okresowe sprawdzanie pozycji liści oraz szerokości szczeliny przeprowadzić w użytkowanym zakresie klinicznym.

Z uwagi na fakt, że końcówki liści są zaokrąglone, taki test może się różnić w odniesieniu do testu szczęk. Prawidłowa pozycja liści (z zaokrąglonymi końcówkami) mierzona przy pomocy projekcji pola świetlnego będzie zależała, czy kalibracja cyfrowego odczytu oparta jest na polu świetlnym, czy na polu promieniowania. Ta procedura jest zgodna z kształtowaniem krawędzi pola, czyli jedną z funkcji MLC dla pól statycznych. Test ten zapewnia szybką wizualną ocenę precyzji MLC z dokładności do 0.5 mm, zarówno w osi, jak i poza nią.

Dobrym sposobem pomiaru względnego położenia liścia i dokładności szerokości szczeliny jest test „picket fence” z użyciem filmów gafchromowych. Istnieje wiele odmian tego testu, ale wszystkie zapewniają ocenę pozycji każdego liścia MLC indywidualnie w odniesieniu do osiowości pozostałych liści. W niektórych metodach napromieniane są przylegające pola i tworzone jednolite wzory na przecięciach (Boyer A. i in. 2001, Low D.A. i in. 2001). Inne napromieniają wąskie pasma w określonych odstępach czasu (LoSasso T. 2003). W obu przypadkach technika polega na naświetlaniu filmu dozymetrycznego bez dodatkowego build-up’u w izocentrum, używając najniższej dostępnej energii fotonów (najczęściej 6 MV), w celu uzyskania najostrzejszego obrazu. Powstała na filmie jednorodność dawki wzdłuż dopasowanych linii i pasm jest wrażliwa na każde niewielkie odchylenie pojedynczego liścia. Dodatkowo, na obraz filmu można nałożyć dokładną skalę, aby gołym okiem zaobserwować ewentualne nieciągłości pomiędzy sąsiednimi listkami. Test z użyciem filmów można także wykonać dla różnych kątów gantry, celem zaobserwowania zmiany położenia liścia pod wpływem grawitacji.

Innym testem pozwalającym sprawdzić pozycje listków MLC jest testowe pole zorientowane klinicznie. Weryfikacja takich pól, bez względu na metodę powinna być nieodzownym elementem każdego programu zapewnienia jakości. Takie porównania rozkładów dawek pozwalają ocenić skuteczność funkcjonowania listków MLC na poziomie dawki i zmiany dawki faktycznie otrzymanej przez pacjenta, co jest bezpośrednio związane z dawką obliczoną w systemie planowania leczenia.

Dla technik dynamicznych można wyróżnić 3 parametry MLC wymagające okresowego monitorowania z uwagi na swoje znaczenie w planowaniu leczenia. Są to transmisja MLC (pierwotna i rozproszona) przez listki i pomiędzy listkami, dodatkowa transmisja przez zaokrąglone końce liści oraz współczynnik wyjściowy (OF) dla małych pól uformowanych przez MLC symulowanych przez analityczną funkcję źródła (LoSasso T. 2003). Dla IMRT/VMAT, transmisja przez liście i ich zaokrąglone końce jest większa niż dla konwencjonalnego leczenia, co zwiększa wartość dostarczonej dawki deponowanej w objętości tarczowej dla typowych pól, a małe zmiany w odstępach między liśćmi powodują lokalne wahania wydajności. Jednocześnie wraz ze wzrostem wielkości pola, stopnia modulacji i nieregularności pola w technikach dynamicznych, w niektórych wypadkach kontrola jakości

pól klinicznych może wykazywać coraz większe rozbieżności. Niezbędna jest zatem intensyfikacja kontroli jakości, która umożliwi poprawne określenie wszystkich parametrów ruchowych dla danego kolimatora MLC.

Następnie, konieczne jest rozważenie wyjściowych parametrów DMLC poza osią wiązki w odniesieniu do ruchu listków. Metoda ta pozwala porównać symetrię i płaskość profilu relatywnej dawki dla otwartego pola z polem dynamicznym o szerokości 10 mm poruszającym się ze stałą prędkością (cm/MU). Pomiary można wykonać komorą jonizacyjną, matrycą detektorów bądź filmem dozymetrycznym w dowolnych odstępach czasu. W idealnym przypadku znormalizowany profil dla pola dynamicznego powinien przypominać profil dla statycznego pola otwartego.

Parametrem kolimatora MLC dla technik dynamicznych, który także jest istotny z punktu widzenia terapeutycznego jest charakterystyka wiązki dla małej liczby jednostek monitorowych. W akceleratorach firmy Elekta, a więc i w analizowanym kolimatorze Agility w technice IMRT, wykorzystując SMLC, wiązka jest cyklicznie włączana i wyłączana (tryb *Step and Shoot*). Wraz ze wzrostem liczby segmentów oraz liczby punktów kontrolnych, liczba jednostek monitorowych (MU) na segment będzie się zmniejszać. W przypadku wzorcowych planów z modulacją intensywności wiele pól lub segmentów może dostarczać małe wartości MU, mniejsze niż 2 MU (LoSasso T. 2003). Z uwagi na to, że tak małe wartości MU są niższe od używanych w konwencjonalnym leczeniu, zakres testów akceptacyjnych i procedur QA nie rozwiązuje tego problemu. Z danych literaturowych (Webb S. 2001) wynika, że aby zachować niezawodność akceleratora medycznego testy wiązki dla małej liczby MU należy wykonywać okresowo, około raz w miesiącu.

Kolejnym problemem związanym z wykorzystaniem listków MLC dla technik dynamicznych jest silnik listka, a dokładniej bezpośrednio związane z nim prędkość liści i błędy kalibracyjne samego silnika. Każde liście kolimatora MLC w zależności od producenta mają ściśle określoną prędkość maksymalną (dla MLC Agility wynosi 35 mm/s). Ważniejsze jest, że dostarczany profil intensywności może różnić się od zalecanego, co oznacza, że liść jest wolniejszy z powodu problemów ze swoją prędkością bez znaczenia czy wiązka promieniowania jest włączona czy nie. W związku z tym to właśnie prędkość liści ma większy wpływ na zapewnienia jakości dla planów techniką DMLC niż w przypadku techniki SMLC, gdzie dawka pozostaje niezmienna. Powszechnie stosowane techniki dynamiczne udowadniają, że częstotliwość awarii silników liści jest zdecydowanie większa. Najważniejsze zatem jest, aby proces kalibracji liści był okresowo powtarzany, a tym samym monitorowany będzie stan i funkcjonalność każdego silnika.

Następnym parametrem, który powinien być okresowo sprawdzany dla kolimatora MLC jest transmisja (przeciekanie) pomiędzy listkami. Wymaga to, aby liście miały nakładający się komponent, „pióro i wpust” (tounge and groove) lub pojedynczy wypust w połowie liścia, aby jak najbardziej zmniejszyć transmisję promieniowania przez wąskie przestrzenie powietrzne pomiędzy liśćmi. Rozbieżności transmisji dla różnych MLC w kierunku prostopadłym do ruchu liści są spowodowane różnicami w grubości środka liścia, kombinacją grubości pióra i wpustu (tounge and groove) oraz dodatkową transmisją przez wąskie przestrzenie powietrzne, które nie zostały zniwelowane przez system pióra i wpustu. Nakładanie na siebie liści może przybierać różne kształty, natomiast mierzona transmisja pomiędzy liśćmi utrzymuje się poniżej 3% (Boyer A. i in. 2001). Efekt „pióra i wpustu”

jako efekt uboczny nakładania na siebie liści może powodować obniżenie dawki pod przestrzenią między liśćmi. Przeciekanie przez liście i efekt „pióra i wpustu” fluktuują pomiędzy sąsiednimi parami liści, ale oba zjawiska mają większy efekt dla technik dynamicznych, ponieważ zwiększają liczbę MU dla IMRT oraz liście osłaniają obszar tarczowy przez znaczącą część leczenia IMRT.

### 1.2.3.2. TESTY NA AKCELERATORZE

Jak wspomniano powyżej modelowanie transmisji kolimatora wielolistkowego MLC jest dużo ważniejsze w przypadku radioterapii z modulacją intensywności (IMRT) i terapii łukowej z modulacją wolumetryczną (VMAT) niż w przypadku trójwymiarowej radioterapii konformalnej (3D CRT) (Ezzell G.A., Galvin J.M., Low D. et al. 2003; Azcona J.D., Siochi R.A.C. and Azinovic I. 2002). W związku z tym parametry MLC muszą być dokładnie scharakteryzowane w systemach planowania leczenia, aby umożliwić dokładność planów z użyciem technik dynamicznych IMRT i VMAT.

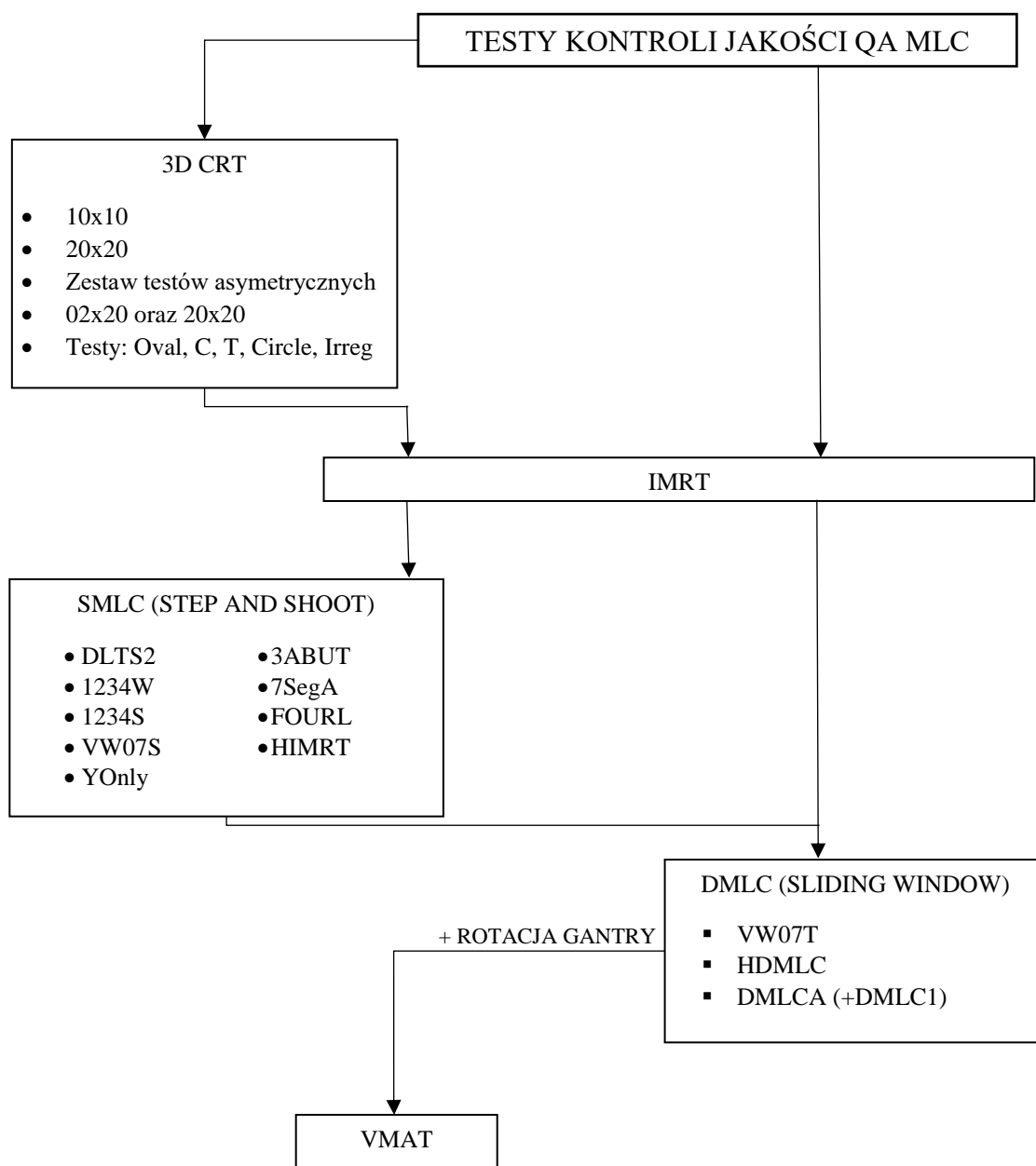
Monaco TPS wykorzystuje algorytm obliczania dawki woksela rentgenowskiego Monte Carlo (XVMC). Szczęki i listki MLC są scharakteryzowane w modelu XVMC przy użyciu filtra prawdopodobieństwa transmisji (TPF) (IMPAC Medical Systems 2013, Sikora M., Dohm O., Alber M. 2007; Sikora M. 2011; Sikora M. and Alber M. 2009). Monaco TPF posiada szereg parametrów MLC, które można regulować na podstawie pomiarów pól testowych z wykorzystaniem urządzenia pomiarowego użytkownika, zgodnie z zaleceniami sprzedawcy. AAPM TG-106 (Das I.J., Cheng C-W., Watts R.J. et al. 2008) sugeruje użycie filmów dozymetrycznych, obrazów portalowych bądź diod, jako urządzenia pomiarowego do wyznaczania charakterystyk kolimatora MLC.

W Monaco TPS za pomocą XVMC można wyróżnić parametry zależne od pacjenta i niezależne od pacjenta. Niezależne od pacjenta, opisujące promieniowanie są 3 komponenty określone przez 3 oddzielnie zamodelowane źródła w głowicy akceleratora: fotony pierwotne, fotony wtórne i kontaminacja elektronów. Szczęki i MLC są zależne od pacjenta i scharakteryzowane z użyciem TPF, co skraca czasy obliczeń. TPF jest podzielony na parametry geometryczne i probabilistyczne. Geometryczne opisują wymiary kolimatora, a probabilistyczne prawdopodobieństwo transmisji przez elementy kolimatora. Parametry TPF MLC do regulowania w Monaco TPS to transmisje przez liście, szerokość wpustu liścia, przeciekanie pomiędzy liśćmi, przeciekanie przez zaokrągloną końcówkę liścia, przesunięcie liścia oraz przeciek przez róg kolimatora MLC.

W rzeczywistości producenci akceleratorów dostarczają pakiet testów kolimatora wielolistkowego MLC. W Katowickim Centrum Onkologii pracują akceleratory firmy Elekta, która dostarczyła pakiet niezbędnych testów do wykonania przed uruchomieniem akceleratora. Pozwalają one na poprawne wprowadzenie wartości przedstawionych powyżej parametrów. Testy przeprowadzone w Katowickim Centrum Onkologii dla kolimatora MLC Agility to: 10x10, 20x20, 3ABUT, 7SEGA, FOURL, DMLC (DMLC1 oraz DMLCA), HIMRT, HDMLC, DLTS2, 1234W, 1234S, VW07S, VW07T oraz YOnly.

Wymienione powyżej testy zostały przedstawione na Rysunku 8, który w bezpośredni sposób odzwierciedla schemat na Rysunku 7.





**Rysunek 8.** Schemat testów kontroli jakości kolimatora wielolistkowego MLC w zależności od wykorzystywanej techniki leczenia (od 3D CRT do VMAT).

Testy SMLC, DMLC oraz VMAT zamieszczone na Rysunku 8 zostały przeprowadzone i opisane w Rozdziale 6 niniejszej pracy.

## 2. ETAPY PROCESU RADIOTERAPII

### 2.1. PODSTAWY

Proces leczenia radioterapii jest skomplikowany i często też długotrwały. Z punktu widzenia pacjenta czas procesu ma ogromne znaczenie i wpływ na jakość leczenia. Należy mieć na uwadze, że u każdego pacjenta będzie on różny, natomiast leczenie zawierać będzie te same stałe elementy. Na początku każdy potencjalny pacjent ze skierowaniem do zakładu radioterapii zgłasza się do lekarza specjalisty onkologii klinicznej/radioterapii. Lekarz ten w oparciu

o wyniki badań pacjenta (morfologia, histopatologia, diagnostyka obrazowa) oraz jego obecny stan zdrowia kieruje (bądź nie – dyskwalifikacja) pacjenta do radioterapii (kwalifikacja). Po takiej konsultacji pacjent ma tworzony grafik czynności całego procesu radioterapii.

Jeżeli okolica, gdzie występuje zmiana nowotworowa występuje w obszarze głowy lub głowy/szyi pacjent rozpoczyna leczenie na symulatorze, gdzie wykonywana jest mu specjalistyczna maska termoplastyczna. Jest to zabieg konieczny dla tych obszarów ze względu to, że występują tam struktury o niewielkich rozmiarach i dużej wrażliwości na promieniowanie. Maskę pozwala ściśle ustabilizować pacjenta na stole aparatu terapeutycznego, tym samym zwiększając precyzję i jakość napromieniowania, a co za tym idzie zwiększając prawdopodobieństwo miejscowego wyleczenia.

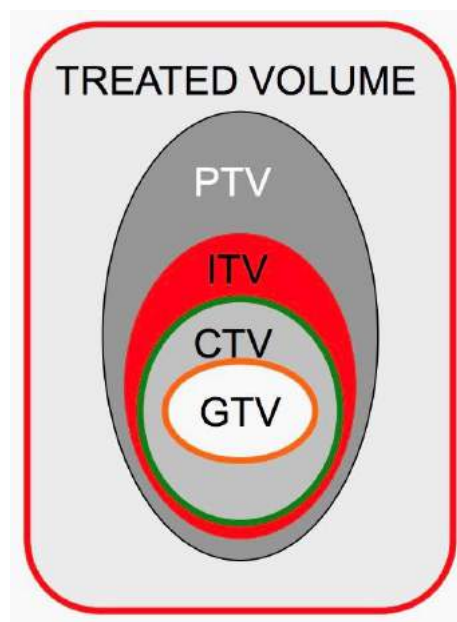
Kolejnym etapem, bez względu na lokalizację jest wykonanie tomografii komputerowej do planowania leczenia. Jest to badanie wykonywane co 3 mm dla danej lokalizacji (dla leczenia stereotaktycznego, co 2 mm (dla stereotaksji głowy – 1 mm)). Zdarza się także, że wykonywana jest tomografia 4D z bramkowanym oddechem (co 2 mm), aby wyznaczyć ruchomość zmiany nowotworowej.

Pacjenci nie posiadający dodatkowych badań obrazowych, mają wykonywany MR (rezonans magnetyczny), TK z kontrastem lub PET (Pozytonowa Tomografia Emisyjna). Następnym krokiem jest zrobienie fuzji obrazów diagnostycznych, gdzie na tomografię komputerową do planowania leczenia nakłada się drugie badanie dopasowując je względem geometrii pacjenta. Jest to o tyle pomocne, że w niektórych lokalizacjach zmiany nowotworowe są lepiej widoczne w badaniu MR (obszar głowy i głowy/szyi) lub PET (klatka piersiowa, jama brzuszna, miednica).

W oparciu o fuzję badań diagnostycznych lekarz prowadzący wyznacza dawkę całkowitą oraz dawkę frakcyjną adekwatną do zmiany nowotworowej oraz konturuje guza i narządy krytyczne dla danej lokalizacji.

Obszary guza nowotworowego, które tworzone są przez lekarza, bez znaczenia jaki obszar ma zostać poddany radioterapii to GTV, CTV i PTV (Rysunek 9):

- GTV – Gross Tumor Volume – obszar lity samego guza nowotworowego,
- CTV – Clinical target Volume – obszar kliniczny guza, który określa ruchomość guza jako struktury,
- ITV – Internal Target Volume – wewnętrzna objętość tarczowa, składająca się z marginesu do CTV celem skompensowania fizjologicznej ruchomości oraz zmian w rozkładzie, kształcie i położeniu CTV,
- PTV – Planning Target Volume – obszar guza obejmujący niepewności planowania i realizacji leczenia, uwzględniający ruchomość pacjenta oraz zmiany objętości struktury podczas procesu radioterapii,
- TV – Treated Volume – obszar leczony.



**Rysunek 9.** Schemat opisanych obszarów guza nowotworowego (ICRU Report No 62, 1999)

Narządy krytyczne są organami, które znajdują się w bezpośrednim otoczeniu zmiany nowotworowej. Wyróżnić można narządy o budowie równoległej (np. ślinianka), dla których istotnym parametrem będzie wartość średnia dawki lub zależność dawka-objętość oraz o budowie szeregowej (np. kanał kręgowy), gdzie kluczowa będzie dawka maksymalna. Oczywiście w organizmie występują narządy mieszane (np. mózgowie), gdzie zarówno dawka średnia, zależność dawka-objętość, jak i dawka maksymalna są istotne.

## 2.2. OBSZARY NAPROMIENIANE

W procesie realizacji radioterapii konieczna jest wiedza o leczonym obszarze, ze względu na fakt, że dla różnych lokalizacji inne są narządy krytyczne, a także wytyczne określające sposób wyznaczania obszaru do napromieniania. Kryteria na narządy krytyczne w radioterapii opierają się na rekomendacjach QUANTEC (Bentzen S.M. et al. 2010).

### 2.2.1. OBSZAR KLATKI PIERSIOWEJ

Dla obszaru klatki piersiowej narządami krytycznymi są m.in. płuca. Jest to narząd parzysty, dla którego w ocenie planów leczenia przyjmuje się wartości dawek przypadające na odpowiednie wartości objętości narządu – przy frakcjonowaniu 200 cGy/1fr., jest to wartość 2000 cGy–30%, która wraz ze wzrostem dawki frakcyjnej maleje. Dla 400 cGy/1fr., jest to 1330 cGy–30%. Często także, w przypadku obszaru, gdzie narządami krytycznymi są płuca, rozróżnia się płuco lewe i prawe. Ma to znaczenie w momencie, gdy guz nowotworowy zlokalizowany jest bardziej po prawej, bądź lewej stronie, wtedy ważne jest, aby płuco po stronie przeciwnej do umiejscowionego guza zostało chronione najlepiej, jak to tylko możliwe.

Kolejnym narządem, dla którego istotna jest wartość dawki maksymalnej jest kanał kręgowy. Jest to narząd nieparzysty o budowie szeregowej. Przyjmuje się zgodnie z literaturą, że dla dawki frakcyjnej 200 cGy punktowe maximum nie powinno przekraczać 4500 cGy, jednakże istnieją przypadki, gdy dopuszczalne są wartości do 5000 cGy. W sytuacji, gdzie kanał kręgowy jest w bliskim sąsiedztwie guza nowotworowego tworzy się sztuczny margines 3 mm bądź 5 mm (często także oba jednocześnie) w celu sprawdzenia gradientu dawki w obszarze samego kanału kręgowego.

Innym narządem krytycznym, który jest istotny w przypadku zlokalizowania guza nowotworowego w śródpiersiu jest serce. Dla tego narządu stosowanych jest kilka wytycznych dotyczących dawek granicznych, przykładowo, aby dawka średnia wynosiła poniżej 2600 cGy oraz aby dawka 4600 cGy nie przekraczała 10% objętości narządu. Są to wartości dla dawki frakcyjnej 200 cGy, należy więc pamiętać, że dla wyższej dawki frakcyjnej te wartości zmniejszą się.

Zdarza się również, że w sytuacji, gdy obszar guza nowotworowego jest bardzo rozległy to dodatkowymi narządami wrażliwymi na promieniowanie są główki kości ramiennych, nerki i wątroba.

## 2.2.2. OBSZAR GŁOWY/SZYI

Dla tego obszaru głównymi narządami krytycznymi są kanał kręgowy, pień mózgu, ślinianki przyuszne oraz żuchwa. Istotnie wrażliwe są również krtań, tchawica, uszy wewnętrzne, soczewki.

Kanał kręgowy jako nieparzysty narząd szeregowy traktowany jest tak samo jak dla obszaru klatki piersiowej opisanej w Podrozdziale 2.2.1.

W przypadku pnia mózgu i konwencjonalnej frakcjonowanej radioterapii zwraca się uwagę przede wszystkim na dawkę maksymalną w tym obszarze, która sumarycznie nie powinna przekroczyć wartości 5400 cGy. Nierzadko dla obszaru głowy i szyi tworzy się sztuczny margines dla pnia mózgu (3 mm, 5 mm lub oba jednocześnie), aby mieć kontrolę nad gradientem dawki w obszarze samego narządu.

W obszarach głowy/szyi istotnymi narządami równoległymi są ślinianki (najczęściej przyuszne, często określane jako przyusznicze). Dla nich zatem istotna jest dawka średnia, która nie powinna przekroczyć wartość 2600 cGy oraz parametr objętościowy, który wynosi 3000 cGy – 50%, co oznacza, że objętość 50% ślinianki nie powinna otrzymać wyższej dawki niż 3000 cGy.

Ostatnim narządem priorytetowym dla planowania tego obszaru jest żuchwa. Jako narząd szeregowy charakteryzuje się dawką maksymalną równą 7000 cGy. Zdarza się, że guz nowotworowy znajduje się w bliskim sąsiedztwie żuchwy. Zgodnie z międzynarodowymi wytycznymi ICRU, dopuszczalne jest przekroczenie wartości maksymalnej (7000 cGy) pod warunkiem, że 1cm<sup>3</sup> żuchwy nie otrzyma więcej niż 7500 cGy.

Pozostałe narządy, takie jak krtań czy tchawica rozpatruje się indywidualnie dla każdego pacjenta (istotny jest rodzaj leczenia: samodzielna radioterapia czy chemioradioterapia oraz obszar i rozległość guza nowotworowego). Dla narządów parzystych szeregowych, jakimi są uszy wewnętrzne istotna jest dawka w maksimum wynosząca 5400 cGy. W rzeczywistości jednak to lekarze ostatecznie podejmują decyzję o leczeniu, akceptacji dawek tolerancji bądź nietolerancji zważając na dobro pacjentów i efektywność leczenia.

## 2.2.3. OBSZAR MIEDNICY

Dla obszaru miednicy kluczowe narządy to odbytnica, pęcherz oraz główki kości udowych. Dodatkowo w sytuacjach, gdzie obszar do naświetlania obejmuje także węzły chłonne miednicy, strukturami wrażliwymi są jelita oraz nerki.

Najważniejszym narządem krytycznym tego obszaru jest odbytnica. Dla tego narządu stosuje się najczęściej objętościowe dawki tolerancji (tzw. dawka-objętość), które dla tej struktury wynoszą odpowiednio 50%-5000 cGy, 35%-6000 cGy, 25%-6500 cGy, 20%-7000 cGy oraz 15%-7500 cGy. Dla przykładu oznacza to, że 50% objętości odbytnicy nie może otrzymać dawki większej niż 5000 cGy. Należy pamiętać, że to są wartości dla leczenia konwencjonalnego ( $D_{fr} = 200$  cGy), gdyż w przypadku zmiany dawki frakcyjnej objętościowe dawki tolerancji ulegają zmianie.

Pęcherz to drugi najistotniejszy narząd obszaru miednicy. Podobnie jak dla rectum stosowane są dawki objętościowe odpowiednio 50%-6500 cGy, 35%-7000 cGy, 25%-7500 cGy oraz 15%-8000 cGy dla schematu leczenia dawką frakcyjną 200 cGy.

Główki kości udowych można traktować w dwojaki sposób. Z jednej strony należy zwracać uwagę na dawkę maksymalną (5400 cGy dla dawki frakcyjnej 200 cGy), z drugiej istnieje kryterium objętościowe tzn. 10%-5200 cGy. Zatem interpretacja dawki w główkach kości udowych zależna jest od lekarza prowadzącego.

W przypadku napromieniania węzłów chłonnych miednicy dodatkowym narządem krytycznym są jelita. Dla tych struktur rozpatrywane są objętościowe dawki tolerancji. Dla pojedynczych pętli jelitowych objętość 120 cm<sup>3</sup> nie powinna otrzymać dawki większej niż 1500 cGy, natomiast dla całej jamy otrzewnej objętość 195 cm<sup>3</sup> dawkę mniejszą niż 4500 cGy.

Drugim narządem istotnym w sytuacji napromieniania węzłów chłonnych miednicy mogą być nerki, dla których także stosowane są kryteria dawka – objętość: 55%-1200 cGy, 32%-2000 cGy, 30%-2300 cGy, 20%-2800 cGy, dla dawki frakcyjnej 200 cGy.

### 2.3. PRZYGOTOWANIE PLANU LECZENIA

Po akceptacji targetu i narządów krytycznych lekarz zleca wykonanie planu leczenia-indywidualnego dla każdego pacjenta. Dynamiczne plany leczenia techniką VMAT są przygotowywane przez fizyków przy pomocy systemu MONACO bazującego na algorytmach obliczeniowych Monte Carlo. Kryteria akceptacyjne dla zmiany nowotworowej to objęcie dawką 95% co najmniej 98% objętości struktury, średnia w targecie (najczęściej PTV) co najmniej 100% dawki zadanej, a wartość 107% dawki przypisanej nie powinna przekraczać 2% objętości guza. Dla narządów krytycznych są oceniane parametry w zależności od analizowanej struktury. Jeżeli plan spełnia międzynarodowe kryteria to specjalista w dziedzinie fizyki medycznej sprawdza go pod kątem poprawności parametrów fizycznych i przekazuje lekarzowi prowadzącemu do akceptacji.

Po aprobatach lekarskich plan zostaje poddany weryfikacji dozymetrycznej. W przypadku planów stacjonarnych sprawdzana jest liczba jednostek monitorowych (czas napromieniania) w innym TPS. Dla planów dynamicznych (IMRT, VMAT) wykonuje się weryfikację na aparacie terapeutycznym. Gdy wynik spełnia kryteria przyjęte w danym zakładzie, można rozpocząć kolejny etap procesu leczenia tzw. symulację. Wykonywana jest ona na symulatorze, gdzie za pomocą fluoroskopii dwóch pól prostopadłych (najczęściej AP i Lewe) wyznacza się izocentrum terapeutyczne pacjenta, bazując na danych z TPS. Celem symulacji jest ułożenie pacjenta w taki sposób, aby jego pozycja była jak najdokładniej odtwarzalna na aparacie terapeutycznym podczas każdorazowej sesji napromieniania.

Kolejnym etapem leczenia po pomyślnie zakończonej symulacji jest przygotowanie karty/protokołu napromieniania oraz wprowadzenie do systemu zarządzania pacjentów (np. Mosaicq). Na karcie leczenia oprócz danych identyfikujących pacjenta znajduje się jego ułożenie (pozycja określona na symulatorze), dawkowanie (jaka dawka, w ilu frakcjach, w ilu etapach), rozpoznanie, rodzaj i typ terapii (np. IGRT) oraz opis pól napromieniania. Po przygotowaniu protokołu napromieniania pacjent może rozpocząć ostatni etap leczenia, czyli sesje terapeutyczne na aparacie. Należy pamiętać, że w zależności od typu terapii

weryfikowane jest ułożenie pacjenta (w zależności od protokołu: raz w tygodniu lub codziennie) przekładające się na sukces leczenia. W trakcie całego procesu radioterapii niezbędna jest cotygodniowa kontrola pacjenta przez lekarza prowadzącego i monitorowanie jego stanu zdrowia. Zdarza się, że niektóre etapy są w trakcie realizacji leczenia powtarzane, ale jest to najczęściej kwestia indywidualna pacjenta.

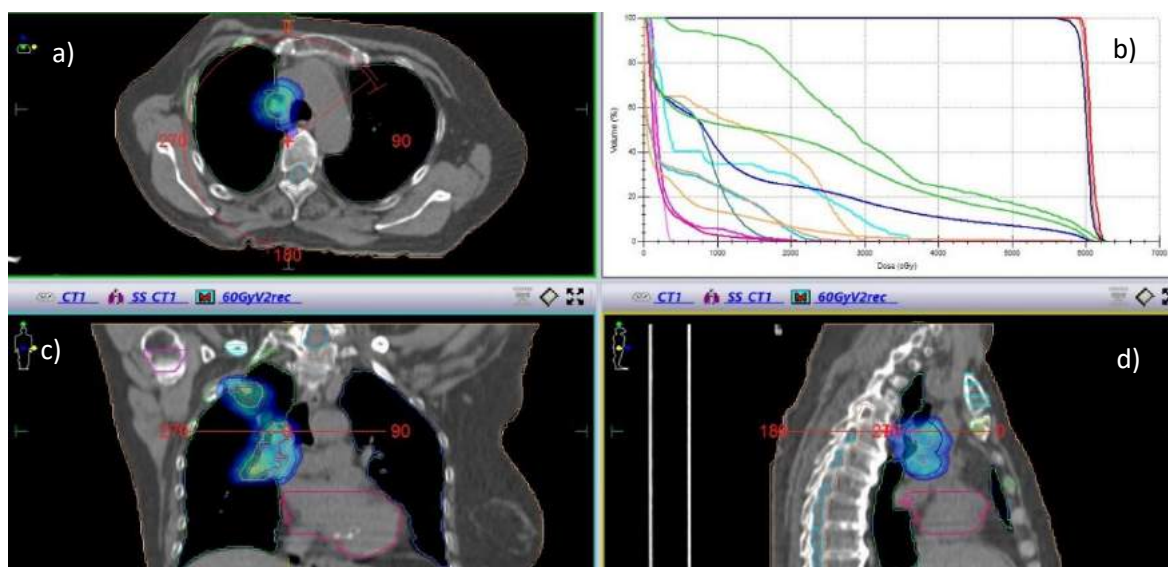
### 3. PLANY LECZENIA

W momencie zlecenia planu leczenia przez lekarza prowadzącego, fizyk planujący musi przygotować strategię adekwatną do leczonego obszaru. Na potrzeby pracy przygotowano plany leczenia dla trzech obszarów: klatki piersiowej, głowy/szyi oraz miednicy. W obszarze klatki piersiowej przygotowano plan leczenia guza płuca lewego do dawki 6000 cGy w 24 frakcjach. Dla obszaru głowy i szyi przygotowano plan leczenia na obszar gardła środkowego i węzłów chłonnych szyi do dawki 5000 cGy w 25 frakcjach. Dla obszaru miednicy przygotowano plan leczenia prostaty z pęcherzykami nasiennymi do dawki 5600 cGy w 28 frakcjach.

Dla każdego obszaru zaprezentowano widok z TPS na którym odpowiednio przedstawione są przekroje tomografii komputerowej w trzech płaszczyznach (poprzecznej, podłużnej i strzałkowej) oraz histogram dawka-objętość (DVH) dla uzyskanego rozkładu dawki danego obszaru.

#### 3.1. OBSZAR KLATKI PIERSIOWEJ

Dla obszaru klatki piersiowej na Rysunku 10 zaprezentowano przekroje tomografii komputerowej pacjenta odpowiednio poprzeczny (a), podłużny (c) oraz strzałkowy (d). Rysunek 10b przedstawia DVH dla rozkładu dawki guza nowotworowego do dawki zaplanowanej 6000 cGy.



**Rysunek 10.** Widok z TPS na plan leczenia obszaru klatki piersiowej: przekroje a)poprzeczny, c)podłużny i d)strzałkowy oraz b)DVH (fotografia własna).

Struktury, które będą istotne dla planującego to obszary guza nowotworowego, czyli PTV, CTV oraz GTV. Dla tych struktur analizowane będą parametry: minimum,

maksimum oraz wartość średnia (około 50%). Wiadomo, że największym objętościowo obszarem będzie PTV, ponieważ zawiera CTV, które z kolei zawiera w sobie GTV, dlatego najważniejszą strukturą pod kątem akceptacji planu leczenia jest w głównej mierze PTV. Przyjmuje się, że wartość minimum dla PTV nie powinno być mniejsze niż 95% dawki zadanej (dla przykładu  $D_c=6000$  cGy, zatem minimum  $\leq 5700$  cGy), dla maksimum przyjmowane jest 107% dawki zadanej (analogicznie max  $\geq 6420$  cGy). W przypadku wartości średniej istotna jest dawka całkowita, gdzie dla obszarów tarczowych powinna być między 100 a 102% wartości dawki zadanej (analogicznie między 6000 – 6120 cGy). Dodatkowo należy pamiętać, że dawka średnia powinna być najmniejsza w PTV, trochę większa w CTV i największa w GTV, jeżeli jest to możliwe. Niestety w przypadku planów leczenia obszarów klatki piersiowej, często zdarza się, że sam guz (GTV) znajduje się w powietrzu, co uniemożliwia w systemie planowania leczenia spełnienia oczekiwanych parametrów dotyczących wartości średniej.

Kolejnymi strukturami są płuca, dla których analizowaną wartością w największym stopniu będzie wartość średnia. Ze względu na fakt, że nie ma bezpośredniej możliwości odczytania wartości dawki dla 30% objętości płuc, przyjmujemy, że jeżeli plan leczenia został zaakceptowany, to w momencie weryfikacji jakakolwiek zmiana wartości średniej będzie związana ze zmianą wartości dawki dla 30% objętości płuc. Dlatego też, analizowana i najbardziej interesująca podczas oceny weryfikacji jest wartość średnia tych narządów. Oczywiście możliwe jest dokładne wyznaczenie z histogramu wartości dawki w 30% objętości płuc, natomiast dla omawianego przypadku wartość ta jest dużo poniżej wartości dopuszczalnej, więc drobne różnice nie wpłyną znacząco na ewentualne odrzucenie planu leczenia.

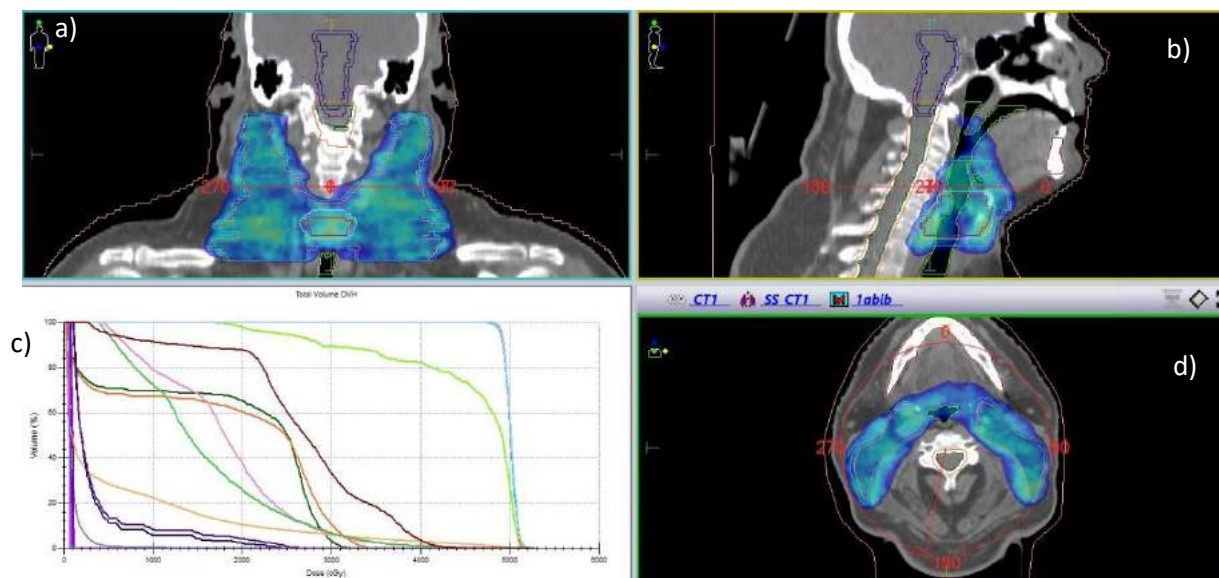
W przedstawionym przypadku guz znajduje się tylko w płucu prawym, więc interesujące są także wartości dawek osobno dla płuca lewego i prawego. Dodatkowo, można sprawdzić wartości maksymalne dla płuc, oddzielnie dla lewego i prawego, które nie powinny przekraczać wartości 107% dawki zadanej. Dla płuca lewego te wartości będą dużo niższe, ale należy szczególnie zwrócić uwagę na punktowo budujące się maksima i inne niedopuszczalne odchylenia od wartości referencyjnych. Oczywiście, wartości minimum również są istotne, ponieważ pokazują jaka najmniejsza wartość dawki obejmuje dany narząd.

Następnym istotnym narządem jest kanał kręgowy oraz kanał kręgowy z 3 mm marginesem. Tutaj interesuje nas tylko wartość maksymalna. Należy zwrócić uwagę na wartość minimalną, gdyż kanał kręgowy jest narządem szeregowym i rozciąga się od szyi do miednicy, więc w obszarze płuc wartość minimum powinna wynosić 0. Bardzo rzadko analizowana jest wartość średnia, ponieważ nie ma ona odniesienia radiobiologicznego dla narządu tego typu. Dla serca podobnie jak dla płuc istotna jest wartość średnia oraz maksymalna. W zależności od odległości od PTV i części wspólnej wartości te będą zmieniały się wraz z dawką maksymalną w PTV.

### 3.2. OBSZAR GŁOWY/SZYI

Dla obszaru głowy/szyi analogicznie jak dla obszaru klatki piersiowej na Rysunku 11 zaprezentowano przekroje tomografii komputerowej pacjenta odpowiednio podłużny (a),

strzałkowy (b) oraz poprzeczny (d). Rysunek 11c przedstawia DVH dla rozkładu dawki guza nowotworowego do dawki zaplanowanej 5000 cGy.



**Rysunek 11.** Widok z TPS na plan leczenia obszaru głowy/szyi: przekroje a)podłużny, b)strzałkowy i d)poprzeczny oraz c)DVH (fotografia własna).

Podobnie jak dla płuc i każdej innej lokalizacji kryterium oceny struktur określających guz nowotworowy (PTV, CTV, GTV) jest takie samo. Ważne są zarówno wartości średnie jak i minima i maksima w wymienionych strukturach. Dla przypadku mamy  $D_c=5000$  cGy, więc odpowiednio 98% dawki to 4750 cGy, a 107% 5400 cGy. Przeprowadzana analiza dotyczy planu leczenia składającego się z dwóch etapów (1 etap –  $D_c=5000$  cGy, 2 etap –  $D_c=2000$  cGy), gdzie szczegółowo opisany został tylko 1 etap. Analogicznie można rozpatrzyć 2 etap. Dla obszaru głowy/szyi należy pamiętać, że w obrębie PTV i CTV mogą występować przestrzenie powietrzne (np. krtkań, zatoki), co przy ocenie parametrów będzie miało duże znaczenie.

Inną strukturą, która jest analizowana przy planowaniu obszarów głowy/szyi jest kanał kręgowy oraz jego 3 mm margines. Analogicznie jak dla obszaru klatki piersiowej analizuje się jego wartość maksymalną.

Kolejnym narządem analizowanym w oparciu o maksimum jest pień mózgu oraz jego 3 mm margines. Inna analiza dotyczy ślinianek przyusznych (przyusznic), gdzie parametrem będzie wartość średnia, która w bezpośredni sposób pokaże czy spełnione jest kryterium dopuszczalne dla tych narządów. Dodatkowo, jak w przypadku płuc różnice w wartościach średnich będą odzwierciedlać różnice dla 30% objętości narządu. Należy jednak przypomnieć, że w przypadku przyusznic wystarczy, aby spełnione było jedno z dwóch opisywanych kryteriów. Następnym narządem jest zuchwa, dla którego tylko wartość maksymalna będzie miała znaczenie.

Pozostałe narządy takie jak skrzyżowanie nerwów wzrokowych, nerwy wzrokowe, oczy oraz soczewki także można analizować patrząc na maksimum, natomiast obszar objęty dawką istotną z punktu widzenia planu leczenia nie obejmuje w/w narządów, dlatego ich szczegółową analizę można pominąć w niniejszej pracy.

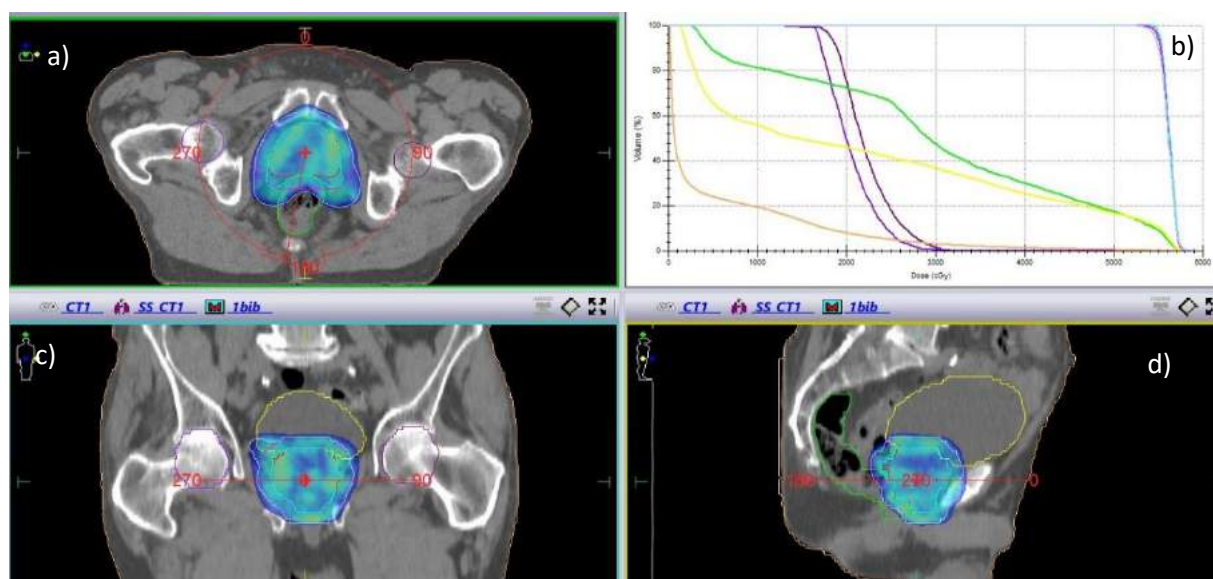


### 3.3. OBSZAR MIEDNICY

Dla obszaru miednicy analogicznie na Rysunku 12 ukazano przekroje tomografii komputerowej pacjenta odpowiednio poprzeczny (a), podłużny (c) oraz strzałkowy (d). Rysunek 12b przedstawia DVH dla rozkładu dawki guza nowotworowego do dawki zaplanowanej 5600 cGy.

Podobnie jak dla płuc i obszaru głowy/szyi parametry oceny struktur określających guz nowotworowy (PTV, CTV, GTV) są takie same. Ważne są wartości średnie, minima jak i maksima w wymienionych strukturach. Dla dawki całkowitej  $D_c=5600$  cGy, 98% i 107% dawki to odpowiednio 5320 cGy i 5992 cGy. Przeprowadzana analiza dotyczy planu leczenia składającego się z dwóch etapów (1 etap –  $D_c=5600$  cGy, 2 etap –  $D_c=2000$  cGy), gdzie analizowano tylko 1 etap. Analogicznie można rozważyć także 2 etap. Dla obszaru prostaty zdarza się, że w obrębie PTV mogą występować przestrzenie powietrzne (zagazowana odbytnica, zagazowane jelita), więc przy ocenie parametrów należy pamiętać o ich uwzględnieniu.

Następnym narządem, który będzie analizowany jest odbytnica (rectum). Z uwagi na to, że jest aż pięć kryteriów objętościowych dawek tolerancji (Podrozdział 2.2.3) to najlepszym parametrem będzie wartość średnia (nie mylić z 50% objętości narządu). Dodatkowo, można poddać analizie także wartość maksymalną, ale to tylko w wypadku, czy dawka maksymalna jest wyższa niż w obszarze tarczowym.



**Rysunek 12.** Widok z TPS na plan leczenia obszaru miednicy przekroje a)poprzeczny, c)podłużny i d)strzałkowy oraz b)DVH (fotografia własna).

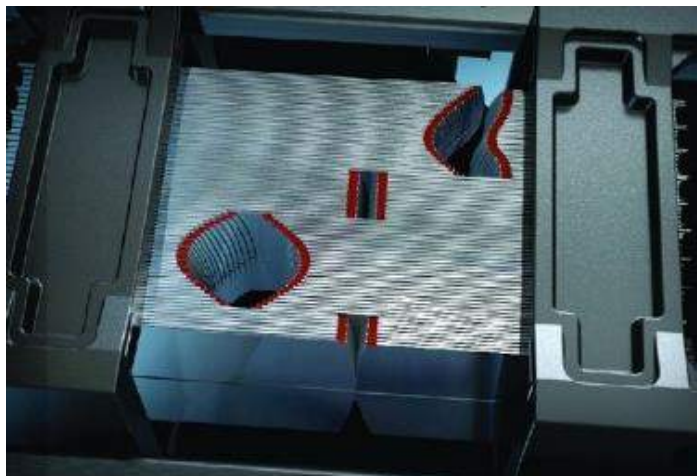
Kolejnym narządem jest pęcherz moczowy, który podobnie jak odbytnica analizowany jest pod kątem kryteriów objętościowych. Wobec czego, podobnie jak dla rectum parametrem adekwatnym będzie wartość średnia. Parametr dawki maksymalnej można rozpatrywać w identyczny sposób jak dla odbytnicy.

Innymi strukturami dla obszaru miednicy są główki kości udowych. Dla tych narządów można analizować wartość średnią w momencie, gdy kryterium przyjmuje się 50% objętości narządu bądź wartość maksymalną, gdy kryterium dotyczy dawki maksymalnej. W opisywanym przypadku analizowana była wartość dawki maksymalnej.

## 4. WERYFIKACJA DOZYMETRYCZNA

### 4.1. PODSTAWY

Jak wspomniano w Rozdziale 2 weryfikacja dynamicznych planów leczenia jest jednym z elementów całego procesu radioterapii. W ogólnym znaczeniu weryfikacja jest to sprawdzenie poprawności realizacji planu leczenia bezpośrednio na akceleratorze medycznym. W trakcie weryfikacji można dokładnie zaobserwować ruch listków kolimatora wielolistkowego MLC (Rysunek 13).



**Rysunek 13.** Kolimator wielolistkowy Agility (www.elekta.com).

Jak wspomniano w Rozdziale 1, dynamiczne plany VMAT, są to plany gdzie w trakcie obrotu ruchu gantry akceleratora ruch wykonują także listki MLC, dopasowując się do napromieniowanego obszaru, modulując jednocześnie moc dawki wiązki promieniowania. Wobec tego każda weryfikacja sprawdza w jaki sposób poruszają się listki MLC przy zmiennym kącie ramienia akceleratora dla danego planu leczenia. Tym samym możliwe jest oszacowanie rzeczywistych wartości dawek jakie otrzyma pacjent w trakcie całego procesu leczenia.



**Rysunek 14.** Akcelerator Elekta Versa HD w Katowickim Centrum Onkologii (www.elekta.com).

W Zakładzie Radioterapii Katowickiego Centrum Onkologii wykonuje się weryfikację 3D, co oznacza, że plan leczenia zrealizowany na akceleratorze medycznym jest nakładany na wynik tomografii komputerowej pacjenta, a następnie porównywany z rozkładem dawki otrzymanym z systemu planowania leczenia. Parametrami, które bierze się pod uwagę są gamma oraz rozkłady dawek i wartości

minimum, maksimum oraz średnie dla wszystkich struktur z planu leczenia porównywane w programie Compass.

## 4.2. SYSTEM MONACO

Monaco to kompletny system planowania leczenia dynamicznego z intensywną modulacją wiązki, który obejmuje obsługę wielu trybów pracy: *Step and Shoot* IMRT, *Sliding Window* VMAT, dMLC, dynamiczny łuk konformalny, konformalna radioterapia. Jest to wszechstronne narzędzie do konturowania targetów i narządów krytycznych, fuzji obrazów, kontroli jakości oraz przeglądu planów w celu wsparcia procesu planowania i oceny dynamicznych planów leczenia.

Monaco obsługuje również stereotaktyczną radioterapię i radiochirurgię (SRT/SRS). Oprócz planowania leczenia możliwe jest również wykorzystanie Monaco jako niezależnego symulatora CT. Możliwości importu i eksportu plików DICOM z Monaco są zgodne z każdym systemem planowania leczenia. System ten umożliwia także wykorzystanie narzędzi do przeglądu planów leczenia z systemów planowania innych firm.

Podstawowymi cechami technicznymi oprogramowania Monaco są:

- Kompleksowy zestaw narzędzi do konturowania i planowania wiązek promieniowania.
- Optymalizacja oparta na wielu kryteriach — zawężenie ograniczeń podczas optymalizacji, o ile jest to możliwe.
- Rozszerzone definicje właściwości wokseli dla ułatwienia procesu optymalizacji.
- Zbiór biologicznych i opartych na dawce funkcji celu.
- Optymalizacja z ograniczeniem fluencji i apertury (tzw. optymalizacja kształtu i wagi segmentu).
- Analiza czułości mająca na celu ocenę zaleceń po optymalizacji.
- Symulacja Monte Carlo do obliczania dawki w pętli optymalizacji.

## 4.3. PROGRAM COMPASS

Program Compass jest używany do zapewniania jakości i weryfikacji planów leczenia w radioterapii wiązką zewnętrzną z użyciem kolimatorów wielolistkowych MLC i z modulacją intensywności wiązki. Compass pozwala na obliczenie dawki (energii na objętość zdeponowaną przez promieniowanie jonizujące) 3D w geometrycznej reprezentacji pacjenta lub fantomu. Obliczenia opierają się na importowanych planach leczenia i dodatkowo na pomiarach pól promieniowania w trybie online lub offline z wykorzystaniem przezroczystych lub nieprzezroczystych matryc 2D z wieloelementowymi komorami jonizacyjnymi. W swoich obliczeniach program Compass wykorzystuje algorytm Collapse Cone Convolution (CCC) [Hasenbelg F. 2007; Zhou Z. 2010] inny niż TPS MONACO, gdzie największą różnicą jest obliczanie dawek w obszarach o gęstości powietrza.

System Compass składa się z oprogramowania Compass i obsługiwanych przez niego urządzeń pomiarowych. Oprogramowanie Compass zostało opracowane przez IBA Dosimetry we współpracy z RaySearch Laboratories.

Aplikacja Compass służy do weryfikacji planu leczenia, w tym obliczeń dawek, które są wykonywane niezależnie lub rekonstruowane na podstawie pomiarów. Sprzęt obsługiwany przez Compass obejmuje detektory 2D, MatriXX Evolution i MatriXX (kiedyś

I'mRT MatriXX). System Compass obsługuje następujące energie wiązek: wiązki fotonów 6-15 MV, wiązki FFF 6 MV, plany z mieszanymi energiami fotonów, plany DMLC z dynamicznym ruchem szczęk (dla Monaco 3.0 i więcej dla akceleratorów firmy Elekta), plany z przemieszczaniem wstecznym MLC (Varian z oprogramowaniem Eclipse) i plany z mieszanymi modalnościami.

#### 4.4. PROGRAM OMNI PRO IMRT

Program OmniPro – IMRT podobnie jak Compass wykorzystywany jest do weryfikacji planów leczenia z modulacją intensywności wiązki oraz oceny dostarczanej dawki. Program pozwala na weryfikację map intensywności fluencji planów IMRT oraz weryfikację dawki absolutnej w punkcie dla pól IMRT.

System OmniPro IMRT umożliwia porównanie rozkładów fluencji planu leczenia oraz otrzymanej z pomiaru na wybranej płaszczyźnie. Jednocześnie pozwala ocenić dawkę absolutną oraz profil wzdłuż przekroju pomiarowego.

Podobnie jak Compass współpracuje z detektorami 2D, matrycą MatriXX Evolution oraz I'mRT MatriXX, można go wykorzystać do pomiaru różnych energii fotonów (zarówno FF, jak i FFF), po uprzednim skalibrowaniu aplikacji OmniPro-I'mRT.

#### 4.5. MATRYCA DETEKTORÓW

Oprogramowanie Compass/OmniPro-I'mRT wykorzystuje urządzenia pomiarowe z matrycą detektorów 2D. Czujniki w detektorze MatriXX to wentylowane komory jonizacyjne. Każda komora ma własny kanał pomiarowy. Napromienianie komór powoduje jonizację powietrza w komorach. Uwolniony ładunek jest oddzielany przez pole elektryczne pomiędzy dolną i górną elektrodą. Prąd, który jest proporcjonalny do mocy dawki, jest mierzony i przetwarzany na postać cyfrową przez obecne, czułe przetworniki analogowo-cyfrowe. Na podstawie zmierzonych danych i wczytanego planu leczenia, Compass oblicza dawkę 3D dla pacjenta lub fantomu. OmniPro-I'mRT w oparciu o zmierzoną fluencję porównuje ją z uzyskaną z zaimplementowanego planu leczenia i ocenia ich wzajemną zgodność.

##### 4.5.1. MATRIXX

MatriXX to matryca 1024 detektorów, gdzie komory jonizacyjne obejmują aktywne pole 244 x 244 mm<sup>2</sup>. Są one rozmieszczone w siatce 32 x 32 z wyjątkiem czterech pozycji



**Rysunek 15.** Elementy matrycy IBA. (Compass User's Guide, 2015).

narożnych. Odległość między poszczególnymi środkami komór wynosi 7.62 mm (Rysunek 15). Efektywny punkt pomiaru detektora znajduje się 3.0 mm poniżej powierzchni obudowy MatriXX (materiał RW3, gęstość:  $1.045 \text{ g/cm}^3$ ), co odpowiada głębokości 3.3 mm. Ta pozycja jest wskazywana przez znaczniki po bokach matrycy MatriXX (Rysunek 16).



**Rysunek 16.** Matryca MatriXX firmy IBA Dosimetry (Compass User's Guide, 2015; OmniPro – I'mRT User's Guide, 2013).

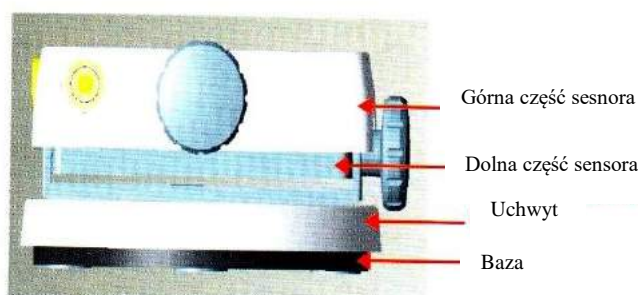
#### 4.5.2. INKLINOMETR



**Rysunek 17.** Czujnik kąta gantry (GAS) (Compass User's Guide, 2015).

Inklinometr czyli czujnik kąta gantry (GAS *ang. Gantry Angle Sensor*) (Rysunek 17) służy do wykrywania online kąta gantry podczas weryfikacji planu leczenia. GAS może być używany tylko razem z matrycą detektorów MatriXX. Kompletna jednostka GAS składa się z trzech głównych części: czujnika (część górna i dolna), uchwyty i podstawy (Rysunek 18).

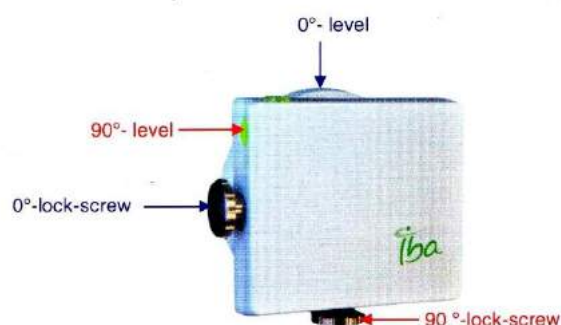
W praktyce podstawa GAS montowana jest równoległe do płaszczyzny obrotu gantry. Inklinometr



**Rysunek 19.** Elementy czujnika kąta gantry (GAS) (Compass User's Guide, 2015).

wykorzystuje poziomnice w dwóch prostopadłych kierunkach do poziomowania (przy kącie gantry  $0^\circ$  i  $90^\circ$ ).

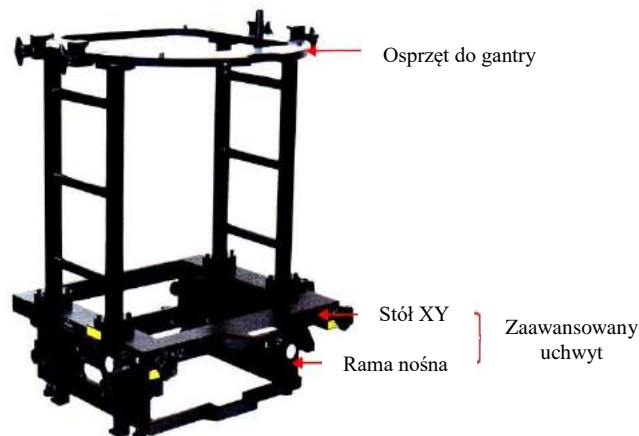
Dwie śruby blokujące ( $0^\circ$ -lock screw i  $90^\circ$ -lock screw) po osiągnięciu pozycji końcowej uniemożliwiają ruch czujnikowi. W dolnej części podstawy znajdują się cztery kawałki taśmy klejącej do mocowania jej do powierzchni gantry. Uchwyt dedykowany można łatwo zamontować i zdjąć z podstawy bez użycia narzędzi (Rysunek 19).



**Rysunek 18.** Czujnik kąta gantry (GAS) z zaznaczonymi śrubami blokującymi (lock screw) (Compass User's Guide, 2015).

### 4.5.3. UCHWYT

Holder, czyli uchwyt składa się z dwóch części: zaawansowanego uchwytu i osprzętu do gantry (Rysunek 20). Osprzęt do gantry jest dostosowany do typu akceleratora medycznego, natomiast zaawansowany uchwyt jest taki sam dla wszystkich typów.

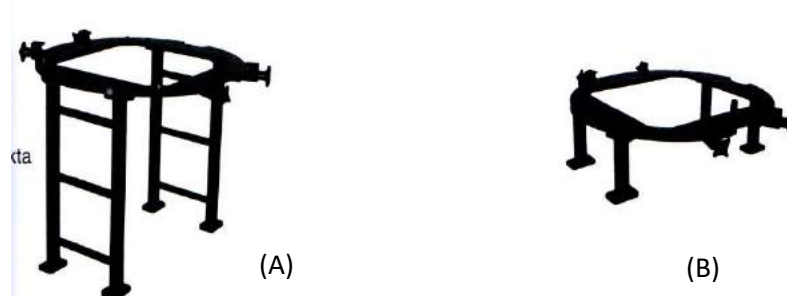


**Rysunek 20.** Przykładowy holder (dla akceleratorów Elekta, dla SSD 1000mm) (Compass User's Guide, 2015).

Zaawansowany uchwyt składa się z regulowanego stołu XY i ramy nośnej. Regulowany stół XY zamontowany jest na górze ramy nośnej i służy do ostatecznego dostosowania pozycji MatriXX do krzyża w polu świetlnym lub laserów pozycjonujących akceleratora. Rama nośna utrzymuje MatriXX i płyty build'upowe umieszczone na górnej powierzchni detektora.

W przypadku pomiarów z wykorzystaniem OmniPro – I'mRT, użycie holdera może zostać pominięte, a matrycę można ułożyć na stole terapeutycznym. Pamiętać należy jednak, że w takiej sytuacji pozbywamy się obrotu gantry i niezgodności, które mogą być z tym związane.

Osprzęty do gantry zaprojektowane są tak, aby pasowały do trzech typów akceleratorów liniowych firm: Elekta (Rysunek 21), Siemens i Varian. Każdy typ ma dwie wersje dla różnych wartości SDD: 1000 mm i 762 mm.



**Rysunek 21.** Osprzęt do gantry dla akceleratorów Elekta dla SSD 1000 mm (A) oraz dla SSD 762 mm (B) (Compass User's Guide, 2015).

## 4.6. PARAMETR GAMMA

Współczynnik gamma to parametr, który pozwala przeanalizować różnicę pomiędzy dawką zaplanowaną, a dawką zmierzoną w wybranym punkcie. Jest wiele interpretacji tego parametru [Low D.A. 2003; Depuydt T. 2002; Spezi E. 2006; Bak J. 2012; Winiecki J. 2012],

ale w każdym definiowany jest referencyjny rozkład dawki (najczęściej otrzymany z TPS) oraz rozkład poddawany analizie (otrzymany z pomiaru, bądź z komputerowego przeliczenia).

Rozkłady dawki opisywane są przez dwa parametry, odległość ( $r$ ) pomiędzy punktami, dla których opisywana jest wartość dawki ( $D$ ) oraz dawka ( $D$ ). Do przeprowadzenia analizy z wykorzystaniem parametru gamma potrzebne są dwa rozkłady dawek: referencyjny, opisywany przez  $r_r$  i  $D_r$  oraz porównywalny opisywany przez  $r_c$  i  $D_c$ .

Kryteria akceptacji określone są poprzez dwa parametry:  $\Delta D_d$  i  $\Delta d_d$ . Parametr  $\Delta D_d$  jest zdefiniowaną przez użytkownika tolerancją różnicy dawki (w KCO przy weryfikacji 3D planów dynamicznych najczęściej stosowane jest  $\Delta D_d = 3\%$ ), natomiast  $\Delta d_d$  oznacza maksymalną dopuszczaną odległość między porównywanymi punktami na matrycy (w KCO  $\Delta d_d = 3$  mm). Dla punktu referencyjnego  $r_r$  otrzymującego dawkę  $D_r$ , objętość przedstawiającą kryteria akceptacji jest elipsoidą opisywana za pomocą wzoru:

$$1 = \sqrt{\frac{\Delta r^2}{\Delta d_d^2} + \frac{\Delta D^2}{\Delta D_d^2}} \quad (1)$$

gdzie:  $\Delta r = |r_r - r_c|$ ,  $\Delta D = D_c(r_c) - D_r(r_r)$ .

W celu dopasowania dawki referencyjnej w punkcie  $r_r$  dla rozkładu analizowanego konieczne jest wystąpienie przynajmniej jednego punktu ( $D_c, r_c$ ) wewnątrz zdefiniowanej elipsoidy, dla którego:

$$\Gamma_r(r_c, D_c) \equiv \sqrt{\frac{\Delta r^2}{\Delta d_d^2} + \frac{\Delta D^2}{\Delta D_d^2}} \leq 1 \quad (2)$$

Minimalna wartość współczynnika  $\Gamma_r(D_c, r_c)$  jest określana jako współczynnik jakości  $\gamma(r_r)$  dla referencyjnego punktu  $r_r$ . Takie porównania są wykonywane dla wszystkich punktów (punkty  $r_r$ ) z analizowanego obszaru. Kryterium akceptacji dla każdego punktu, który poddawany jest analizie jest takie, że jeżeli  $\gamma(r_r) \leq 1$  to kryterium jest spełnione, w pozostałych przypadkach jest brak akceptacji [Low D.A. 2003].

Analizując współczynniki gamma przyjęto założenie, że dwa odpowiadające sobie punkty w dwóch rozkładach (referencyjnym i zmierzonym), co do wartości dawki mogą różnić się od siebie nie więcej niż 3% oraz mogą być od siebie oddalone o nie więcej niż 3 mm (gamma 3/3%). Dodatkowo należy określić minimalną ilość porównywalnych punktów z całego rozkładu dawki, które spełniają kryteria. Dla planów dynamicznych w praktyce, jeżeli warunek akceptacji  $\Delta(r_r) \leq 1$  jest spełniony dla co najmniej 95% punktów z porównywanego obszaru, oznacza to, że rozkłady są ze sobą zgodne. Interpretacja wyników otrzymanych z porównania rozkładów zmierzonego z obliczonym jest szybka i prosta do analizy.

## 4.7. SPOSÓB WERYFIKACJI

Badania, wykonane w celu realizacji niniejszej pracy pokazują jak w przeciągu 30 dni pomiarowych zmieniają się wyniki tej weryfikacji.

Matrycę MatriXX umieszcza się w specjalnym holderze (Rysunek 20), który jest przymocowany do kolimatora gantry aparatu terapeutycznego. Za pomocą specjalnego programu do weryfikacji Compass firmy IBA (Rozdział 4.3) możliwe jest wykonanie tego etapu procesu leczenia radioterapii. Oczywiście, konieczne

jest zachowanie odpowiednich warunków, mając na myśli odpowiednie SSD, dwucentymetrowy build-up oraz wykonaną kalibrację czujnika gantry. Dzięki temu Compass jest w stanie dla konkretnego kąta gantry przypisać określony rozkład fluencji fotonów zebrany przez matrycę.

Program Compass oblicza otrzymany z pomiaru rozkład dawki w oparciu o raport IAEA (TRS No 430. 2004) oraz rozkład fluencji, uwzględniając jednocześnie ilość frakcji oraz dawkę całkowitą. Jednak należy pamiętać, że jest to inny algorytm obliczeniowy (Rozdział 4.3) w porównaniu z systemem MONACO 3.0 (Rozdział 4.2).

Jest to o tyle istotne, że w programie do weryfikacji nie jest możliwe zaznaczenie, że obszary o niskiej wartości jednostek Hounsfielda takie jak wszystkie przestrzenie powietrzne (istotne są przestrzenie powietrzne znajdujące się w obrębie lub pobliżu planowanego obszaru napromieniania) należy traktować jak powietrze, co często uwzględnia się w systemie planowania MONACO, który pracuje w oparciu o algorytm MONTE CARLO.



## CZEŚĆ PRAKTYCZNA

W części praktycznej niniejszej pracy przedstawiono zagadnienia, które pozwalają przybliżyć problemy, które nie zostały ujęte w rozporządzeniach krajowych bądź zaleceniach producentów akceleratorów medycznych dotyczące testowania kolimatora wielolistkowego MLC w trakcie eksploatacji aparatu w pracy klinicznej.

### 5. WERYFIKACJE PLANÓW LECZENIA

W rozdziale przedstawione zostaną wyniki badań otrzymanych z weryfikacji wykonanych w ciągu 30 dni pomiarowych. Wyniki zostały zebrane w okresie od stycznia do marca i wykonywane były rano przed rozpoczęciem pracy akceleratora medycznego oraz wieczorem po zakończonej pracy. Wszystkie pomiary wykonane zostały dla trzech obszarów: klatki piersiowej, głowy/szyi oraz miednicy.

Dla każdego opisanego obszaru zostaną wymienione struktury, które zostały poddane analizie. Parametry dla narządów, które mogą zostać przedstawione to D99, AVERAGE oraz D1. D99 to dawka jaka pokrywa 99% objętości danego narządu określana jako dawka minimalna, AVERAGE to wartość średnia dawki, natomiast D1 to wartość dawki pokrywająca 1% objętości narządu opisywana jako dawka maksymalna. W dalszej części pracy z uwagi na zachowanie nomenklatury używanej w systemie MONACO oraz Programie Compass używane będą nazwy parametrów D1, AVERAGE oraz D99 dla analizowanych narządów. W zależności od struktury nie wszystkie parametry zostały objęte analizą.

Narządy opisywane w poszczególnych obszarach zawierają wykres sumaryczny wszystkich uzyskanych wyników (np. Rysunek 22), kolumnowy ilustrujący różnicę w dawkach dla poszczególnych parametrów dla Systemu Monaco (REF), programu Compass (COMPUTED) oraz pomiarów (RANO/WIECZÓR) (np. Rysunek 23). Dodatkowo, każdy podrozdział opisujący analizowaną strukturę zawiera wykres uśrednionych dawek dla parametrów z uwzględnieniem odchyłeń uzyskanych dla pomiarów (np. Rysunek 24). Niepewności pomiarowe zostały obliczone jako odchylenie standardowe dla podanej próby za pomocą programu Microsoft Excel.

#### 5.1. OBSZAR KLATKI PIERSIOWEJ

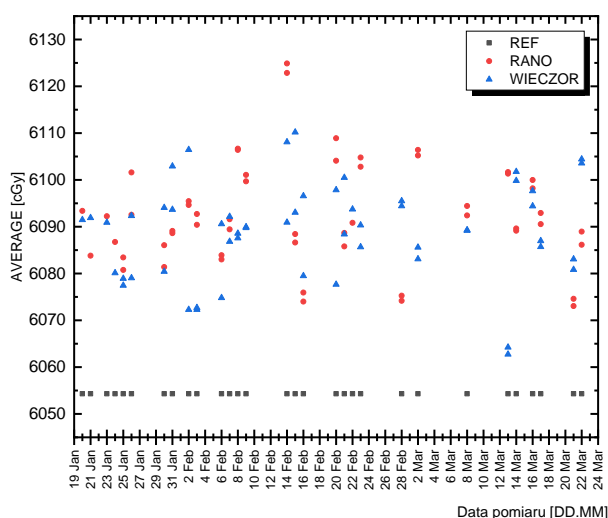
Pacjentką była 66 letnia kobieta skierowana z poradni onkologicznej z rozpoznaniem raka płuca prawego. Chora po wstępnej chemioterapii, która spowodowała częściową remisję, miała niebadalne węzły chłonne, płuca osłuchowo nie wykazywały zmian. Ostatecznie zdecydowano o zakwalifikowaniu kobiety do radioterapii radykalnej na obszar guza płuca do dawki całkowitej 6000 cGy podanej w 24 fr. (dawka frakcyjna 250 cGy) w oparciu o badanie PET/CT. Na podstawie tej kwalifikacji został wykonany plan leczenia w systemie planowania leczenia MONACO 3.30.

Narządami, które zostały wzięte pod uwagę przy optymalizacji planu leczenia to: PTV, CTV, GTV, oba płuca, osobno płuco lewe i płuco prawe, kanał kręgowy, kanał kręgowy z 3 mm marginesem oraz serce.

W przypadku obszarów guza nowotworowego (obszar GTV, CTV oraz PTV) należy zwracać uwagę na wartości minimalne (aby nie były niższe niż 95% dawki całkowitej tzn. 5700 cGy), maksymalne (aby nie przekraczały wartości 107% dawki całkowitej tzn. 6420 cGy) oraz wartość średnia (aby zawierała się w przedziale 100%-102% wartości dawki zadanej).

### 5.1.1. OBSZAR GTV

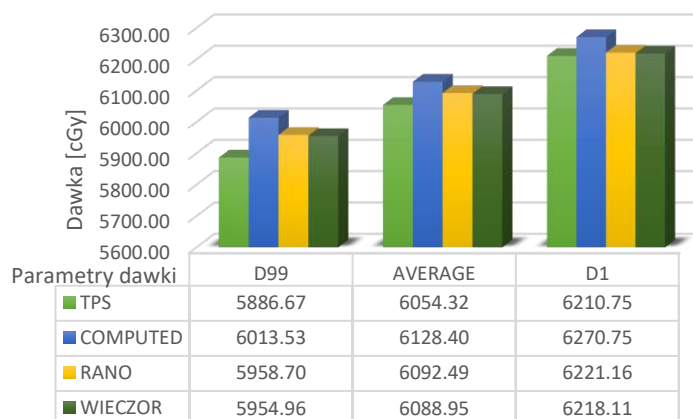
Rysunek 22 prezentuje wyniki pomiarów w okresie 30 dniowym, zarówno rano, jak i wieczorem.



**Rysunek 22.** Wykres wartości dawek w obszarze klatki piersiowej otrzymanych z TPS oraz z wykonanych pomiarów w ciągu 30 dni (RANO/WIECZÓR) dla parametru AVERAGE dla GTV w zależności od dnia pomiaru (od 19 Jan do 23 Mar).

Największa zaobserwowana różnica w odniesieniu do wartości referencyjnej (REF) z TPS wynosi zaledwie 1.17%, więc dla pozostałych wartości są to różnice 1%. Dodatkowo widać, że te różnice są dodatnie, co oznacza, że wszystkie wyniki otrzymane z pomiarów są wyższe od wartości z TPS.

Wykres (Rysunek 23) przedstawia różnice dawek dla poszczególnych parametrów dawki obszaru GTV odpowiednio D99 (wartość dawki pokrywająca 99% objętości narządu), AVERAGE (wartość średnia) oraz D1 (wartość dawki dla 1% objętości narządu). Przedstawione parametry uzyskano z Systemu Planowania Leczenia Monaco, komputerowego przeliczenia rozkładu dawki w oprogramowaniu Compass (COMPUTED) oraz pomiarów matrycą detektorów MatriXX wykonanych rano (RANO) oraz wieczorem (WIECZOR).

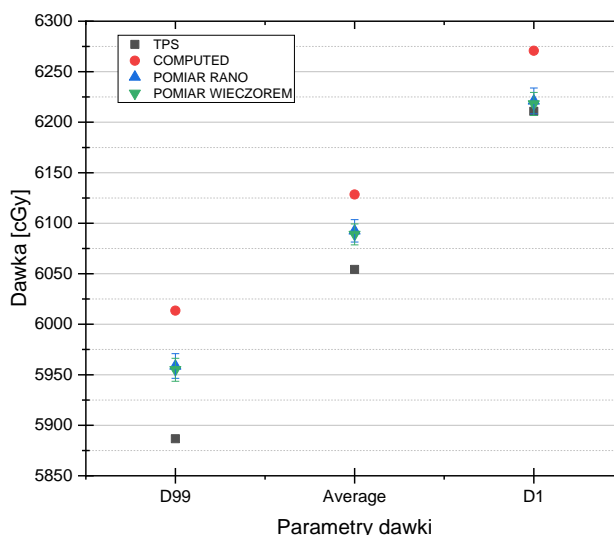


**Rysunek 23.** Wykres zależności dawki w obszarze klatki piersiowej otrzymanych z TPS, oprogramowania Compass (COMPUTED) oraz z wykonanych pomiarów (RANO/WIECZÓR) od parametrów dawki D99, AVERAGE i D1 dla obszaru GTV.

Różnice dawek ocenia się dla wszystkich parametrów w taki sam sposób. Wartość dawki dla:

- D99 nie powinna być mniejsza niż 95% dawki całkowitej (w opisanym przypadku dawka całkowita 6000 cGy, a 95% to 5700 cGy),
- parametru AVERAGE powinna zawierać się w przedziale 6000-6120 cGy,
- D1 nie powinna przekraczać 107% dawki całkowitej tj. 6420 cGy.

Dodatkowo wykonano wykres punktowy dla obszaru GTV zależności dawki od parametrów dawki dla uśrednionych wartości wraz z zaznaczonymi niepewnościami (Rysunek 24).



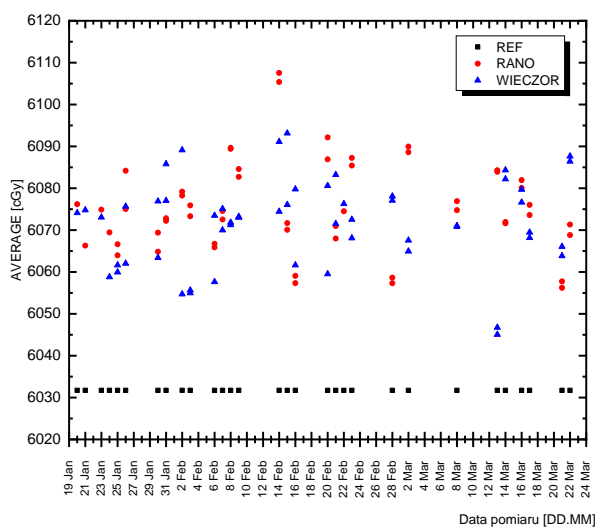
**Rysunek 24.** Wykres zależności uśrednionych wartości dawek w obszarze klatki piersiowej otrzymanych z TPS, oprogramowania Compass (COMPUTED) oraz z wykonanych pomiarów (RANO/WIECZÓR) z uwzględnieniem niepewności od parametrów dawki D99, AVERAGE i D1 dla obszaru GTV.

Rysunek 24 przedstawia dawki z komputerowego przeliczenia w oprogramowaniu Compass (COMPUTED), które są wyższe (o około 2.15% dla D99, 1.2% dla AVERAGE i 0.97% dla D1) od odpowiadających wartości otrzymanych z TPS, natomiast wykonane

pomiary, zarówno poranne (POMIAR RANO) jak i wieczorne (POMIAR WIECZOREM) zawarte są pomiędzy wartościami z TPS i COMPUTED. Dodatkowo rozbieżności są największe dla parametru D99 (1.18%), a najmniejsze dla D1 (0.16%), gdzie dawki z pomiarów zachodzą na dawki z TPS.

### 5.1.2. OBSZAR CTV

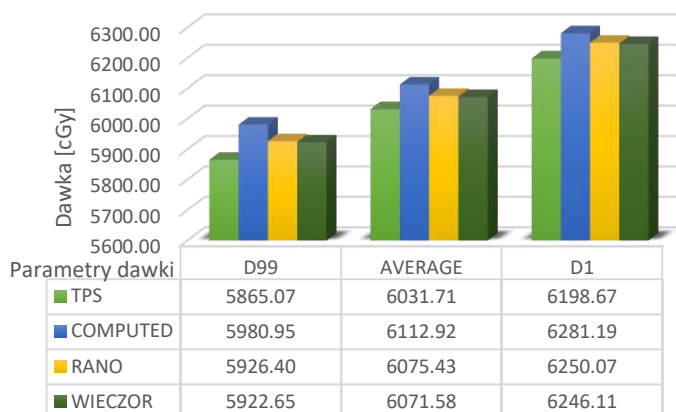
Na Rysunku 25 przedstawione są wyniki pomiarów dla obszaru CTV. Dodatkowo, zaznaczono wartość otrzymaną z TPS (REF).



**Rysunek 25.** Wykres wartości dawek w obszarze klatki piersiowej otrzymanych z TPS oraz z wykonanych pomiarów w ciągu 30 dni (RANO/WIECZÓR) dla parametru AVERAGE dla CTV w zależności od dnia pomiaru (od 19 Jan do 23 Mar).

Największą zaobserwowaną różnicę (1.4%) reprezentują wyniki pomiarów porannych z dnia 14 lutego. Pozostałe wyniki zawierają się w granicy od 0.5 do 1.1% od wartości z TPS. Co więcej wszystkie wyniki są dodatnie, znajdują się nad wartościami z TPS.

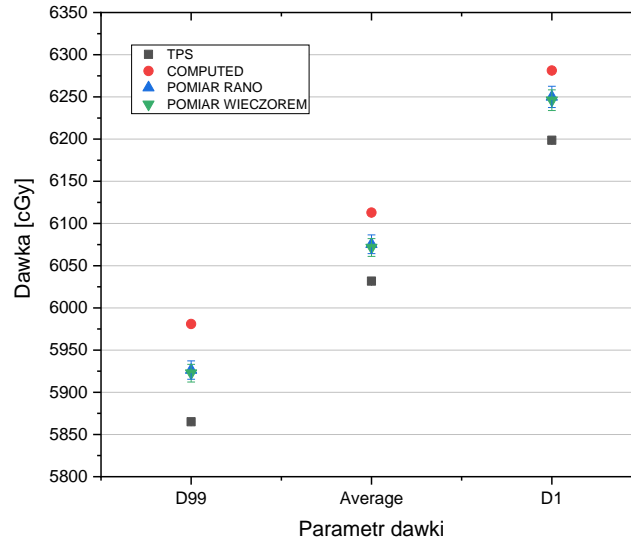
Rysunek 26 pokazuje, że tak jak w przypadku GTV wartości dawek otrzymanych z komputerowego przeliczenia (COMPUTED) są wyższe od odpowiadających im dawek z TPS, a dawki z pomiarów zawierają się pomiędzy nimi.



**Rysunek 26.** Wykres zależności dawki w obszarze klatki piersiowej otrzymanych z TPS, oprogramowania Compass (COMPUTED) oraz z wykonanych pomiarów (RANO/WIECZÓR) od parametrów dawki D99, AVERAGE i D1 dla obszaru CTV.

Dla wszystkich analizowanych parametrów D99, AVERAGE i D1 zależność jest taka sama. Natomiast analizę wyników przeprowadza się adekwatnie jak dla opisanego wcześniej obszaru GTV.

Rysunek 27 obrazuje różnice w wartościach dawek otrzymanych wszystkimi wykorzystanymi metodami dla wszystkich parametrów (D99, AVERAGE oraz D1) dla CTV.

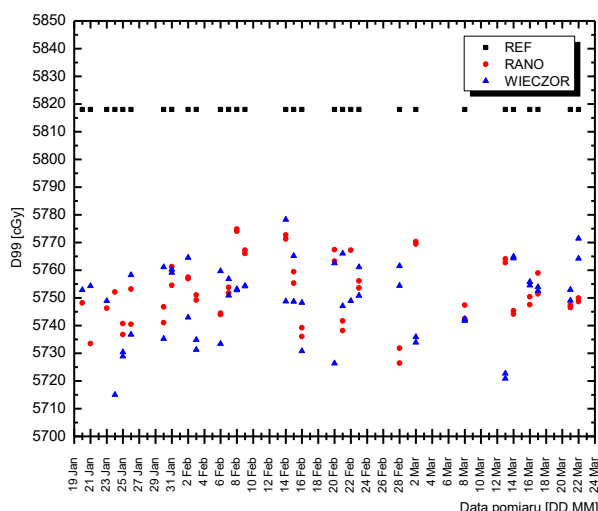


**Rysunek 27.** Wykres zależności uśrednionych wartości dawek w obszarze klatki piersiowej otrzymanych z TPS, oprogramowania Compass (COMPUTED) oraz z wykonanych pomiarów (RANO/WIECZÓR) z uwzględnieniem niepewności od parametrów dawki D99, AVERAGE i D1 dla obszaru CTV.

Dla wszystkich przypadków dawka uzyskana z systemu Compass (COMPUTED) jest najwyższa, a z TPS najniższa. Pomiary (RANO/WIECZÓR) wraz z niepewnościami zawarte są pomiędzy. Co więcej widać, że najwyższe wartości odchylenia występują dla parametru D99 i wynoszą dla COMPUTED niecałe 2% (1.97%) przy założeniu, że wartość odniesienia pochodzi z TPS, odpowiednio dla AVERAGE ta różnica spada do wartości 1.34%, aż do 1.32% dla D1. Wartości pomiarowe (RANO/ WIECZÓR) różnią się od wartości referencyjnych o mniejsze niż pochodzące z COMPUTED.

### 5.1.3. OBSZAR PTV

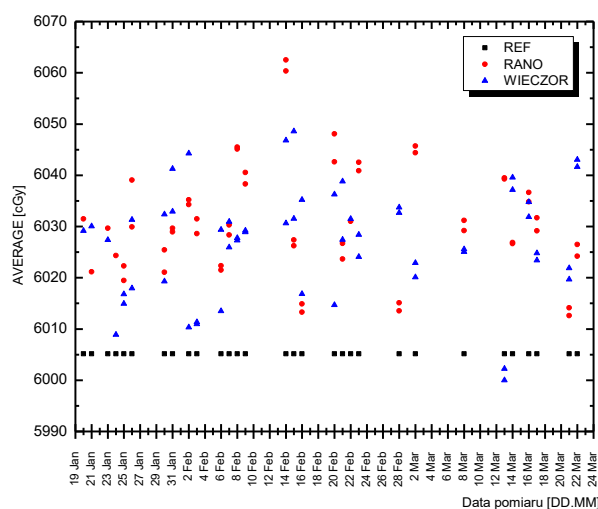
Rysunek 28 w odróżnieniu od pozostałych obszarów targetu, dla PTV zaprezentowano parametr D99 ze względu na jego odmienny wynik.



**Rysunek 28.** Wykres wartości dawek w obszarze klatki piersiowej otrzymanych z TPS oraz z wykonanych pomiarów w ciągu 30 dni (RANO/WIECZÓR) dla parametru D99 dla PTV w zależności od dnia pomiaru (od 19 Jan do 23 Mar).

Pierwszym zauważanym elementem jest fakt, że wszystkie otrzymane z pomiarów wartości są mniejsze od odpowiadających z TPS. Dodatkowo, najbliższa wartość różni się o  $-0.6\%$ , a największe odstępstwo to  $-1.77\%$ .

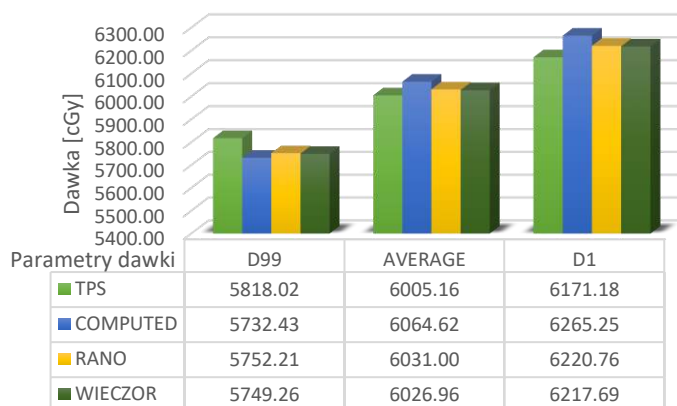
Dla PTV w przypadku parametru AVERAGE tendencja została zachowana z małym wyjątkiem, co oznacza, że prawie wszystkie pomiary znajdują się powyżej wartości referencyjnej co widoczne jest na Rysunku 29.



**Rysunek 29.** Wykres wartości dawek w obszarze klatki piersiowej otrzymanych z TPS oraz z wykonanych pomiarów w ciągu 30 dni (RANO/WIECZÓR) dla parametru D99 dla PTV w zależności od dnia pomiaru (od 19 Jan do 23 Mar).

Największa różnica wynosi niecały  $1.0\%$  wartości referencyjnej, pozostałe zawarte są poniżej, natomiast dwa pomiary wieczorne (13 Mar) znajdują się poniżej wartości z TPS, jednak jest to różnica rzędu  $-0.1\%$ . Dla obszaru PTV analiza wygląda analogicznie jak dla GTV i CTV. Wszystkie wartości spełniają kryteria akceptacji weryfikacji.

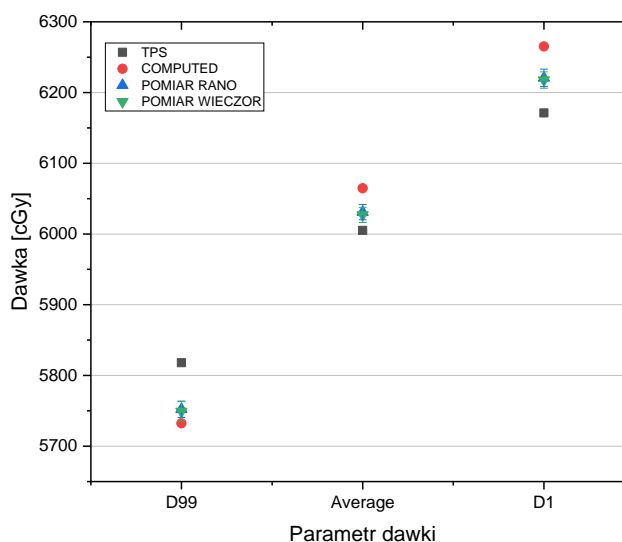
Wykres na Rysunku 30 charakteryzuje się istotną różnicą dla wartości dawki D99 otrzymaną z przeliczenia planu leczenia w oprogramowaniu Compass, bowiem jest ona niższa od wartości dawki z TPS oraz z pomiarów.



**Rysunek 30.** Wykres zależności dawki w obszarze klatki piersiowej otrzymanych z TPS, oprogramowania Compass (COMPUTED) oraz z wykonanych pomiarów (RANO/WIECZÓR) od parametrów dawki D99, AVERAGE i D1 dla obszaru PTV.

Dla parametrów AVERAGE oraz D1 analogicznie jak dla pozostałych obszarów targetu wartość COMPUTED jest większa od TPS, a wartości z pomiarów zawierają się pomiędzy nimi.

Na Rysunku 31 widać, że różnice pomiędzy poszczególnymi otrzymanymi wynikami nie są jednolite, co potwierdził Rysunek 28.



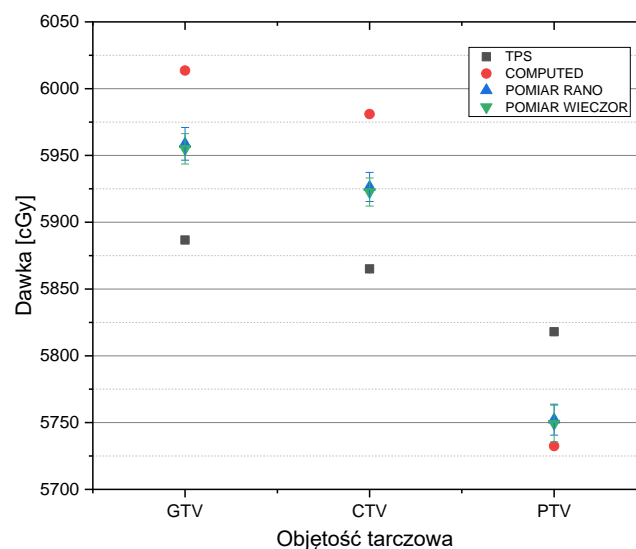
**Rysunek 31.** Wykres zależności uśrednionych wartości dawek w obszarze klatki piersiowej otrzymanych z TPS, oprogramowania Compass (COMPUTED) oraz z wykonanych pomiarów (RANO/WIECZÓR) z uwzględnieniem niepewności od parametrów dawki D99, AVERAGE i D1 dla obszaru PTV.

Dla D99 to wartość referencyjna z TPS jest największa, a COMPUTED najniższa. Co więcej, pomiary zawarte pomiędzy wraz z niepewnościami zachodzą na wartość COMPUTED, jednak nie zbliżają się referencyjnej. Różnica dla tego parametru wynosi niecałe -2.0%. Dla parametrów AVERAGE oraz D1 sytuacja jest odwrotna, to wartości z TPS są najniższe, a COMPUTED najwyższe. Dodatkowo różnica ta jest większa dla D1 i wynosi 1.16%, a dla AVERAGE 1%.

### 5.1.4. OBSZAR TARCZOWY – TARGET

Ze względu na to, że wszystkie powyższe parametry (GTV, CTV, PTV) określają objętość tarczową, dla każdego z parametrów dawki (D99, AVERAGE i D1) zaprezentowano wykresy porównawcze.

Na Rysunku 32 widoczne jest, że różnice pomiędzy dawką TPS, Compass oraz uzyskaną z pomiarów są podobne dla GTV i CTV.

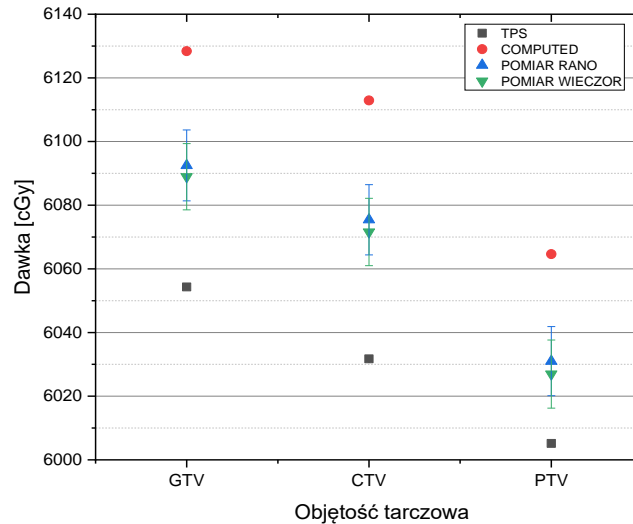


**Rysunek 32.** Wykres zależności średnich wartości dawek w obszarze klatki piersiowej otrzymanych z TPS, oprogramowania Compass (COMPUTED) oraz z wykonanych pomiarów (RANO/WIECZÓR) z uwzględnieniem niepewności od parametru dawki D99, dla obszaru GTV, CTV i PTV.

Dla PTV dawka z przeliczenia (COMPUTED) jest niższa od tej z TPS i jednocześnie bliższa wynikom pomiarów. Analizując dane dla każdego systemu osobno, dla TPS wartości spadają od największej 5887 cGy (GTV) do najmniejszej 5818 cGy (PTV) co jest pożądane do osiągnięcia podczas planowania leczenia. Dla dawek z przeliczenia i tych otrzymanych z pomiarów spadek też jest widoczny, ale różnice pomiędzy CTV a PTV są zdecydowanie większe niż dla dawek z TPS. Dla oprogramowania Compass w GTV od 6014 cGy do dawki w PTV (5732 cGy), natomiast dla wartości otrzymanych z pomiarów dla GTV 5959 cGy (RANO) i 5955 cGy (WIECZÓR) dawki spadły do wartości 5752 cGy (RANO) i 5949 cGy (WIECZÓR) dla PTV. Podsumowując dla obszaru GTV różnica pomiędzy TPS, a COMPUTED 2.3%, dla CTV 1.9% aż do -1.55% dla PTV.

Rysunek 33 przedstawia zależność dawki średniej (AVERAGE) dla objętości tarczowych.

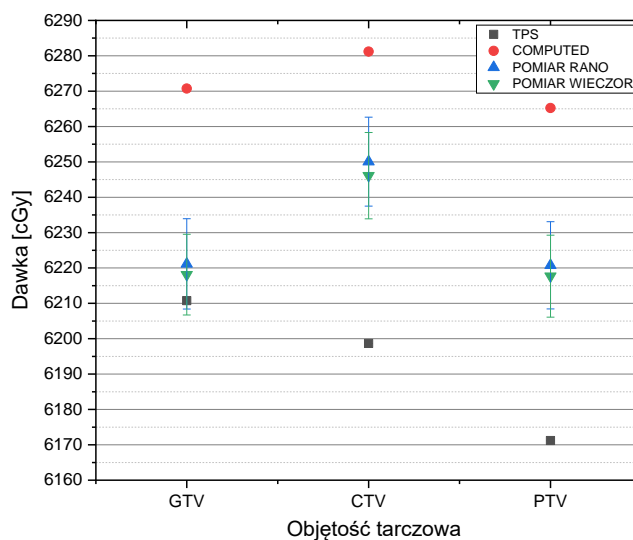




**Rysunek 33** Wykres zależności uśrednionych wartości dawek w obszarze klatki piersiowej otrzymanych z TPS, oprogramowania Compass (COMPUTED) oraz z wykonanych pomiarów (RANO/WIECZÓR) z uwzględnieniem niepewności od parametru dawki AVERAGE, dla obszaru GTV, CTV i PTV.

Zauważyć można zarówno, że dawka maleje od GTV, poprzez CTV, aż do PTV, co jest pożądane, a dodatkowo, że dla każdej metody uzyskania wyników z TPS, z przeliczenia w oprogramowaniu Compass (COMPUTED) bądź też z pomiarów (RANO/WIECZÓR) spadek ten jest bardzo zbliżony. Co więcej wartości dla obszaru GTV w TPS (6054 cGy) są dużo mniejsze od wartości z przeliczenia (COMPUTED) (6128 cGy), dla obszaru PTV 6005 cGy dla TPS i wartości 6065 cGy dla dawki z oprogramowania Compass. Zatem różnica dla dawek otrzymanych z TPS oraz COMPUTED dla GTV wynosi 1.24%, dla CTV 1.37%, a dla PTV 1.0%. Wartości dawek z pomiarów z uwzględnieniem niepewności analogicznie zawierają się poniżej przedstawionych wartości procentowych dla poszczególnych obszarów.

Na wykresie (Rysunek 34) zaobserwowano, że wszystkie wartości otrzymane z przeliczenia dawki (COMPUTED) są większe od tych otrzymanych z TPS.



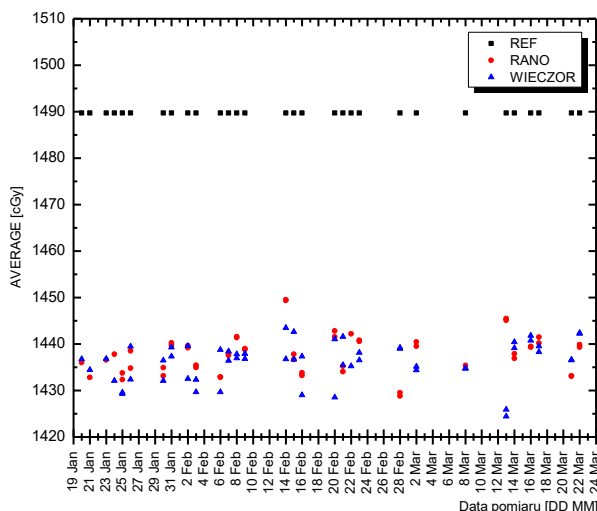
**Rysunek 34.** Wykres zależności uśrednionych wartości dawek w obszarze klatki piersiowej otrzymanych z TPS, oprogramowania Compass (COMPUTED) oraz z wykonanych pomiarów (RANO/WIECZÓR) z uwzględnieniem niepewności od parametru dawki D1, dla obszaru GTV, CTV i PTV.

Dodatkowo pomiary (RANO/WIECZÓR) zawierają się pomiędzy wartościami COMPUTED i TPS, a dla GTV nawet zachodzą na te drugie. Co więcej, różnice pomiędzy wartościami TPS i COMPUTED dla GTV są najmniejsze wynoszące 60 cGy (0.97%) (6210 cGy i 6270 cGy), dla CTV wynoszą odpowiednio 6199 cGy i 6281 cGy (różnica 82 cGy odpowiadająca 1.32%), w PTV dochodząca do 94 cGy równej 1.52% (dawki odpowiednio 6171 cGy dla TPS i 6265 cGy dla COMPUTED). Innym aspektem są wyższe dawki w CTV niż w GTV dla COMPUTED, pomiarów (RANO/WIECZÓR) oraz wartości dla PTV bardzo zbliżone do odpowiednich w GTV, pomimo tego, że w planie leczenia (dawki z TPS) zachowana jest pożądana hierarchia tzn. największa dawki w GTV, potem w CTV a najmniejsza w PTV.

## 5.1.5. NARZĄDY KRYTYCZNE

### 5.1.5.1. PŁUCA

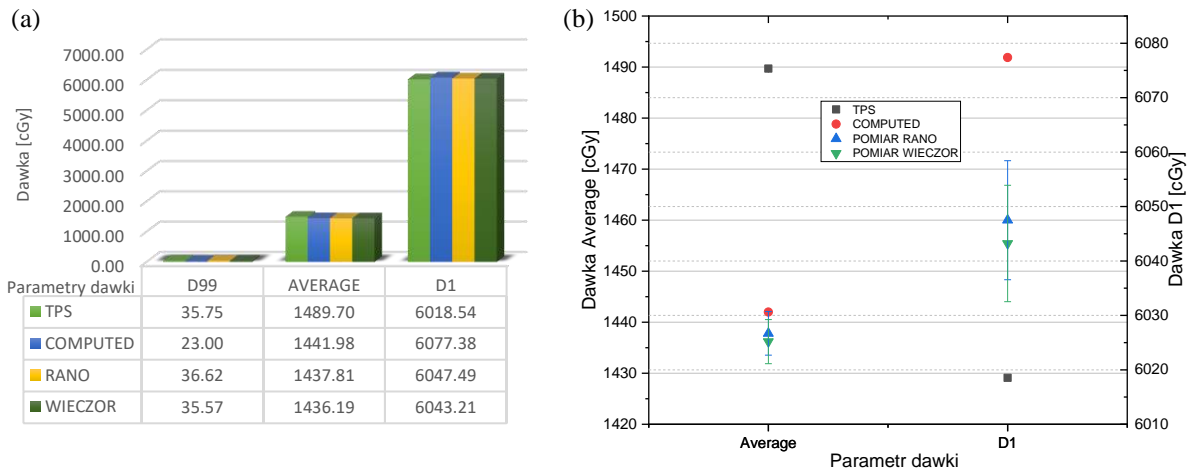
Rysunek 35 reprezentują wartości parametru AVERAGE dla obu płuc. Pomimo, że wartości na osi rzędnych są dużo mniejsze (~1450 cGy) od dawki zaplanowanej (6000 cGy) to wykres przypomina Rysunek 28 dla D99 dla PTV.



**Rysunek 35.** Wykres wartości dawek otrzymanych z TPS oraz z wykonanych pomiarów w ciągu 30 dni (RANO/WIECZÓR) dla parametru AVERAGE dla płuc w zależności od dnia pomiaru (od 19 Jan do 23 Mar).

Wartość referencyjna jest większa od wartości otrzymanych z pomiarów (RANO/WIECZÓR) o średnio o około -3.7%, a aż -4.4% dla najwyższego odchylenia.

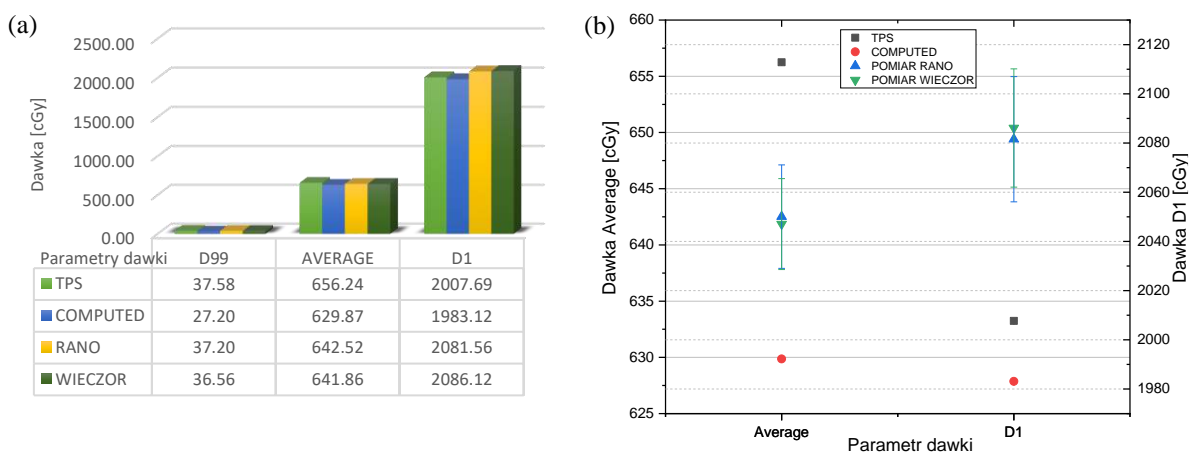
Pierwszym aspektem widocznym na Rysunku 36a są zdecydowane różnice w dawkach dla D99, AVERAGE i D1, co wynika z faktu, że płuca są narządem krytycznym dla naświetlanej objętości tarczowej w klatce piersiowej. Dodatkowo wartości parametru D1 przekraczają dawkę całkowitą w planie leczenia, co jest oczywiste, z uwagi na fakt, że guz nowotworowy znajduje się właśnie w płucach (ich objętości mają część wspólną). Parametr D99 nie jest istotny dla płuc z punktu widzenia oceny zgodności weryfikacji z planem z TPS, dlatego na Rysunku 36b zaprezentowano tylko zależności dawek dla AVERAGE i D1.



**Rysunek 36.** Wykres zależności dawki w obszarze klatki piersiowej dla płuc otrzymanych z TPS , oprogramowania Compass (COMPUTED) oraz z wykonanych pomiarów (RANO/WIECZÓR): (a) od parametrów dawki D99, AVERAGE i D1, (b) z uwzględnieniem niepewności od parametrów dawki AVERAGE i D1.

Na Rysunku 36a wartość średnia (AVERAGE) pozwala ocenić w pewnym stopniu bezpieczeństwo leczenia (dawka krytyczna na płuca przypada na 30% ich objętości). Dodatkowo wartość D99 dla dawki otrzymanej z przeliczenia w oprogramowaniu Compass jest znacząco niższa niż pozostałe wartości dawek. Wartość z pomiaru porannego (RANO) dla parametru D99 jest większa od wartości z TPS, jednak w przypadku płuc nie jest to istotny parametr do oceny poprawności weryfikacji planu leczenia. Widoczne na Rysunku 36b wartości dawek dla parametru AVERAGE są dla COMPUTED oraz pomiarów (RANO/WIECZÓR) bardzo zbliżone, uwzględniając niepewności nawet zachodzą na siebie. Dodatkowo, wszystkie są zdecydowanie mniejsze od wartości z TPS. Inaczej wyglądają różnice dla parametru D1, gdzie dawka z TPS jest zdecydowanie niższa od wartości COMPUTED, a wartości z pomiarów (RANO/WIECZÓR) znajdują się pomiędzy nimi. Uwagę zwracają dosyć duże niepewności dawek dla pomiarów sięgające około  $\pm 11$  cGy (dla porównania dla parametru AVERAGE niepewności wynoszą około  $\pm 4.3$  cGy).

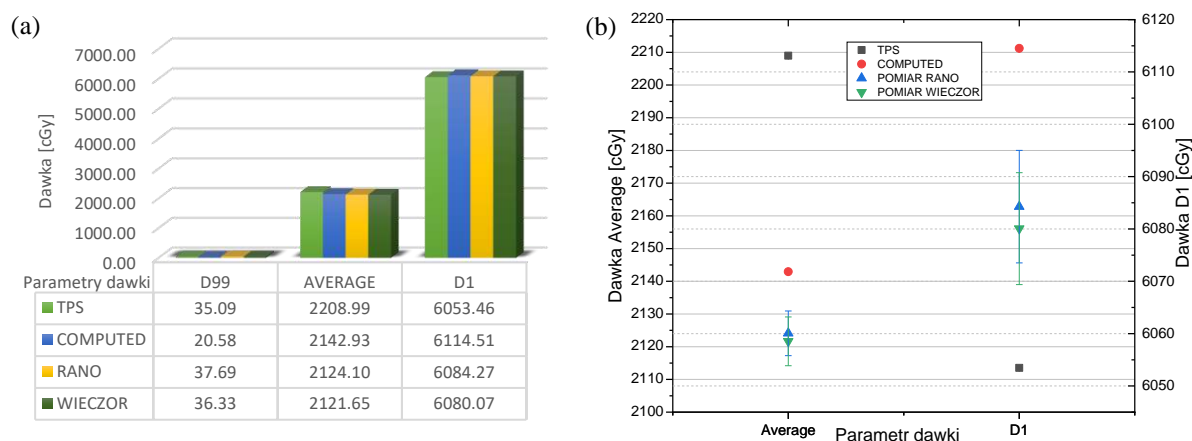
Podobnie jak dla obu płuc Rysunek 37a przedstawia różnice w dawkach dla różnych parametrów dla płuca lewego. Na Rysunek 37b zilustrowano parametry AVERAGE i D1.



**Rysunek 37.** Wykres zależności dawki w obszarze klatki piersiowej dla płuca lewego otrzymanych z TPS , oprogramowania Compass (COMPUTED) oraz z wykonanych pomiarów (RANO/WIECZÓR): (a) od parametrów dawki D99, AVERAGE i D1, (b) z uwzględnieniem niepewności od parametrów dawki AVERAGE i D1.

Identycznie jak dla obu płuc na Rysunku 37a wartość dawki z COMPUTED dla D99 jest zdecydowanie niższa od pozostałych, a dla pozostałych parametrów także przyjmuje najniższe wartości. Co więcej od razu widać, że guz nowotworowy znajduje się w drugim płucu (płucu prawym), ponieważ parametr D1 jest dużo niższy od wartości planowanej dawki całkowitej (6000 cGy). Dla AVERAGE dawka z TPS jest największa (653 cGy), a dla COMPUTED najmniejsza (630 cGy), jednak te różnice w odniesieniu do wartości dawki całkowitej (6000 cGy) są mało istotne. Wartości z pomiarów (RANO/WIECZÓR) wynoszą około  $642 \pm 4$  cGy także nie wnoszą wiele (Rysunek 37b). Ciekawe natomiast może być to, że dla parametru D1 wartości RANO/WIECZÓR przyjmują największe wartości, a TPS i COMPUTED są zbliżone do siebie. Uwagę zwracają jednak niepewności pomiarowe rzędu 25 cGy, które dla wartości w granicach 2000 cGy są dosyć duże (ponad 1%).

Płuco prawe analizowano analogicznie do płuca lewego. Wykres na Rysunku 38 przedstawia wartości dawek otrzymanych z TPS, COMPUTED oraz POMIARÓW dla różnych parametrów.

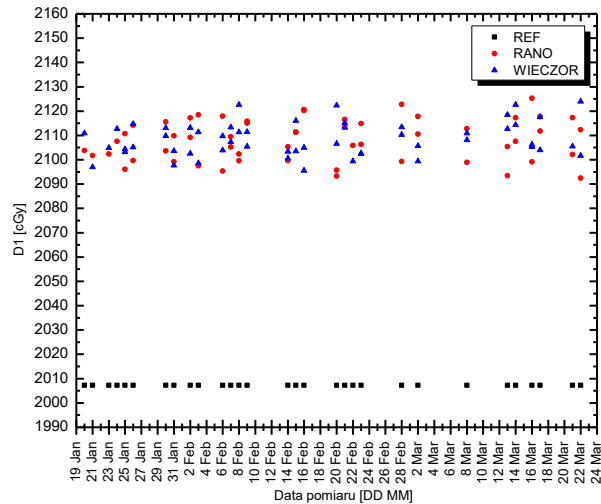


**Rysunek 38.** Wykres zależności dawki w obszarze klatki piersiowej dla płuca prawego otrzymanych z TPS, oprogramowania Compass (COMPUTED) oraz z wykonanych pomiarów (RANO/WIECZÓR): (a) od parametrów dawki D99, AVERAGE i D1, (b) z uwzględnieniem niepewności od parametrów dawki AVERAGE i D1.

Podobnie jak dla płuca prawego wartość D99 dla COMPUTED jest najmniejsza. Wartość AVERAGE osiąga największą wartość dla TPS (2209 cGy), a wartości otrzymane z pomiarów (RANO/WIECZÓR) oraz COMPUTED są nieznacznie niższe. Parametr D1 dla wszystkich mechanizmów uzyskania dawek są w okolicach dawki całkowitej, co wynika z faktu, że obszar tarczowy znajduje się w płucu prawym. Najmniejsza otrzymana dawka pochodzi z TPS (6053 cGy), wartość COMPUTED wynosi prawie 6115 cGy, wartości otrzymane z pomiarów RANO/WIECZÓR zawarte są pomiędzy TPS, a COMPUTED, ale ich niepewności są relatywnie duże. Jednak różnica pomiędzy największą, a najmniejszą otrzymaną wartością jest na poziomie 1% (Rysunek 38b), co w sytuacji, kiedy w narzędziu analizowanym znajduje się obszar guza nowotworowego nie jest dużą wartością.

#### 5.1.5.2. KANAŁ KRĘGOWY

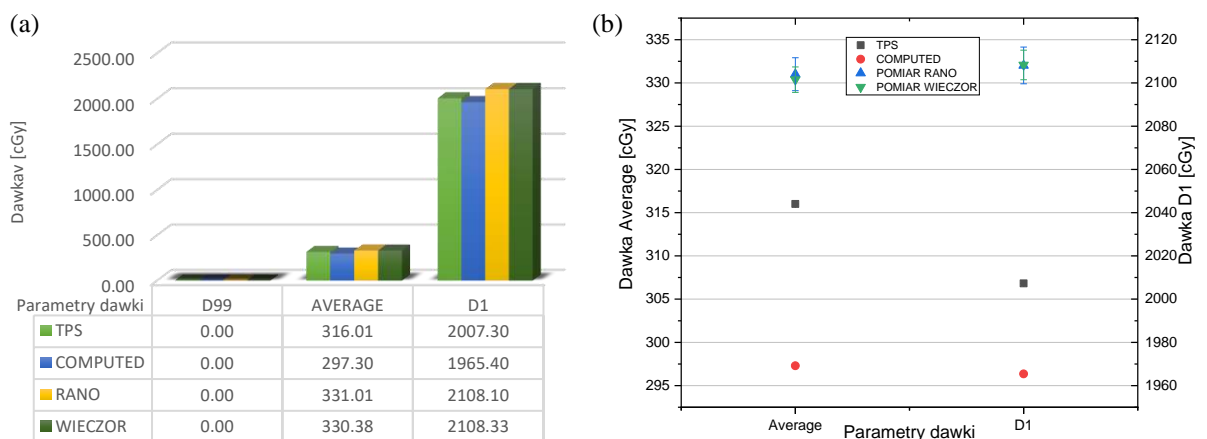
Rysunek 39 przedstawia dawkę maksymalną (D1) dla kanału kręgowego. Z uwagi na fakt, że są to wartości dużo mniejsze od wartości dawki całkowitej (6000 cGy), wartości otrzymane z pomiarów powyżej tych z TPS nie będą tak istotne.



**Rysunek 39.** Wykres wartości dawek w obszarze klatki piersiowej otrzymanych z TPS oraz z wykonanych pomiarów w ciągu 30 dni (RANO/WIECZÓR) dla parametru D1 dla kanału kręgowego w zależności od dnia pomiaru (od 19 Jan do 23 Mar).

Niestety dla kanału kręgowego średnie odchylenie wynosi ponad 5% (5.13%), od najwyższego sięgającego 5.9%, aż do najniższego 4.14%. Jak wspomniano wcześniej, dla oceny tego wyniku weryfikacji uzyskane 5% nie jest problematyczne, natomiast należy o nim pamiętać w sytuacji, gdyby pacjentka wymagała kolejnego leczenia, zwłaszcza w podobnym obszarze.

Nowym, istotnym z punktu widzenia analizy w ocenie zaprezentowanych dotychczas wykresów, na Rysunku 40a jest dawka dla parametru D99 wynosząca 0 cGy dla wszystkich metod. Wynika to przede wszystkim z faktu, że kanał kręgowy jest strukturą rozciągającą się od okoli szyi, aż do okolic miednicy przechodząc w tzw. koński ogon, co oznacza, że dla obszaru klatki piersiowej kanał jest wrysowany na wszystkich przekrojach tomografii komputerowej, na której odbywa się planowanie, dlatego jego dokładna analiza jest istotna. Wykres (Rysunek 40b) przedstawia tylko parametry AVERAGE oraz D1.

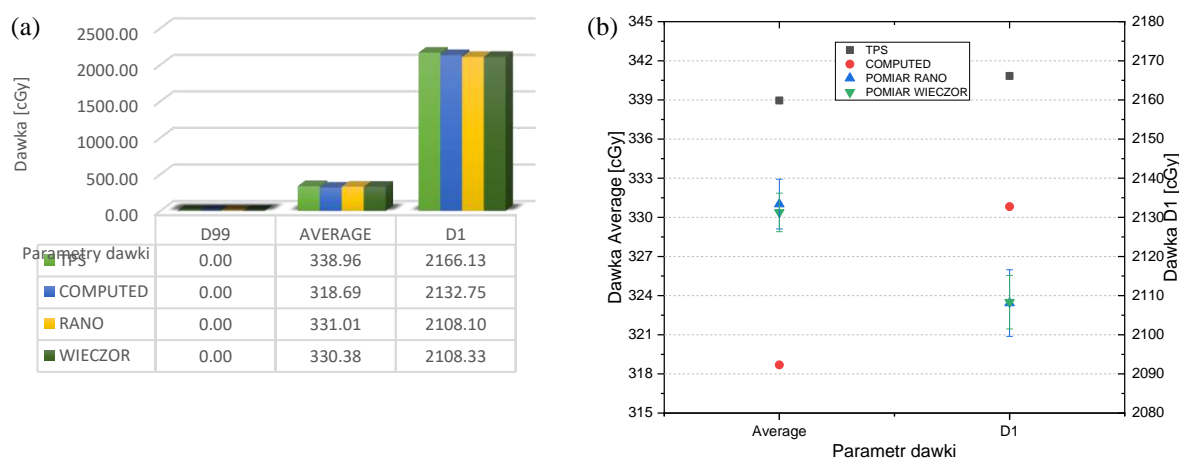


**Rysunek 40.** Wykres zależności dawki w obszarze klatki piersiowej dla kanału kręgowego otrzymanych z TPS, oprogramowania Compass (COMPUTED) oraz z wykonanych pomiarów (RANO/WIECZÓR): (a) od parametrów dawki D99, AVERAGE i D1, (b) z uwzględnieniem niepewności od parametrów dawki AVERAGE i D1.

W rezultacie są miejsca, gdzie nie dociera żadna dawka z zaplanowanego planu leczenia, dlatego wartość wynosi 0 cGy. Na Rysunku 40a wartości AVERAGE

dla COMPUTED są najmniejsze, ale niewiele od tych otrzymanych z TPS, natomiast najwyższe wartości pochodzą z pomiarów (RANO/WIECZÓR). Najważniejszym parametrem w przypadku tej struktury jest D1, która również najniższą wartość odnotowuje dla COMPUTED, a najwyższe wartości dla dawek otrzymanych z pomiarów (RANO/WIECZÓR), które są o około 100 cGy większe od odpowiadających z TPS. Jak wspomniano powyżej dla obu parametrów w porównaniu do dawek z TPS wartości COMPUTED są niższe, natomiast z pomiarów zdecydowanie wyższe (dla D1 nawet 100 cGy różnicy). Co więcej na Rysunku 40b widać, że rozbieżności wyników z pomiarów (RANO/WIECZÓR) nie są duże. Dla takich różnic problemem byłby przypadek, w którym dawka na kanał kręgowy z TPS wynosiłaby około 4500 cGy (przyjęta w KCO wartość tolerancji), a w wyniku weryfikacji pomiar pokazywałby 100 cGy więcej. Dla analizowanego przypadku, wartości są na tyle niewielkie, że większa dawka w pomiarach nie jest problemem.

Podobnie jak dla samego kanału kręgowego (Rysunek 40), wartości dawki zobrazowane na Rysunku 41 dla parametru D99 wynoszą 0 cGy. Tak naprawdę analizując kanał kręgowy z marginesem, analizujemy tą samą strukturę. Oczywiście ma to ogromne znaczenie w sytuacji, gdy kanał kręgowy znajduje się blisko obszaru tarczowego. Jednak w tym przypadku tak nie jest, więc dokładna analiza jest identyczna jak dla samej struktury (kanał kręgowy).



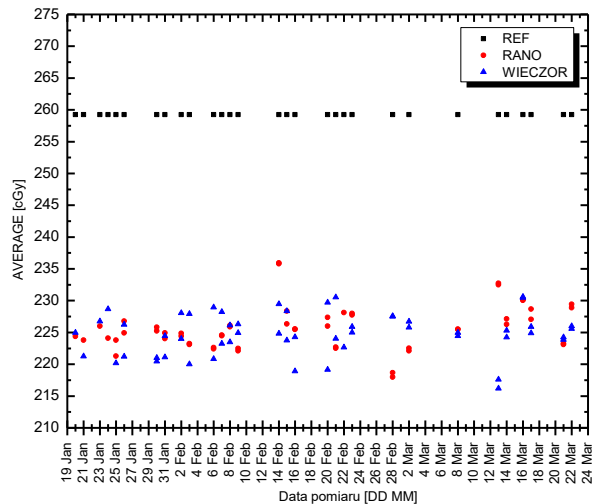
**Rysunek 41.** Wykres zależności dawki w obszarze klatki piersiowej dla kanału kręgowego z trzymilimetrowym marginesem otrzymanych z TPS, oprogramowania Compass (COMPUTED) oraz z wykonanych pomiarów (RANO/WIECZÓR):

(a) od parametrów dawki D99, AVERAGE i D1, (b) z uwzględnieniem niepewności od parametrów dawki AVERAGE i D1.

Wartość AVERAGE (339 cGy) i D1 (2166 cGy) jest największa dla dawki z TPS na Rysunku 41. W przypadku parametru AVERAGE wartość COMPUTED jest o 20 cGy mniejsza, natomiast pomiary (RANO/WIECZÓR) są nieznacznie mniejsze (8-9 cGy) od wartości TPS. Dla D1 wartości z pomiarów (RANO/WIECZÓR) notują najniższe wartości (2108 cGy), a wartość z COMPUTED (2133 cGy) jest pomiędzy wartością z TPS a pomiarami. Tak samo jak dla samego kanału kręgowego to wartość parametru D1 ma kluczowe znaczenia dla oceny poprawności weryfikacji planu leczenia, jednak w analizowanej sytuacji jest ona na tyle niska (w odniesieniu do wartości dawki zadanej = 6000 cGy), że różnice pomiędzy poszczególnymi mechanizmami nie są znaczące. Na Rysunku 41b dla parametru AVERAGE są to różnice rzędu 2% dla pomiarów (RANO/WIECZÓR) oraz około 6% dla COMPUTED. Dla D1 różnice pomiędzy TPS, a COMPUTED to około 1.5%, a w porównaniu z pomiarami (RANO/WIECZÓR) to wartości rzędu 2.6%.

## 5.1.5.3. SERCE

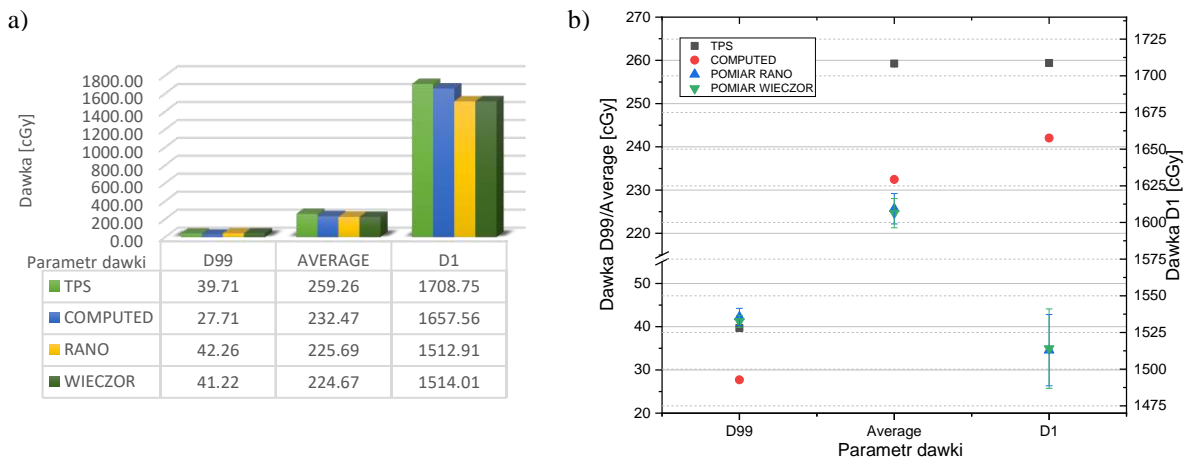
W przypadku narządu jakim jest serce obserwujemy podobną relację jak dla płuc (Rysunek 35), bądź D99 dla PTV (Rysunek 28), gdzie pomiary reprezentują wartości mniejsze od otrzymanych z TPS. Należy jednak pamiętać, że taki wynik może być skutkiem bardzo niewielkiej dawki (rzędu 250 cGy), będącej dla obszarów tarczowych jedynie dawką frakcyjną. W związku z czym na Rysunku 42 różnica dla średnich wartości z pomiarów w odniesieniu do wartości referencyjnej wynosząca niecałe 13.5 % nikogo nie powinna wzbudzać obaw.



**Rysunek 42.** Wykres wartości dawek w obszarze klatki piersiowej otrzymanych z TPS oraz z wykonanych pomiarów w ciągu 30 dni (RANO/WIECZÓR) dla parametru AVERAGE dla serce w zależności od dnia pomiaru (od 19 Jan do 23 Mar).

Wartość najbliższa referencyjnej różni się o 8.9% (co stanowi zaledwie 23 cGy), a najbardziej oddalona to 17% (co równa się 44 cGy).

Na Rysunku 43 dawka dla parametru D99 dla serca jest najmniejsza dla COMPUTED, pozostałe dawki utrzymują się na podobnym poziomie (około 40 cGy). Wykres na Rysunku 43b przedstawia różnice w dawkach dla różnych parametrów dla serca.



**Rysunek 43.** Wykres zależności dawki w obszarze klatki piersiowej dla kanału kręgowego z trzymilimetrym marginesem otrzymanych z TPS, oprogramowania Compass (COMPUTED) oraz z wykonanych pomiarów

(RANO/WIECZÓR): a) od parametrów dawki D99, AVERAGE i D1, b) z uwzględnieniem niepewności od parametrów dawki D99, AVERAGE i D1.

Na Rysunku 43 o ile parametr D99 odpowiada stosunkowo niewielkim różnicom, o tyle parametr AVERAGE i D1 mogą istotnie wpływać. Jednak bardzo niskie dawki obu parametrów nie mają największego znaczenia dla oceny poprawności weryfikacji planu leczenia. Ważniejszym dla narządu krytycznego jakim jest serce jest parametr AVERAGE, którego dawka uzyskana z TPS jest największa (259 cGy), a wartości otrzymane z przeliczenia (COMPUTED) oraz z pomiarów (RANO/WIECZÓR) są niższe (w okolicach 225–230 cGy). Istotne różnice zaobserwować można także dla parametru D1, gdzie dawka z TPS jest o 50 cGy większa od otrzymanej z przeliczenia (COMPUTED) oraz aż o około 200 cGy większa od otrzymanej z pomiarów (RANO/WIECZÓR). Taka różnica nie jest jednak problemem, ponieważ dawka jest dużo mniejsza od dawki całkowitej (6000 cGy), a dodatkowo wartość mniejsza zawsze korzystnie wpływa na narząd krytyczny.

Podsumowując region klatki piersiowej zarówno dla obszarów tarczowych (GTV, CTV i PTV) jak i dla narządów krytycznych nie zaobserwowano żadnych wartości przekraczających wartości krytyczne, bądź referencyjne. Wszystkie parametry oceny weryfikacji planów leczenia zawierały się w dopuszczalnych przedziałach wartości, bez względu na to, czy uzyskane dane zostały przy pomocy oprogramowania Compass (COMPUTED) czy z pomiarów (RANO/WIECZÓR).

## 5.2.OBSZAR GŁOWY I SZYI

Pacjentem był 66 letni mężczyzna skierowany z poradni onkologicznej z rozpoznaniem raka krtani. Chory po częściowej laryngektomii, zakwalifikowany do uzupełniającej radioterapii na obszar krtani wraz z węzłami chłonnyymi szyi grupy od II do V do dawki całkowitej 5000 cGy w 25 fr. (dawka frakcyjna 200 cGy). Plan leczenia został wykonany w systemie planowania MONACO 3.30.

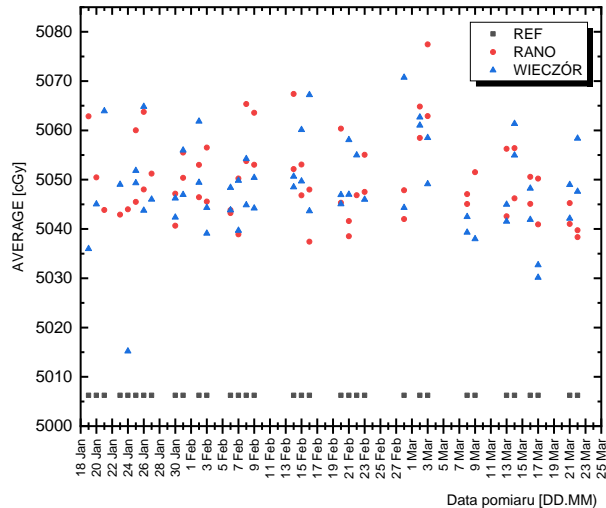
Narządami, które wzięto pod uwagę przy optymalizacji planu leczenia były: obszary CTV i PTV, kanał kręgowy, kanał kręgowy z trzymilimetrowym marginesem, pień mózgu, pień mózgu z trzymilimetrowym marginesem, ślinianka przyuszna lewa, ślinianka przyuszna prawa oraz żuchwa.

Dla obszarów guza nowotworowego (CTV oraz PTV) istotne są wartości minimum (co najmniej 95% wartości dawki całkowitej tzn. 4750 cGy), wartość średnia (powinna zawierać się pomiędzy 100%, a 102% wartości dawki całkowitej tzn. 5000 cGy – 5100 cGy) oraz wartość maksimum wartość co najwyżej 107% wartości dawki całkowitej tzn. 5350 cGy.

### 5.2.1. OBSZAR CTV

Rysunek 44 przedstawia wyniki pomiarów dla parametru AVERAGE dla CTV w obszarze głowy/szyi oraz wartość z TPS (REF).

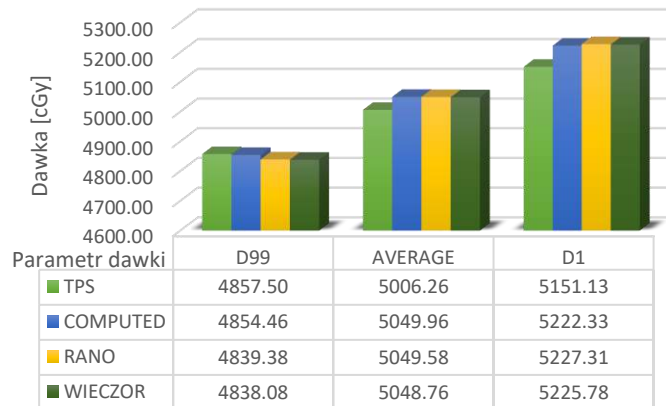




**Rysunek 44.** Wykres wartości dawek w obszarze głowy/szyi otrzymanych z TPS oraz z wykonanych pomiarów w ciągu 30 dni (RANO/WIECZÓR) dla parametru AVERAGE dla CTV w zależności od dnia pomiaru (od 19 Jan do 23 Mar).

Różnica dla średniej dawki z pomiarów w odniesieniu do wartości z TPS wynosi około 0.86%. Największe wychylenie wynosi 1.4%, a najmniejsze zaledwie 0.16%. Należy zwrócić uwagę, że wartości z pomiarów znajdują się powyżej wartości z TPS, a więc dawka jest większa.

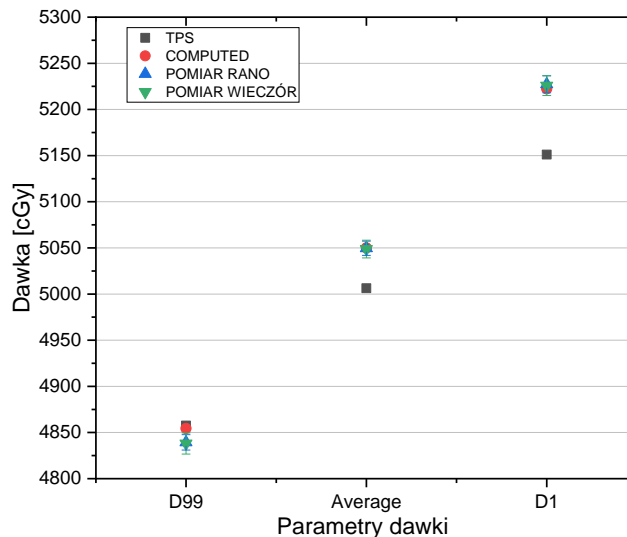
Wykres na Rysunku 45 przedstawia różnice dawek dla poszczególnych parametrów dawki obszaru CTV.



**Rysunek 45.** Wykres zależności dawki otrzymanych z TPS, oprogramowania Compass (COMPUTED) oraz z wykonanych pomiarów (RANO/WIECZÓR) od parametrów dawki D99, AVERAGE i D1 dla obszaru CTV.

Dla parametrów AVERAGE oraz D1 dawki uzyskane z COMPUTED oraz z pomiarów (RANO/WIECZÓR) są większe od uzyskanych z TPS o 70-80 cGy. Dla D99 największą wartością dawki charakteryzuje się TPS, pozostałe są niższe o około 20 cGy.

Rysunek 46 przedstawia, że dawki średnie (AVERAGE) oraz maksymalne (D1) z TPS są niższe (o odpowiednio 0.8% oraz 1.45%) od odpowiadających wartości dla komputerowego przeliczenia w oprogramowaniu Compass (COMPUTED) oraz wykonanych pomiarów (RANO oraz WIECZÓR).

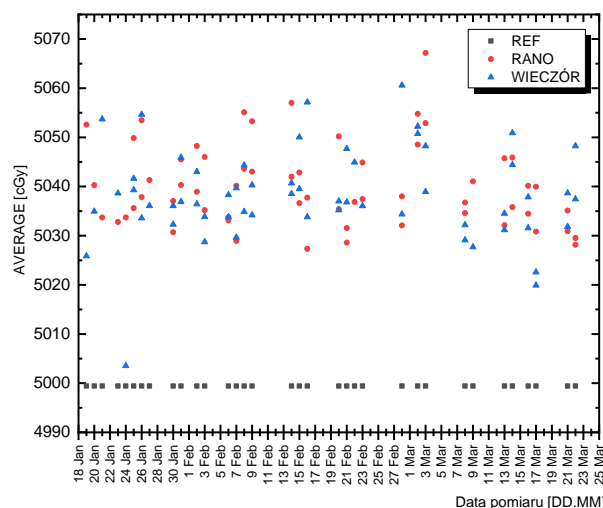


**Rysunek 46.** Wykres zależności uśrednionych wartości dawek w obszarze głowy/szyi otrzymanych z TPS, oprogramowania Compass (COMPUTED) oraz z wykonanych pomiarów (RANO/WIECZÓR) z uwzględnieniem niepewności od parametrów dawki D99, AVERAGE i D1 dla obszaru CTV.

Dla D99 wartości z pomiarów są niższe od COMPUTED i TPS. Różnice w otrzymanych wartościach dawek D99 wszystkimi metodami nie różnią się znacząco (około 0.3%).

### 5.2.2. OBSZAR PTV

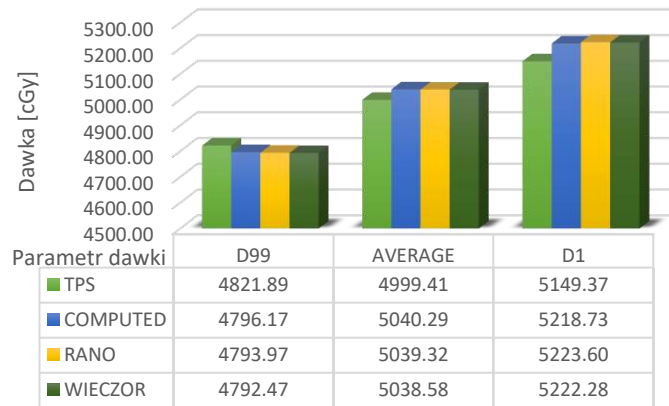
Podobnie jak na Rysunku 44 rozkład wyników pomiarów oraz wartości z TPS (REF) przedstawiony jest na Rysunku 47.



**Rysunek 47.** Wykres wartości dawek w obszarze głowy/szyi otrzymanych z TPS oraz z wykonanych pomiarów w ciągu 30 dni (RANO/WIECZÓR) dla parametru AVERAGE dla PTV w zależności od dnia pomiaru (od 19 Jan do 23 Mar).

Wszystkie wyniki pomiarów znajdują się powyżej wartości z TPS. Średnie różnice dla pomiarów wynoszą 0.8%, największe odchylenie sięga 1.34%, a najmniejsze 0.1%. Dla obszaru PTV analiza wygląda adekwatnie jak dla CTV. Wszystkie wartości spełniają kryteria akceptacji weryfikacji.

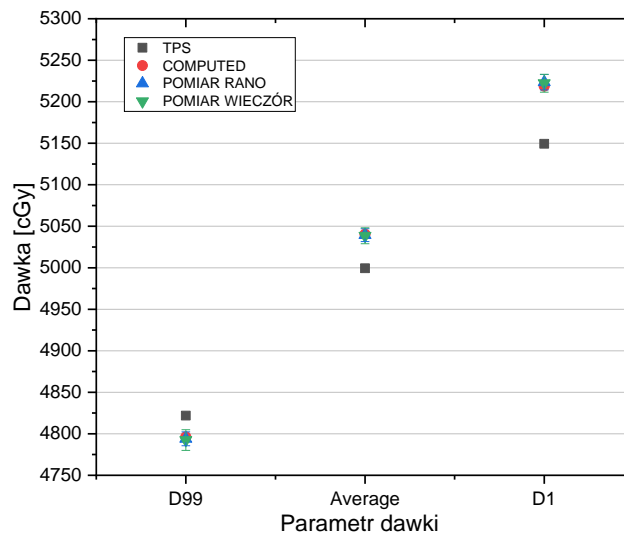
Rysunek 48 przedstawia podobną tendencję dla wartości dawek otrzymanych z TPS, jak w przypadku obszaru CTV, większa wartość dla D99 oraz mniejsze od pozostałych metod wartości dla AVERAGE i D1.



**Rysunek 48.** Wykres zależności dawki w obszarze głowy/szyi otrzymanych z TPS, oprogramowania Compass (COMPUTED) oraz z wykonanych pomiarów (RANO/WIECZÓR) od parametrów dawki D99, AVERAGE i D1 dla obszaru PTV.

Co ciekawe wartość średnia (AVERAGE) dla TPS jest mniejsza od wartości dawki zadanej wynoszącej 5000 cGy.

Rysunek 49 przedstawia dawki otrzymane różnymi metodami (TPS, COMPUTED, POMIAR RANO/WIECZÓR) dla PTV w obszarze głowy/szyi.

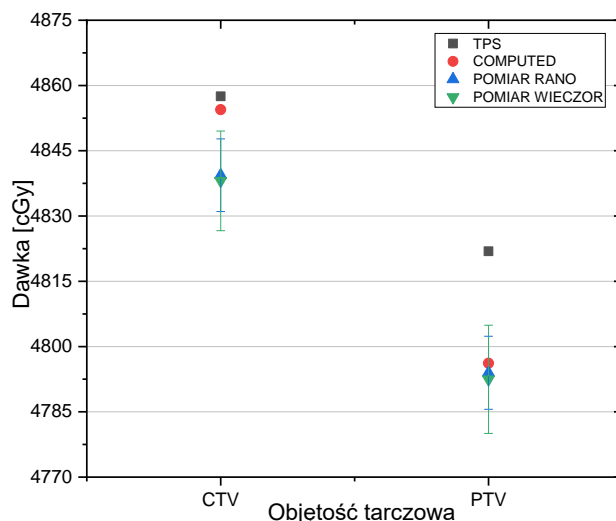


**Rysunek 49.** Wykres zależności uśrednionych wartości dawek w obszarze głowy/szyi otrzymanych z TPS, oprogramowania Compass (COMPUTED) oraz z wykonanych pomiarów (RANO/WIECZÓR) z uwzględnieniem niepewności od parametrów dawki D99, AVERAGE i D1 dla obszaru PTV.

Różnice pomiędzy wartościami z TPS, a pozostałymi sposobami są najmniejsze dla D99 (-0.72%), a największe dla D1 (1.45%). We wszystkich parametrach, dawki z pomiarów pokrywają się z otrzymanymi z przeliczenie (COMPUTED). Dla D99 wartość TPS jest wyższa od pozostałych sposobów wyznaczania dawki, natomiast dla D1 oraz AVERAGE wartości z TPS są niższe.

### 5.2.3. OBSZAR TARCZOWY – TARGET

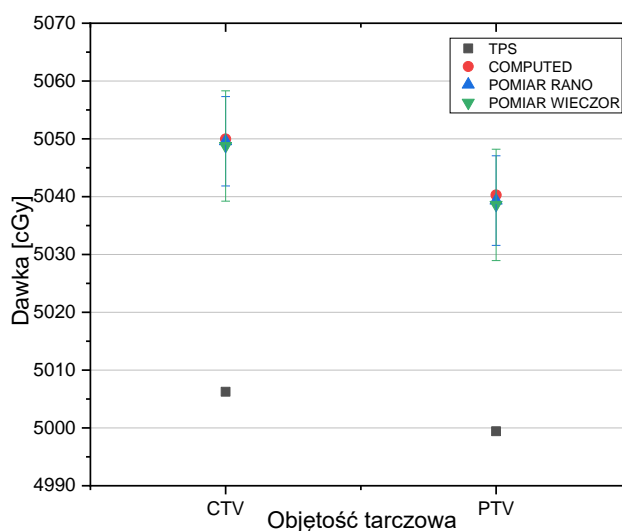
Na Rysunku 50 parametr D99 jest mniejszy dla PTV niż CTV dla wszystkich metod zastosowanych w dysertacji, co jest pożądane w planowaniu leczenia. Co więcej wartości dla PTV i CTV nie zachodzą na siebie.



**Rysunek 50.** Wykres zależności uśrednionych wartości dawek w obszarze głowy/szyi otrzymanych z TPS, oprogramowania Compass (COMPUTED) oraz z wykonanych pomiarów (RANO/WIECZÓR) z uwzględnieniem niepewności od parametru dawki D99 dla obszaru CTV i PTV.

Dla CTV różnica pomiędzy wartościami dawki z pomiarów (RANO/WIECZÓR), a otrzymanymi z TPS wynosi  $-0.41\%$ , natomiast wartość z systemu Compass (COMPUTED) nieznacznie różni się od wartości z TPS. Dla PTV różnica dla tych samych metod wynosi  $0.56\%$ , co więcej wartość COMPUTED jest zbliżona do wartości z pomiarów (zawiera się w granicach niepewności pomiarowych).

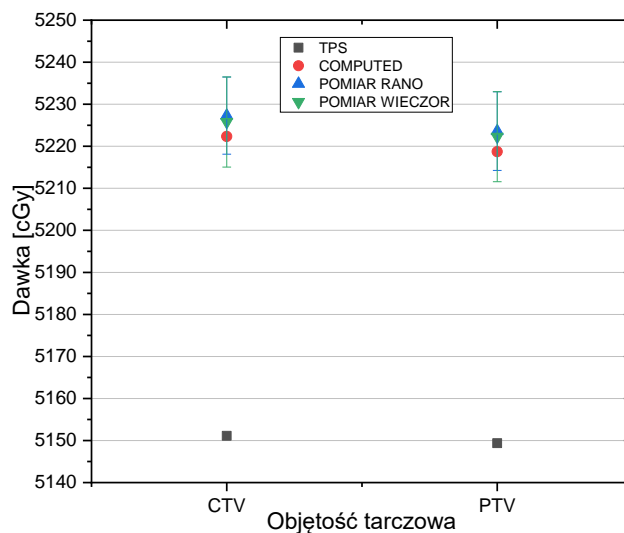
W tym zestawieniu (Rysunek 51) zależność między dawkami w CTV i PTV także została zachowana (wyższe wartości dawki w CTV względem PTV).



**Rysunek 51.** Wykres zależności uśrednionych wartości dawek w obszarze głowy/szyi otrzymanych z TPS, oprogramowania Compass (COMPUTED) oraz z wykonanych pomiarów (RANO/WIECZÓR) z uwzględnieniem niepewności od parametru dawki AVERAGE dla obszaru CTV i PTV.

W dodatku wartości otrzymane z pomiarów dla CTV i PTV zachodzą na siebie, co również uważa się za pożądane, z uwagi na to, że rozkłady dawek w obu obszarach są jednorodnie i konformalne. Dawki otrzymane z systemu Compass (COMPUTED) zawierają się w rozrzucie wyników otrzymanych z pomiarów (RANO/WIECZÓR).

Podobnie jak dla parametru AVERAGE wygląda rozrzut dawek dla D1 na Rysunku 52.



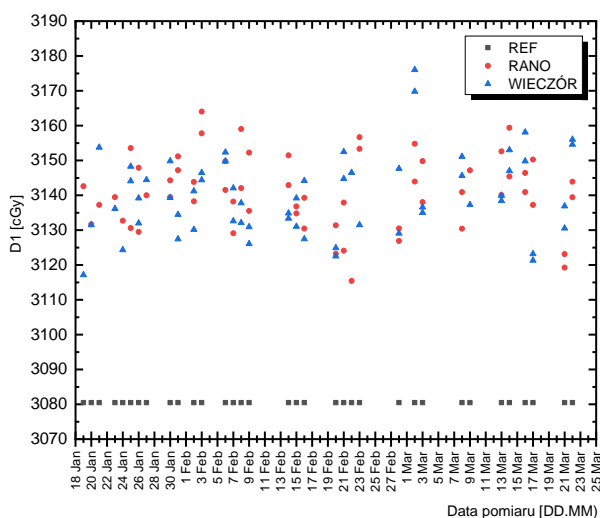
**Rysunek 52.** Wykres zależności uśrednionych wartości dawek w obszarze głowy/szyi otrzymanych z TPS, oprogramowania Compass (COMPUTED) oraz z wykonanych pomiarów (RANO/WIECZÓR) z uwzględnieniem niepewności od parametru dawki D1 dla obszaru CTV i PTV.

Niewielkie różnice w dawkach CTV i PTV dla TPS świadczą, że plan nie zawiera gorących punktów (hot spot). Dodatkowo wyniki w pomiarów oraz wartości otrzymane z systemu Compass (COMPUTED) zachodzą na siebie i nie różnią się znacząco pomiędzy strukturami PTV i CTV. Różnica, jaką można zaobserwować w porównaniu z Rysunkiem 51, dotyczy wyniku uzyskanego z COMPUTED, ponieważ dla AVERAGE jego wartość była większa od średniej wartości otrzymanej z pomiarów, a w przypadku D1 jest ona niższa.

## 5.2.4. NARZĄDY KRYTYCZNE

### 5.2.4.1. KANAŁ KRĘGOWY

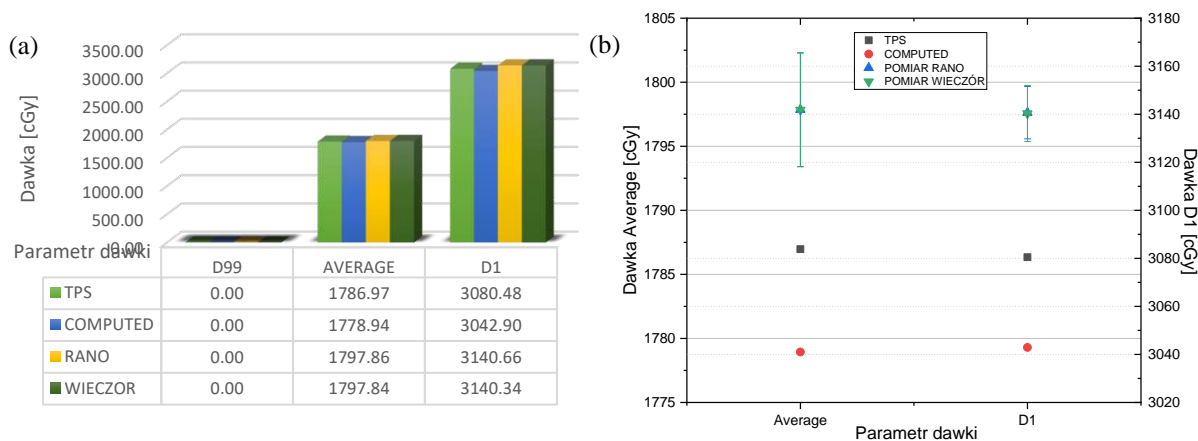
Rysunek 53 prezentuje dawkę maksymalną uzyskaną z pomiarów (RANO/WIECZÓR) oraz z TPS dla kanału kręgowego w obszarze głowy/szyi.



**Rysunek 53.** Wykres wartości dawek w obszarze głowy/szyi otrzymanych z TPS oraz z wykonanych pomiarów w ciągu 30 dni (RANO/WIECZÓR) dla parametru D1 dla kanału kręgowego w zależności od dnia pomiaru (od 19 Jan do 23 Mar).

Widoczne jest, że dawka uzyskana z TPS (REF) jest niższa od wartości z pomiarów o średnio 1.9%. Największa zaobserwowana różnica wynosi około 3.0%, najmniejsza natomiast około 1.1%. Należy jednak pamiętać, że wartości te wynikają także z rzeczywistej dawki (około 3100 cGy), która jest mniejsza od dawki całkowitej na obszar tarczowy (5000 cGy).

Dla struktury jaką jest kanał kręgowy identycznie analizuje się wartości parametrów D99, AVERAGE oraz D1 jak dla obszaru klatki piersiowej (Podrozdział 5.1.5.2). Na Rysunku 54a analogicznie wartości D99 wynoszą 0 cGy. Rysunek 54b obrazuje rozrzut wyników pomiędzy zastosowanymi metodami. Skala po lewej stronie (linia ciągła) odpowiada wartości AVERAGE, skala po prawej stronie wykresu (linia kropkowana przerywana) dotyczy parametru D1. Pomimo różnych wartości dla średniej i maksymalnej dawki zależności są takie same.



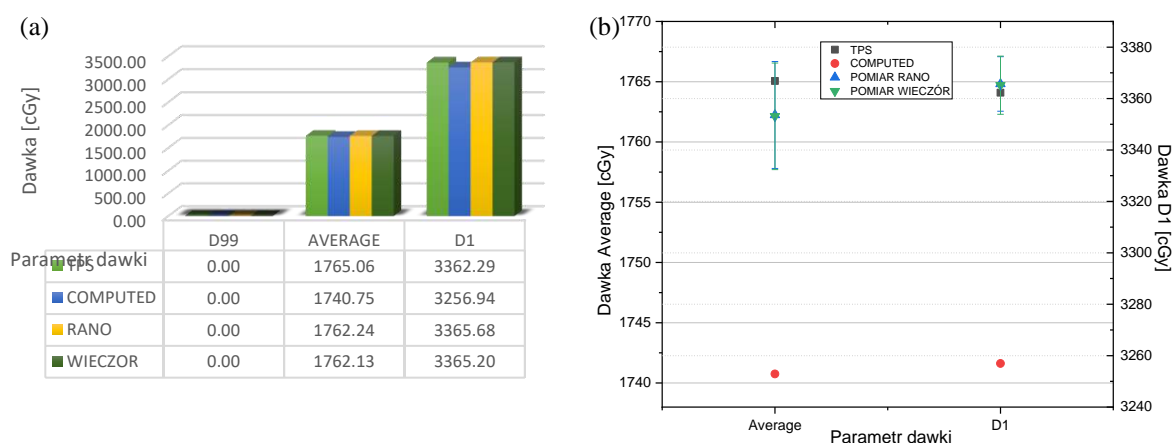
**Rysunek 54.** Wykres zależności dawki w obszarze głowy/szyi dla kanału kręgowego otrzymanych z TPS, oprogramowania Compass (COMPUTED) oraz z wykonanych pomiarów (RANO/WIECZÓR): (a) od parametrów dawki D99, AVERAGE i D1, (b) z uwzględnieniem niepewności od parametrów dawki AVERAGE i D1.

Wartości średniej dawki wahają się w granicach od 10 do 20 cGy różnicy pomiędzy metodami. Co więcej są to wartości bardzo niskie w porównaniu do dawki zadanej (5000 cGy/25fr.). Dawka D1 jest najmniejsza dla metody COMPUTED, trochę większa

dla TPS oraz największa dla pomiarów (RANO/WIECZÓR). Dodatkowo, wartości otrzymane na akceleratorze (z pomiarów) nie są bliskie wartości tolerancji dla tego narządu (w KCO to 4500 cGy). Różnica w odniesieniu do dawek z TPS wynosi dla AVERAGE odpowiednio 0.6% i -0.45% dla pomiarów i COMPUTED, natomiast analogicznie dla D1 odchylenia procentowe wynoszą 1.95% dla pomiarów oraz -1.23% dla dawki przeliczonej w Compassie.

W rzeczywistości analizując kanał kręgowy z trzymilimetrowym marginesem, analizujemy sam kanał, więc wartości dawki dla parametru D99 także wynoszą 0 cGy. Osobna porównanie wartości dawek dla struktury z jakimkolwiek marginesem ma ogromne znaczenia w przypadku wartości dawek zbliżonych do krytycznych (dla kanału z 3 mm marginesem w KCO jest to 4700 cGy).

Na Rysunku 55a widać, że dawki są zdecydowanie niższe od wartości krytycznych co sprowadza się do analizy identycznej jak dla kanału kręgowego. Rysunek 55b analogicznie do Rysunku 54b przedstawia wartości dawek dla parametrów AVERAGE i D1.

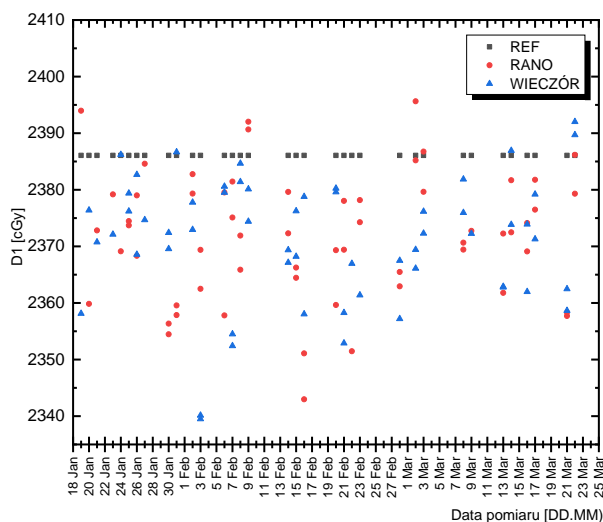


**Rysunek 55.** Wykres zależności dawki w obszarze głowy/szyi dla kanału kręgowego z trzymilimetrowym marginesem otrzymanych z TPS, oprogramowania Compass (COMPUTED) oraz z wykonanych pomiarów (RANO/WIECZÓR): (a) od parametrów dawki D99, AVERAGE i D1, (b) z uwzględnieniem niepewności od parametrów dawki AVERAGE i D1.

Wartość AVERAGE jest największa dla TPS (1765 cGy), niewiele mniejsza dla pomiarów RANO/WIECZÓR i najniższe dla COMPUTED (1740 cGy). Dla parametru D1 ponownie najniższą wartość uzyskujemy dla COMPUTED (3257 cGy), natomiast wartości z TPS oraz z pomiarów (RANO/WIECZÓR) są porównywalne (odpowiednio 3362 cGy i 3365 cGy). Co ciekawe są o niecałej 100 cGy (1 Gy) większe od dawki otrzymanej za pomocą przeliczenia komputerowego w oprogramowaniu Compass. W odniesieniu do wartości granicznej dla tej struktury nawet wartość różnicy 100 cGy nie jest aż tak istotna do oceny poprawności weryfikacji planu leczenia. Uwzględniając niepewności i błędy wynikające z wykonanych pomiarów (RANO/WIECZÓR) otrzymane wyniki pokrywają się z wartościami z TPS. Dla COMPUTED w obu parametrach wartości dawek są niższe odpowiednio dla AVERAGE o 1.4%, a dla D1, aż o 3.3%. Zaobserwowane różnice mogą wynikać z różnicy algorytmów systemu Compass (CCC) w odniesieniu do TPS (MC).

## 5.2.4.2. PIEŃ MÓZGU

Na Rysunku 56 widoczne są wyniki pomiarów w obszarze głowy/szyi dla dawki maksymalnej dla pnia mózgu. Dla tej struktury dawki z pomiarów (RANO/WIECZÓR) oscylują wokół wartości referencyjnej z TPS.



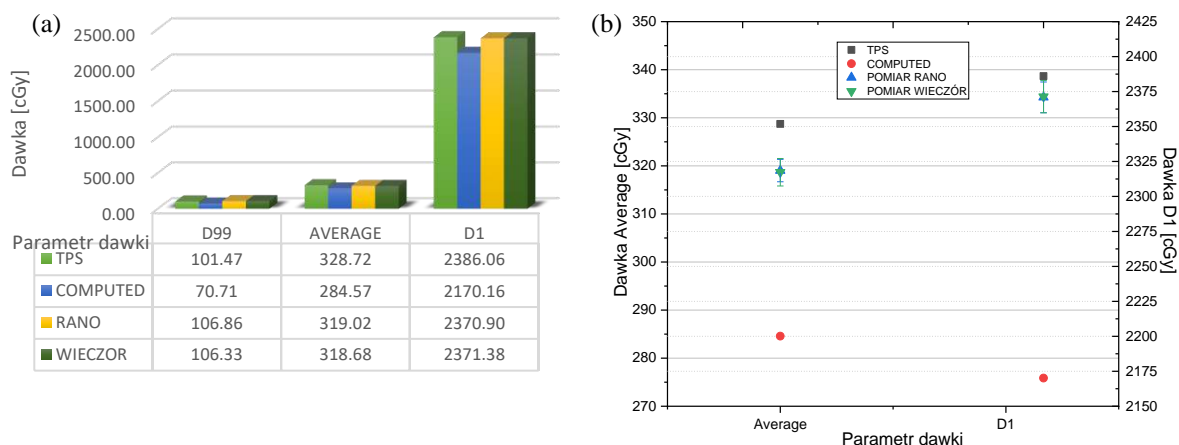
**Rysunek 56.** Wykres wartości dawek w obszarze głowy/szyi otrzymanych z TPS oraz z wykonanych pomiarów w ciągu 30 dni (RANO/WIECZÓR) dla parametru D1 dla pnia mózgu w zależności od dnia pomiaru (od 19 Jan do 23 Mar).

Skrajne wychylenia wynoszą 0.41% oraz -1.92%. Średnio odchylenia od wartości z TPS wahają się w okolicy -0.7%.

Pień mózgu jest strukturą szeregową, dla której kluczowym parametrem będzie wartości maksymalna (D1), podobnie jak dla struktury kanału kręgowego. Jednak w przypadku pnia dla nowotworów głowy/szyi często pokrywa się on przekrojami z obszarem tarczowym. Tak jak dla kanału, którego uszkodzenie może spowodować przekroczona dawka graniczna (w KCO to 4500 cGy), tak dla pnia przekroczenie dawki tolerancji (w KCO 5400 cGy) może spowodować poważne zaburzenia podstawowych funkcji życiowych organizmu. Dla naszego przypadku (rak krtani) zakres obszaru do napromienienia nie pokrywa się z pniem mózgu na wszystkich przekrojach tomografii komputerowej, dzięki czemu analizowanie jest tak naprawdę formalnością.

Na Rysunku 57 dla wszystkich parametrów D99, AVERAGE oraz D1 najniższa dawka odpowiada systemowi Compass (COMPUTED). Z uwagi na istotność dla struktury pnia mózgu analizy wartości maksymalnej (parametr D1) zrezygnowano z prezentacji na Rysunku 57b z parametru D99. Dla D99 (71 cGy) w odniesieniu do ponad 100 cGy dla TPS i pomiarów (RANO/WIECZÓR) oraz dla AVERAGE (285 cGy) w porównaniu do 318-319 cGy dla pomiarów do nawet 329 cGy dla TPS nie jest znaczące. Dla parametru D1 pomimo zdecydowanie niższych wartości od dawek granicznych różnica pomiędzy COMPUTED, a TPS wydaje się istotna.

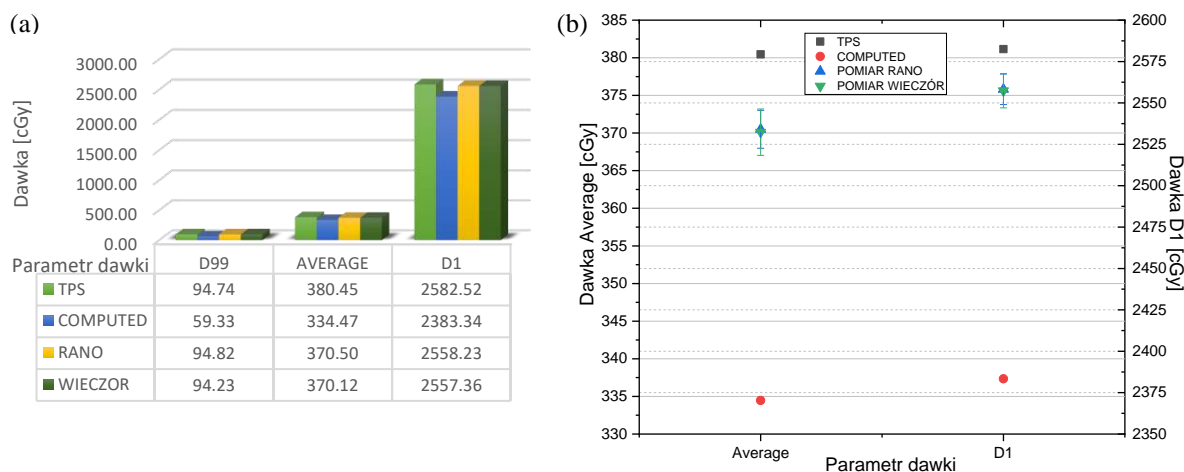




**Rysunek 57.** Wykres zależności dawki w obszarze głowy/szyi dla pnia mózgu otrzymanych z TPS , oprogramowania Compass (COMPUTED) oraz z wykonanych pomiarów (RANO/WIECZÓR): (a) od parametrów dawki D99, AVERAGE i D1, (b) z uwzględnieniem niepewności od parametrów dawki AVERAGE i D1.

Widać natomiast, że wartości z pomiarów są pomiędzy wartościami COMPUTED oraz TPS, jednak bliżej im do TPS. Uwzględniając niepewności pomiarowe nie zachodzą na wartości TPS, dla AVERAGE może to wynikać z niewielkiej wartości dawki, natomiast dla parametru D1 rozrzut z pomiarów prawie zachodzi na wartości z TPS. Dodatkowo im bliższej wartości pomiarowe (RANO/WIECZÓR) są do TPS tym zwiększa się różnica pomiędzy wartościami dla TPS i uzyskanymi z programu Compass. Dla AVERAGE to 44 cGy (co odpowiada 15%), a dla D1 216 cGy (prawie 10%) różnicy.

Analizując wartości dla pnia mózgu z marginesem w praktyce porównujemy wartości dla samego pnia. Rysunek 58 przedstawia parametry dawki dla pnia z trzymilimetrowym marginesem adekwatnie jak na Rysunku 57.



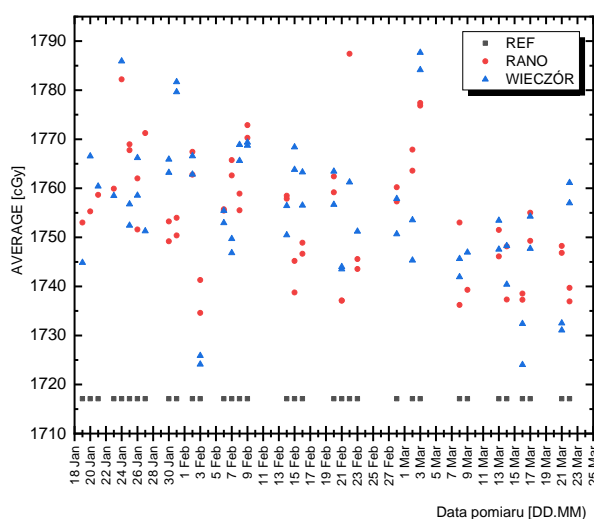
**Rysunek 58.** Wykres zależności dawki w obszarze głowy/szyi dla pnia mózgu z trzymilimetrowym marginesem otrzymanych z TPS , oprogramowania Compass (COMPUTED) oraz z wykonanych pomiarów (RANO/WIECZÓR): (a) od parametrów dawki D99, AVERAGE i D1, (b) z uwzględnieniem niepewności od parametrów dawki AVERAGE i D1.

Na Rysunku 58a parametr D99 charakteryzuje się niską dawką rzędu 94 cGy, a dla COMPUTED wynoszącą nawet 59 cGy. Co ciekawe wartości dla parametru D99 dla pnia z marginesem są niższe niż dla samego pnia. Wynika to z tego, że sam pień ma mniejszą objętość a więc dawka pokrywająca 99% obszaru (D99) jest wyższa dla struktury o mniejszej objętości. Dla AVERAGE oraz D1 wartości są niewiele większe niż dla struktury samego pnia

(o około 60 cGy wyższe dla AVERAGE i 196 cGy dla D1). Podobnie jak dla samego pnia mózgu zaprezentowano tylko parametry AVERAGE i D1 na Rysunku 58b. Wartości otrzymane z pomiarów są o 2.7% niższe dla parametru AVERAGE i 1% niższe dla parametru D1, w odniesieniu do dawek z TPS. Natomiast dawki COMPUTED są znacząco niższe od odpowiadających wartości z TPS (dla AVERAGE to 13.8%, a dla D1 to 8.4%). Zarówno dla dawek z pomiarów jak i z systemu Compass różnice nie są aż tak istotne ze względu na wartości dawek granicznych do których się odnosimy (dla pnia z marginesem trzymilimetrowym w KCO przyjmujemy wartość 5700 cGy).

### 5.2.4.3. ŚLINIANKI PRZYUSZNE

Parametr AVERAGE przedstawiony na Rysunku 59 dla ślinianki przyusznej lewej charakteryzuje się wyższymi wartościami dawek otrzymanych metodą pomiarową (RANO/WIECZÓR) w stosunku do referencyjnej z TPS.

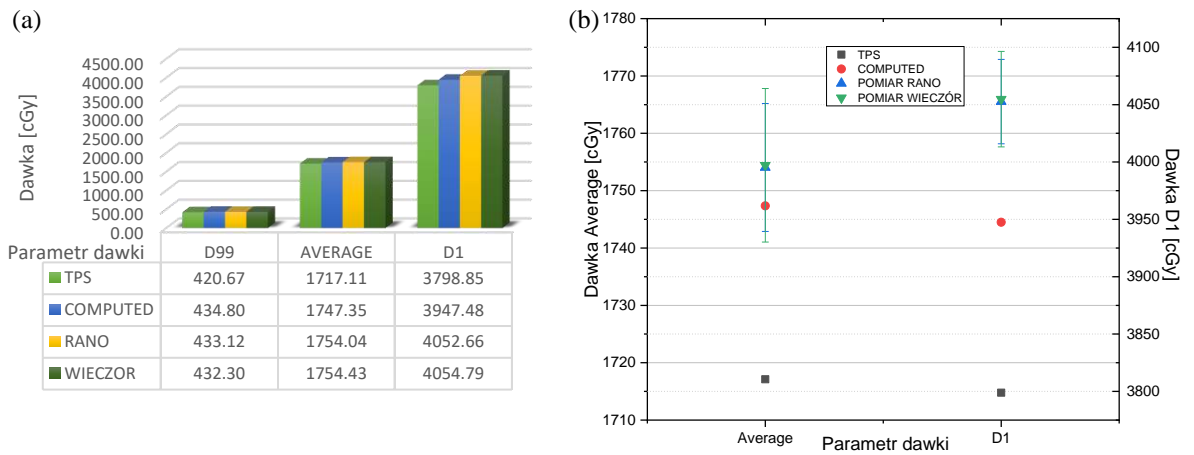


**Rysunek 59.** Wykres wartości dawek w obszarze głowy/szyi otrzymanych z TPS oraz z wykonanych pomiarów w ciągu 30 dni (RANO/WIECZÓR) dla parametru AVERAGE dla ślinianki przyusznej lewej w zależności od dnia pomiaru (od 19 Jan do 23 Mar).

Największe odchylenia dochodzą do wartości ponad 4.0% (4.07%), średnio są to różnice na poziomie 2.0%. Należy jednak pamiętać, że dla dawek ~1750 cGy różnica 2% to zaledwie 35 cGy.

Jak opisano w Podrozdziale 2.2.2. dla ślinianek istotne są dwa parametry graniczne: dawka średnia (w KCO przyjęta poniżej 2600 cGy) oraz dawka 3000 cGy w co najwyżej 50% objętości narządu.

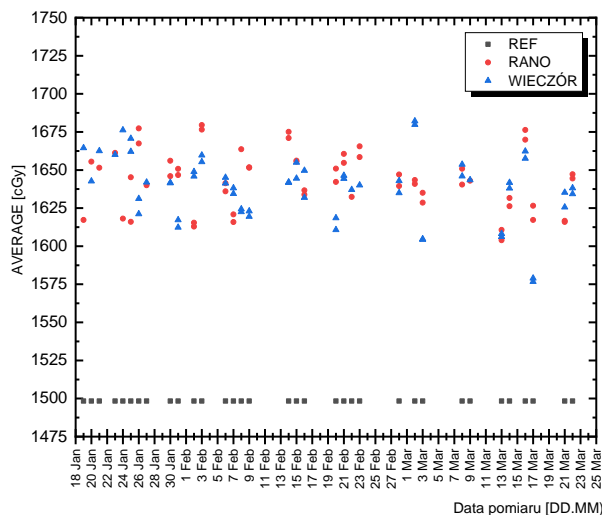
Na Rysunku 60a zauważyć można, że dawka uzyskana z TPS dla wszystkich parametrów (D99, AVERAGE, D1) jest najniższa. Dla parametru D99 wynosi 420 cGy w porównaniu do 432 cGy i 433 cGy dla pomiarów (RANO/WIECZÓR) oraz 434 cGy dla COMPUTED. Z uwagi na istotność dla ślinianki parametru średniej na Rysunku 60b zaprezentowano AVERAGE oraz D1.



**Rysunek 60.** Wykres zależności dawki w obszarze głowy/szyi dla ślinianki przyusznej lewej otrzymanych z TPS , oprogramowania Compass (COMPUTED) oraz z wykonanych pomiarów (RANO/WIECZÓR): (a) od parametrów dawki D99, AVERAGE i D1, (b) z uwzględnieniem niepewności od parametrów dawki AVERAGE i D1.

Parametr AVERAGE, który z punktu widzenia planu leczenia jest najistotniejszy wynosi dla TPS 1717 cGy, a dla pomiarów 1754 cGy, co stanowi ponad 2% różnicy. Wartość z COMPUTED jest niewiele niższa i zawiera się w niepewnościach wykonanych pomiarów. W odniesieniu do średniej dawki granicznej dla ślinianek (2600 cGy) nawet wyższa dawka nie powoduje przekroczenia tej wartości. Dla TPS maksimum to niecałe 3800 cGy, gdzie dla pomiarów D1 to wartości o 6.7% wyższe, natomiast COMPUTED niecałe 4% wyższe. Ze względu na to, że w odniesieniu do dawki zadanej w targecie (5000 cGy) wartości są dużo niższe, zatem bezpieczeństwo narządu pomimo różnic zostało zachowane i nie wpływają one znacząco na ocenę weryfikacji planu leczenia.

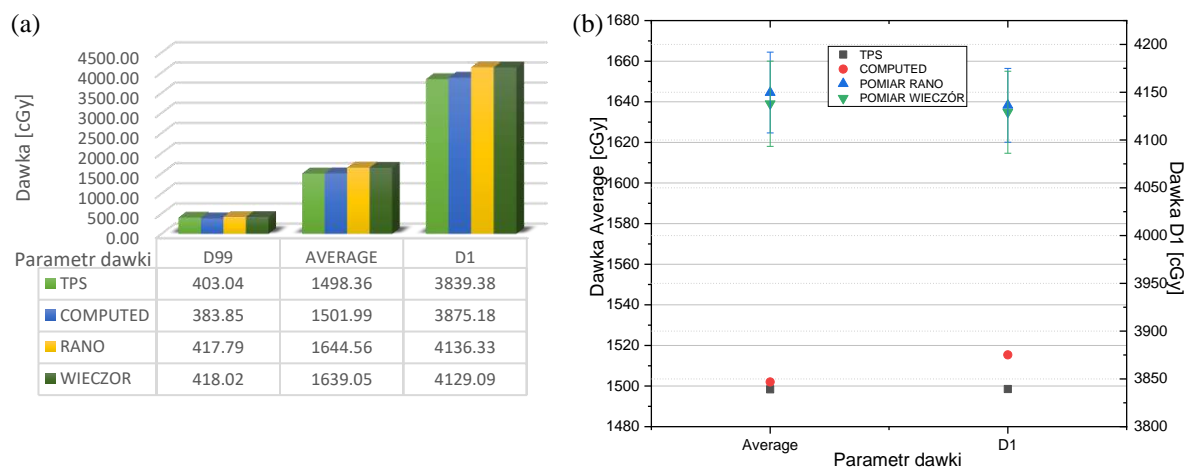
Podobnie jak dla ślinianki przyusznej lewej, na Rysunku 61 wartości dawki referencyjnej dla ślinianki prawej znajdują się poniżej wartości otrzymanych z pomiarów (RANO/WIECZÓR).



**Rysunek 61.** Wykres wartości dawek w obszarze głowy/szyi otrzymanych z TPS oraz z wykonanych pomiarów w ciągu 30 dni (RANO/WIECZÓR) dla parametru AVERAGE dla ślinianki przyusznej prawej w zależności od dnia pomiaru (od 19 Jan do 23 Mar).

Największa różnica to aż 12.4%, a najmniejsza 5.0%. Średnia wartość odchylenia w odniesieniu do wartości z TPS to 9.4%. Pomimo znaczących wartości procentowych należy pamiętać, że są to dawki rzędu 1500 – 1700 cGy, a więc w odniesieniu do dawki całkowitej (5000 cGy) są dużo niższe, co sprawia, że nie są podstawą do odrzucenia weryfikacji.

Podobnie jak dla lewej ślinianki, najistotniejszy parametr z punktu widzenia oceny weryfikacji to AVERAGE (Rysunek 62a). Rysunek 62b pokazuje natomiast wyraźne różnice dawek z TPS oraz z systemu Compass i otrzymanych z pomiarów, co więcej uwzględnione i zaznaczone niepewności nie zbliżają się do wartości TPS i COMPUTED.

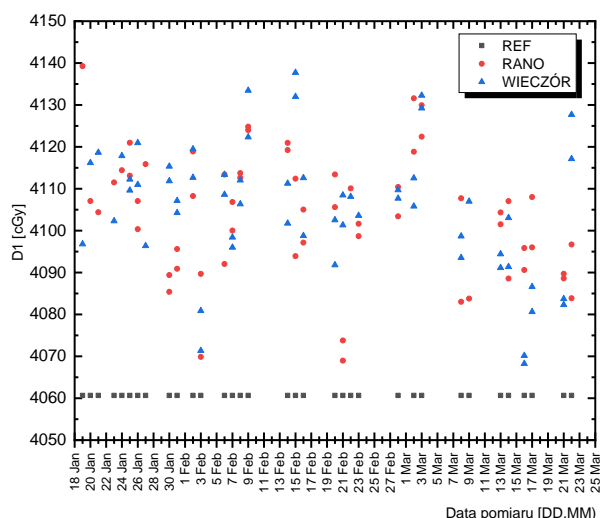


**Rysunek 62.** Wykres zależności dawki w obszarze głowy/szyi dla ślinianki przyusznej prawej otrzymanych z TPS, oprogramowania Compass (COMPUTED) oraz z wykonanych pomiarów (RANO/WIECZÓR): (a) od parametrów dawki D99, AVERAGE i D1, (b) z uwzględnieniem niepewności od parametrów dawki AVERAGE i D1.

Dla analizowanej struktury parametr D99 jest najniższy (383 cGy) dla dawki otrzymanej z systemu Compass (COMPUTED), większą wartość (403 cGy) otrzymano z TPS, a najwyższe wartości rzędu 417-418 cGy z pomiarów (RANO/WIECZÓR). Dla parametru AVERAGE oraz D1 najmniejsze wartości dawek przedstawia TPS, bardzo zbliżone ale wyższe COMPUTED, natomiast w pomiarach (RANO/WIECZÓR) uzyskano ponownie zdecydowanie wyższe wartości, dla AVERAGE około 150 cGy, a dla D1 około 300 cGy. Dla struktur jakimi są ślinianki najważniejszy parametr to średnia, a zatem AVERAGE jest najważniejszy. Pomimo prawie 10% wyższej dawce otrzymanej z pomiarów w porównaniu do TPS, nie została przekroczona dopuszczalna wartość graniczna (w KCO 2600 cGy). Dla parametru D1 ta różnica wynosi 7.7%, jednak w dalszym ciągu nie przekraczamy wartości dawki zadanej na obszar tarczowy. W związku z powyższym akceptacja weryfikacji jest jak najbardziej słuszna.

#### 5.2.4.4. ŻUCHWA

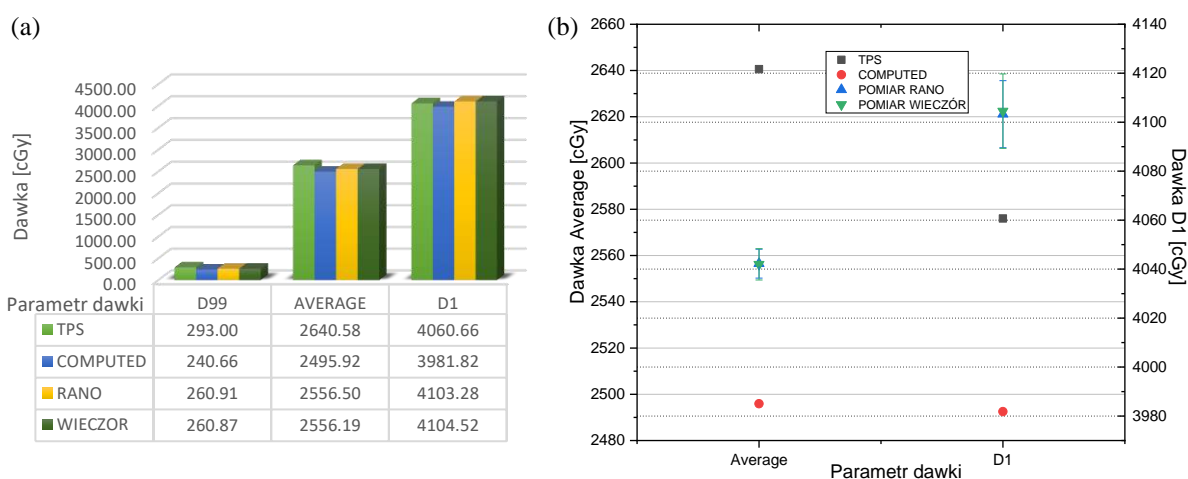
Na Rysunku 63 widoczna jest dawka D1 dla żuchwy w obszarze głowy/szyi. Żuchwa jako narząd krytyczny jest wrażliwa na dawkę maksymalną (w KCO dawka graniczna 7000 cGy), a w przypadkach przekroczenia dawki granicznej kryterium akceptacji to 1 cm<sup>3</sup> narządu nie może otrzymać więcej niż 7500 cGy.



**Rysunek 63.** Wykres wartości dawek w obszarze głowy/szyi otrzymanych z TPS oraz z wykonanych pomiarów w ciągu 30 dni (RANO/WIECZÓR) dla parametru D1 dla żuchwy w zależności od dnia pomiaru (od 19 Jan do 23 Mar).

Dawka referencyjna (REF) pochodząca z TPS jest niższa od wartości otrzymanych z pomiarów (RANO/WIECZÓR) o średnio 1.2%. Największe odchylenie osiąga wartość 1.97%, a najmniejsze 0.2%. Wartości D1 dla żuchwy są większe, ale dawka jest mniejsza od dawki całkowitej (5000 cGy) na obszar tarczowy, więc występujące różnice nie mają wpływu na wynik weryfikacji.

Dla analizowanego przypadku (Rysunek 64a) wartości nie są tak istotnej z uwagi na fakt, że w planie leczenia D1 na żuchwę wynosi zaledwie 4061 cGy. Co więcej, wartości dawki z pomiarów (RANO/WIECZÓR) dla D1 są jeszcze wyższe i wynoszą 4103-4104 cGy. Z uwagi na niewielką istotność parametru D99 dla struktury jaką jest żuchwa nie uwzględniono jej na Rysunku 64b.



**Rysunek 64.** Wykres zależności dawki w obszarze głowy/szyi dla żuchwy otrzymanych z TPS, oprogramowania Compass (COMPUTED) oraz z wykonanych pomiarów (RANO/WIECZÓR): (a) od parametrów dawki D99, AVERAGE i D1, (b) z uwzględnieniem niepewności od parametrów dawki AVERAGE i D1.

Dla wszystkich parametrów wartości otrzymane za pomocą programu Compass (COMPUTED) są najniższe, co wynika z faktu, że algorytm w tej metodzie inaczej oblicza dawkę w litych strukturach kostnych niż algorytm TPS. Wartości dawek dla parametru D99

zawierają się w zakresie od 240 cGy (COMPUTED) do 293 cGy . Dla parametru AVERAGE od 2495 cGy do 2641 cGy. W dalszym ciągu jednak, żadne z tych wartości nie zbliżają się do wartości granicznej dla tej struktury. Zaobserwować można, że dla AVERAGE wartości z pomiarów są o około 3% niższe od TPS (wartości COMPUTED o 5.5%). Dla D1 dawki z TPS i z pomiarów (RANO/WIECZÓR) różnią się o około 1%, a z COMPUTED o około 2%, co pokazuje, że parametr najbardziej nas interesujący nie odbiega od siebie tak bardzo dla różnych metod. Co więcej otrzymane wartości są o około 42% niższe od dawek granicznych, więc nie ma podstaw do odrzucenia weryfikacji.

Podobnie jak dla regionu klatki piersiowej, dla analizowanego przypadku obszaru głowy/szyi spełnione są wszystkie kryteria oceny interesujących narządów krytycznych oraz obszarów tarczowych (CTV i PTV). Duży wpływ na to mają całkowite dawki w strukturach krytycznych, które nie są nawet zbliżone do wartości granicznych. Pamiętać jednak należy, że nie każdy plan, a później jego weryfikacja dają podobne rezultaty, ponieważ cały schemat leczenia pacjenta w radioterapii jest zindywidualizowany.

### 5.3.OBSZAR MIEDNICY

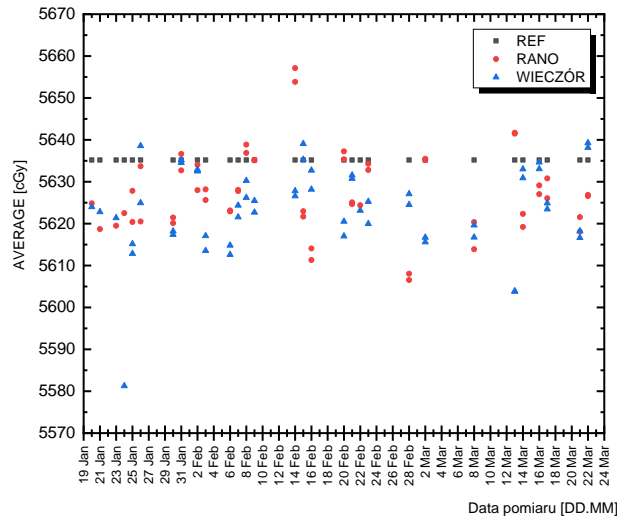
Pacjentem był 77 letni mężczyzna z poradni onkologicznej z rozpoznaniem raka prostaty ze znacznie powiększonym i twardym gruczołem krokowym. Chory zakwalifikowany do radykalnej radioterapii na obszar prostaty i pęcherzyków nasiennych do dawki całkowitej 5600 cGy w 28 frakcjach (dawka frakcyjna 200 cGy). W oparciu o kwalifikację został przygotowany plan leczenia w systemie planowania leczenia MONACO 3.30.

Narządami krytycznymi dla obszaru miednicy, które uwzględniono w optymalizacji planu leczenia to obszar CTV, obszar PTV, odbytnica, pęcherz moczowy, głowa kości udowej lewej oraz głowa kości udowej prawej.

Dla analizowanego przypadku, dla obszaru nowotworowego (obszar CTV i PTV) należy zwracać uwagę na wartości minimalne ( wartości nie niższe niż 95% dawki całkowitej tzn. 5320 cGy), maksymalne (wartości powinny być niższe od 107% dawki całkowitej tzn. 5992 cGy) oraz wartości średnie (zawarte pomiędzy 100% a 102% dawki całkowitej tzn. 5600 cGy-5712 cGy).

#### 5.3.1. OBSZAR CTV

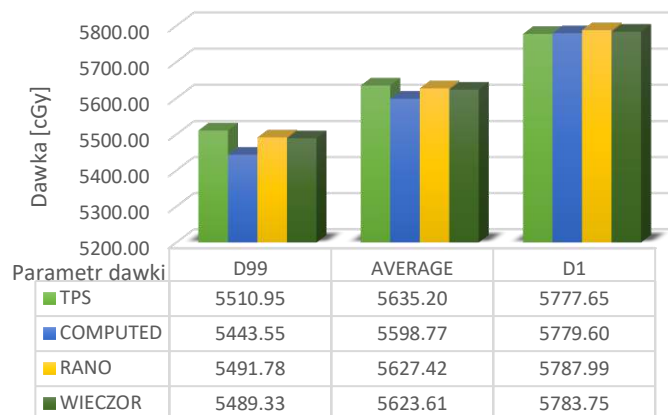
Rysunek 65 reprezentuje wyniki pomiarów (RANO/WIECZÓR) w obszarze miednicy dla parametru AVERAGE CTV. Zauważono, że wartości z pomiarów oscylują wokół wartości referencyjnej otrzymanej z TPS (REF), jednak większość znajduje się poniżej.



**Rysunek 65.** Wykres wartości dawek w obszarze miednicy otrzymanych z TPS oraz z wykonanych pomiarów w ciągu 30 dni (RANO/WIECZÓR) dla parametru AVERAGE dla CTV w zależności od dnia pomiaru (od 19 Jan do 23 Mar).

Największe odchylenie dodatnie wynosi 0.35%, a ujemne -0.95%. Średnio otrzymane z pomiarów (RANO/WIECZÓR) wartości dawki to około -0.17%.

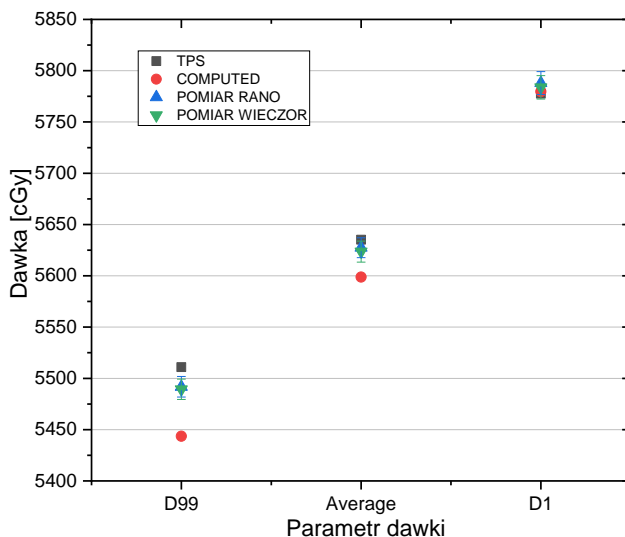
Rysunek 66 analogicznie dla poprzednich analizowanych obszarów przedstawia różnice dawek dla poszczególnych parametrów dawki obszaru CTV.



**Rysunek 66.** Wykres zależności dawki w obszarze miednicy otrzymanych z TPS, oprogramowania Compass (COMPUTED) oraz z wykonanych pomiarów (RANO/WIECZÓR) od parametrów dawki D99, AVERAGE i D1 dla obszaru CTV.

Zaobserwowano, że dla parametrów D99 oraz AVERAGE wartości najwyższe (5511 cGy i 5635 cGy) pochodzą z TPS, trochę niższe (5489-5492 cGy oraz 5624-5627 cGy) dla pomiarów (RANO/WIECZÓR), a najniższe (5444 cGy i 5599 cGy) z oprogramowania Compass (COMPUTED). Inaczej wygląda sytuacja dla parametru D1, gdzie wartość dawki z TPS jest najmniejsza (5778 cGy), niewiele większa (5780 cGy) uzyskano z przeliczenia w programie Compass, a najwyższe wartości (5784-5788 cGy) odnotowano z pomiarów (RANO/WIECZÓR).

Rysunek 67 pokazuje, że dla interesujących parametrów we wszystkich metodach spełnione są wymagane zależności.

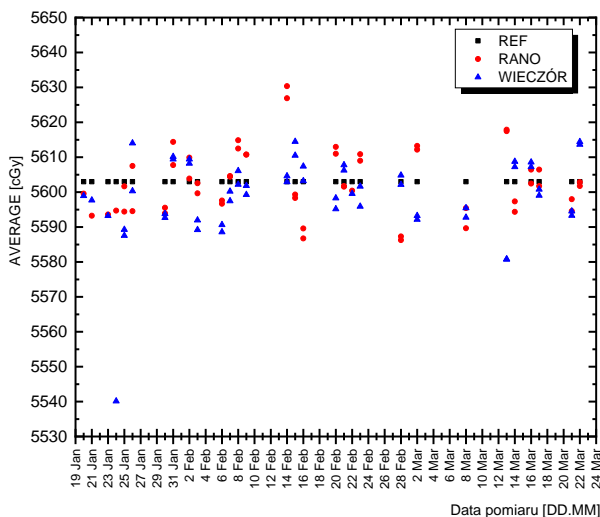


**Rysunek 67.** Wykres zależności uśrednionych wartości dawek w obszarze miednicy otrzymanych z TPS, oprogramowania Compass (COMPUTED) oraz z wykonanych pomiarów (RANO/WIECZÓR) z uwzględnieniem niepewności od parametrów dawki D99, AVERAGE i D1 dla obszaru CTV.

Dawka dla D99 jest nie mniejsza niż 95% dawki zadanej, parametr AVERAGE oscyluje wokół dawki przypisanej (5600 cGy), a wartość D1 nie przekracza dawki 107.0% dawki docelowej. Co więcej dla parametrów AVERAGE i D1 wartości otrzymane z pomiarów z uwzględnieniem niepewności nakładają się na wartości dawek z TPS. Przy ocenie weryfikacji niewielkie różnice procentowe około 1.0% dla D99, 0.6% dla AVERAGE i 0.2% dla D1 nie stanowią problemu.

### 5.3.2. OBSZAR PTV

Rysunek 68 przedstawia parametr AVERAGE dla PTV w obszarze miednicy. Podobnie jak dla CTV wartości pomiarowe oscylują wokół wartości TPS.

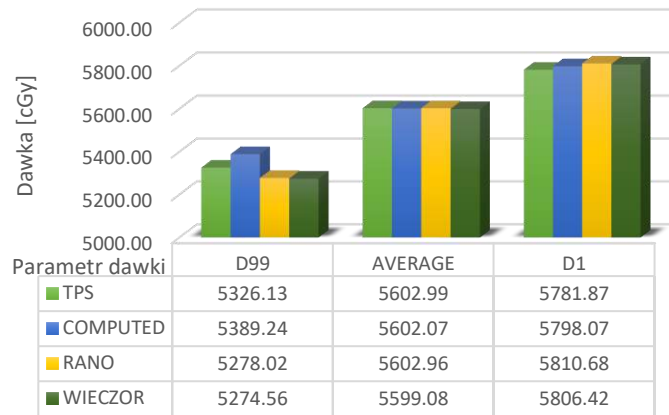


**Rysunek 68.** Wykres wartości dawek w obszarze miednicy otrzymanych z TPS oraz z wykonanych pomiarów w ciągu 30 dni (RANO/WIECZÓR) dla parametru AVERAGE dla PTV w zależności od dnia pomiaru (od 19 Jan do 23 Mar).



Odmienne jednak jest fakt, występowania większe niż dla CTV liczby pomiarów (RANO/WIECZÓR) powyżej wartości referencyjnej (REF). Największe odchylenie ujemne wynosi -1.16%, a dodatnie 0.46%. Pozostałe wartości niewiele różnią się od wartości z TPS.

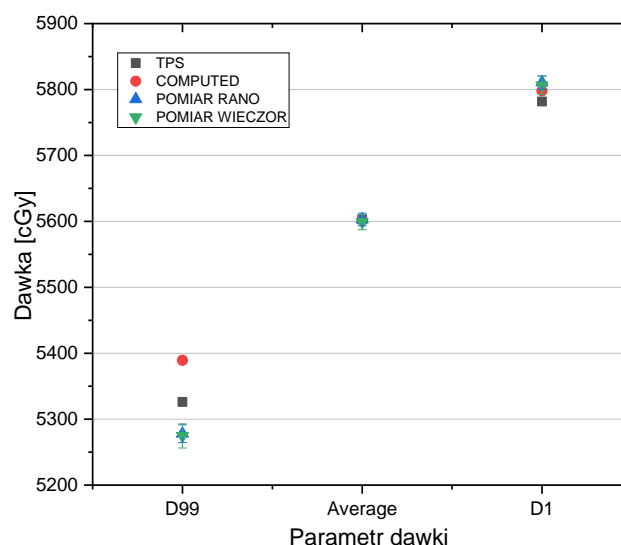
Dla obszaru PTV analizę przeprowadza się identycznie jak dla CTV, jednak od razu widać, że na Rysunku 69 wartości dawek rozkładają się inaczej.



**Rysunek 69.** Wykres zależności dawki w obszarze miednicy otrzymanych z TPS, oprogramowania Compass (COMPUTED) oraz z wykonanych pomiarów (RANO/WIECZÓR) od parametrów dawki D99, AVERAGE i D1 dla obszaru PTV.

Dla D99 najwyższa wartość 5389 cGy reprezentowana jest przez oprogramowania Compass (COMPUTED), trochę niższa wartość 5326 cGy pochodzi od TPS, a najniższe wartości przedstawiają pomiary (RANO/WIECZÓR), co więcej są one niższe od wartości 95% dawki zadanej (5320 cGy). Wartości dawek dla parametru AVERAGE są prawie identyczne (różnice rzędu 3-4 cGy nie są istotne). W przypadku D1 jest identycznie jak dla CTV, najniższa wartość z TPS, następnie COMPUTED, a najwyższe pochodzące z pomiarów (RANO/WIECZÓR).

Parametry AVERAGE i D1 uwzględniając błędy pomiarowe zachodzą na siebie, co zaprezentowane jest na Rysunku 70.

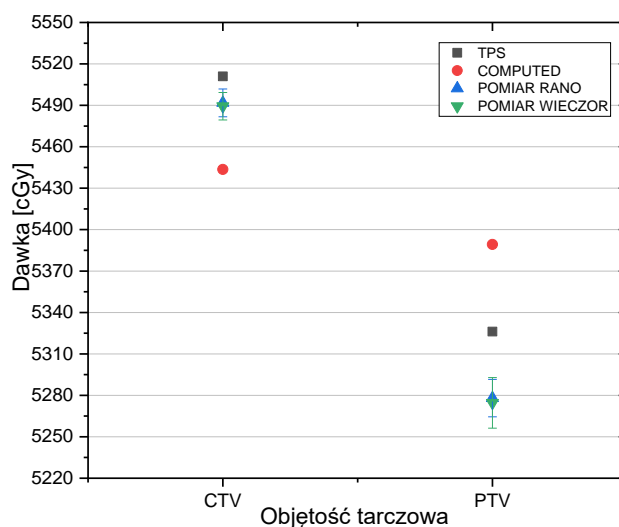


**Rysunek 70.** Wykres zależności uśrednionych wartości dawek w obszarze miednicy otrzymanych z TPS, oprogramowania Compass (COMPUTED) oraz z wykonanych pomiarów (RANO/WIECZÓR) z uwzględnieniem niepewności od parametrów dawki D99, AVERAGE i D1 dla obszaru PTV.

Różnica pomiędzy dawkami z pomiarów oraz z TPS jest rzędu 0.5% dla D1, a dla AVERAGE jest prawie niezauważalna. Oba parametry spełniają kryteria oceny weryfikacji. Inna sytuacja przedstawiona jest dla D99, gdzie TPS oraz COMPUTED spełniają kryteria, natomiast dawki otrzymane z pomiarów pomimo uwzględnienia niepewności nie osiągają minimalnej akceptowalnej wartości (5320 cGy). Jest to natomiast wartość 0.9% niższa od przyjętej, zatem należałoby prześledzić dokładnie rozkład dawki, celem zlokalizowania minimów lokalnych i określenie ich przyczyny.

### 5.3.3. OBSZAR TARCZOWY – TARGET

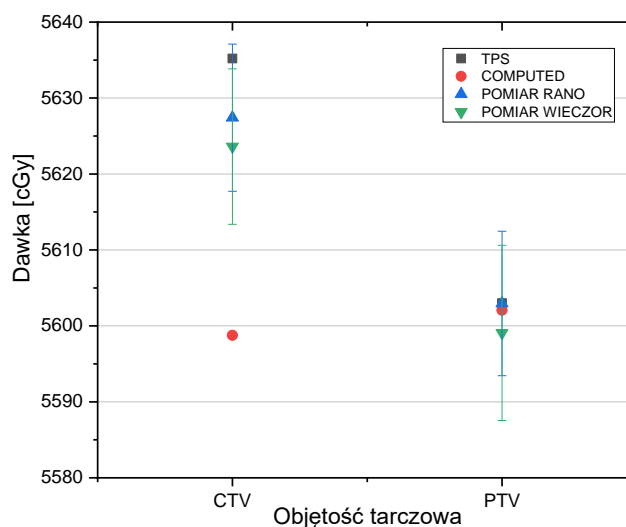
Widoczne na Rysunku 71 dawki dla CTV i PTV dla parametru D99 są inne, większe dla CTV, co jest pożądane w planowaniu leczenia.



**Rysunek 71.** Wykres zależności uśrednionych wartości dawek w obszarze miednicy otrzymanych z TPS, oprogramowania Compass (COMPUTED) oraz z wykonanych pomiarów (RANO/WIECZÓR) z uwzględnieniem niepewności od parametru dawki D99 dla obszaru CTV i PTV.

Zauważalne są także niewielkie różnice pomiędzy dawkami w PTV i CTV dla COMPUTED, jednak wartości pomiędzy strukturami nie zachodzą na siebie. Wartości z pomiarów (RANO/WIECZÓR) różnią się o około 3.5% pomiędzy strukturami.

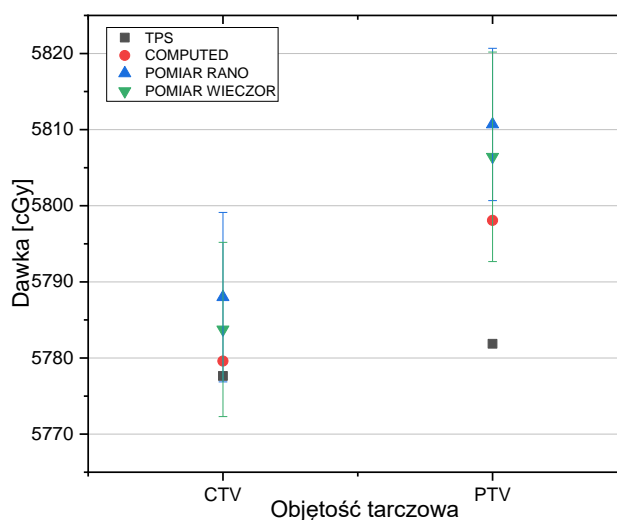
Parametr AVERAGE adekwatnie dla CTV osiąga większe wartości zarówno dla TPS jak i dla pomiarów (RANO/WIECZÓR). Na Rysunku 72 zakres niepewności pomiarowych pomiędzy strukturami prawie na siebie zachodzi, co może sugerować, że obszary mają bardzo zbliżony i konformalny przestrzenny rozkład dawki.



**Rysunek 72.** Wykres zależności uśrednionych wartości dawek w obszarze miednicy otrzymanych z TPS, oprogramowania Compass (COMPUTED) oraz z wykonanych pomiarów (RANO/WIECZÓR) z uwzględnieniem niepewności od parametru dawki AVERAGE dla obszaru CTV i PTV.

Co ciekawe wartość dawki średniej dla CTV jest mniejsza niż PTV, co może wynikać z objętości struktury ( $V_{CTV} < V_{PTV}$ ), zgodnie z definicją PTV.

Wartości dawek maksymalnych na Rysunku 73 (D1) są większe dla PTV niż CTV, chociaż wartości pomiarowe z uwzględnieniem błędów zachodzą na siebie. W rzeczywistości należy jednak porównać wartości dawek, ponieważ nie różnice nie muszą świadczyć o występujących w obszarze PTV tzw. hot-spotach.



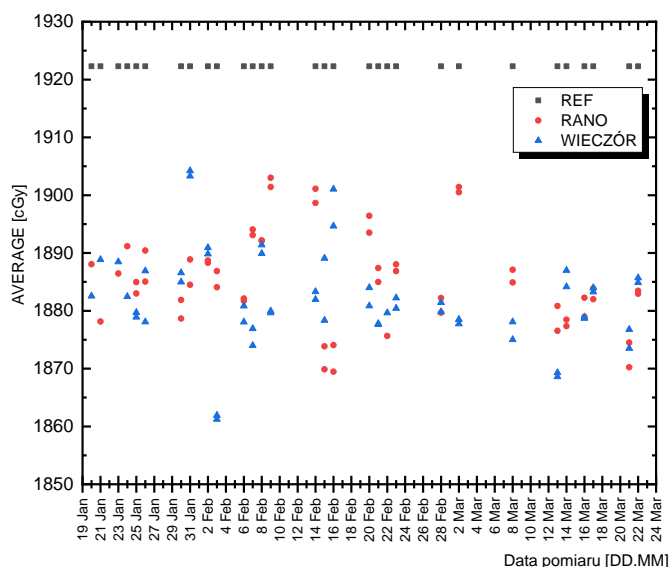
**Rysunek 73.** Wykres zależności uśrednionych wartości dawek w obszarze miednicy otrzymanych z TPS, oprogramowania Compass (COMPUTED) oraz z wykonanych pomiarów (RANO/WIECZÓR) z uwzględnieniem niepewności od parametru dawki D1 dla obszaru CTV i PTV.

W analizowanym przypadku, różnice sięgają maksymalnie 50 cGy, co odpowiada około 1%, a więc nie stanowi podstawy do odrzucenia poprawności weryfikacji. Takie sytuacje mają miejsce ze względu na różnice objętości struktur, dodatkowo voxele, z których składają się struktury w TPS oraz w oprogramowaniu Compass mogą także warunkować dawkę w całym narzędziu.

## 5.3.4. NARZĄDY KRYTYCZNE

### 5.3.4.1. PĘCZERZ MOCZOWY

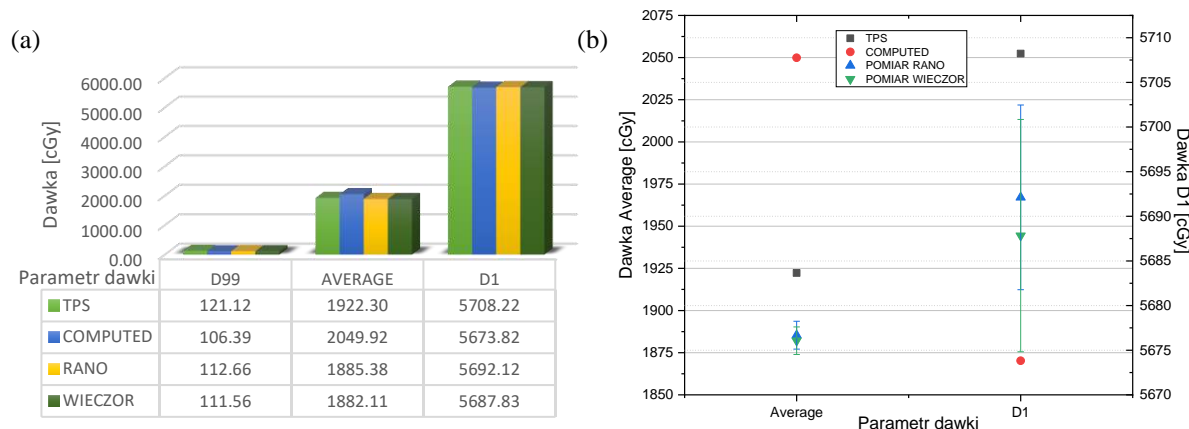
Rysunek 74 obrazuje wyniki dla parametru AVERAGE pęcherza moczowego w obszarze miednicy.



**Rysunek 74.** Wykres wartości dawek w obszarze miednicy otrzymanych z TPS oraz z wykonanych pomiarów w ciągu 30 dni (RANO/WIECZÓR) dla parametru AVERAGE dla pęcherza moczowego w zależności od dnia pomiaru (od 19 Jan do 23 Mar).

Wartość referencyjna z TPS (REF) jest większa od otrzymanych pomiarów (RANO/WIECZÓR) o średnio -1.92%. Największe wychylenie wynosi -3.17%, a najmniejsze -0.94%. Różnice jednak nie są podstawą do odrzucenia wyniku weryfikacji ze względu na niską dawkę (~1900 cGy) w porównaniu do dawki całkowitej (5600 cGy).

Na Rysunku 75a zaobserwować można, że największe wartości dla parametrów D99 i D1 otrzymane zostały w TPS. Na Rysunku 75b porównano tylko parametry AVERAGE oraz D1 z uwzględnieniem niepewności pomiarowych.

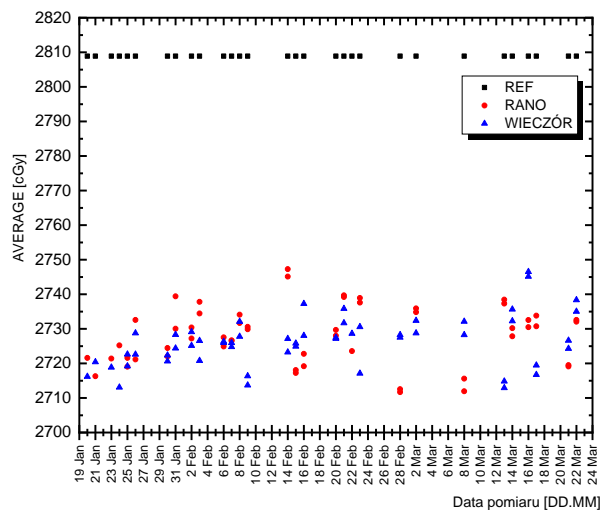


**Rysunek 75.** Wykres zależności dawki w obszarze miednicy dla pęcherza moczowego otrzymanych z TPS, oprogramowania Compass (COMPUTED) oraz z wykonanych pomiarów (RANO/WIECZÓR): (a) od parametrów dawki D99, AVERAGE i D1, (b) z uwzględnieniem niepewności od parametrów dawki AVERAGE i D1.

Na Rysunku 75a D99 dla TPS to 121 cGy, a dla COMPUTED to 106 cGy, natomiast z pomiarów to wartości 112-113 cGy. Inaczej rozkładają się wartości parametru AVERAGE, gdzie najwyższa wartość 2050 cGy pochodzi z oprogramowania Compass (COMPUTED), trochę niższa 1922 cGy z TPS, a najniższe (1882-1885 cGy) otrzymane zostały z pomiarów (RANO/WIECZÓR). Dla parametru D1 wartość najniższa wynosi 5674 cGy (COMPUTED), wartości z pomiarów 5688-5692 cGy (RANO/WIECZÓR), a największa dla TPS wynosząca 5708 cGy. Na Rysunku 75b dla AVERAGE różnica pomiędzy COMPUTED, a pomiarami to około 8%, dla TPS 6.5%, jednak dla takich wartości dawek średnich dla analizowanej struktury nawet takie różnice nie są znaczące. Dla D1 widać, że rozbieżności otrzymane z pomiarów (RANO/WIECZÓR) sięgają od wartości najmniejszej (COMPUTED), aż do wartości otrzymanej z TPS. Procentowo w odniesieniu do wartości TPS, średnie z pomiarów są o 0.3% niższe, natomiast COMPUTED o 0.6% niższe. Nie są to jednak wartości znaczące z punktu widzenia oceny weryfikacji planu leczenia.

#### 5.3.4.2. ODBYTNICA

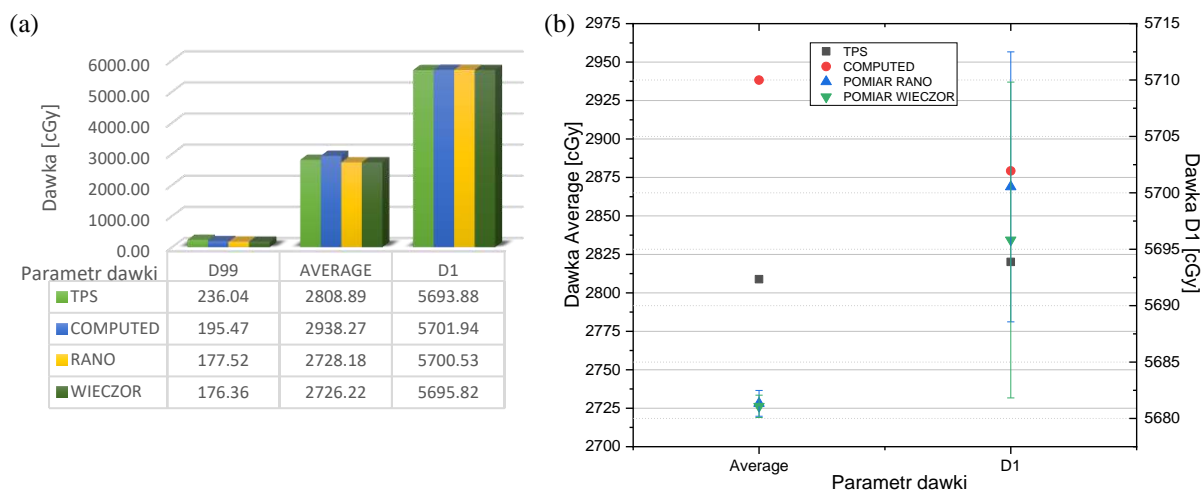
Rysunek 76 przedstawia wyniki pomiarów (RANO/WIECZÓR) dla parametru AVERAGE odbytnicy w obszarze miednicy.



**Rysunek 76.** Wykres wartości dawek w obszarze miednicy otrzymanych z TPS oraz z wykonanych pomiarów w ciągu 30 dni (RANO/WIECZÓR) dla parametru AVERAGE dla odbytnicy w zależności od dnia pomiaru (od 19 Jan do 23 Mar).

Podobnie jak dla pęcherza moczowego (Rysunek 74) wartości otrzymane z pomiarów znajdują się poniżej wartości referencyjnej (REF). Średnio różnica wynosi -3.0%, gdzie największe odchylenie ma wartość -3.52%, a najmniejsze -2.17%. Adekwatnie do struktury pęcherza moczowego dawki, które porównujemy na Rysunku 76 są dużo niższe od dawki całkowitej na obszar tarczowy (5600 cGy), więc procentowe różnice nie mają tak dużego wpływu na wynik weryfikacji.

Na Rysunku 77a dla parametru D99 najwyższa wartość dawki pochodzi z TPS (236 cGy), nieco mniejsza z COMPUTED (195 cGy), najniższe wartości (176-178 cGy) odnotowano na pomiarach (RANO/WIECZÓR). Na Rysunku 77b zaprezentowano z uwzględnieniem niepewności tylko parametry AVERAGE oraz D1 dla odbytnicy.

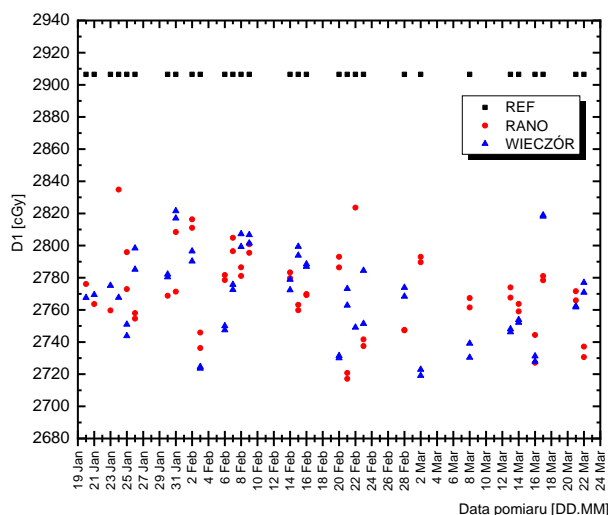


**Rysunek 77.** Wykres zależności dawki w obszarze miednicy dla odbytnicy otrzymanych z TPS , oprogramowania Compass (COMPUTED) oraz z wykonanych pomiarów (RANO/WIECZÓR): (a) od parametrów dawki D99, AVERAGE i D1, (b) z uwzględnieniem niepewności od parametrów dawki AVERAGE i D1.

Dla AVERAGE na Rysunku 77a dawki otrzymane z pomiarów były najniższe (2726-2728 cGy), z TPS jej wartość wynosiła 2809 cGy, a dawka pochodząca z programu Compass (COMPUTED) wyniosła 2938 cGy. Różnice dla parametru AVERAGE pomiędzy dawką z COMPUTED (najwyższa wartość), a najniższą otrzymaną wynosi około 7.5%, natomiast różnica pomiędzy pomiarami, a TPS to zaledwie 3% co uwidoczniło na Rysunku 77b. W przypadku parametru D1 dla wszystkich metod dawki różnią się o zaledwie 5 cGy (co odpowiada około 0.1%), co w przypadku dawek rzędu 5700 cGy różnice takie są nieistotne. Porównując dawki graniczne dla różnych objętości odbytnicy, takie różnice nie skutkują odrzuceniem weryfikacji.

### 5.3.4.3. GŁOWY KOŚCI UDOWYCH

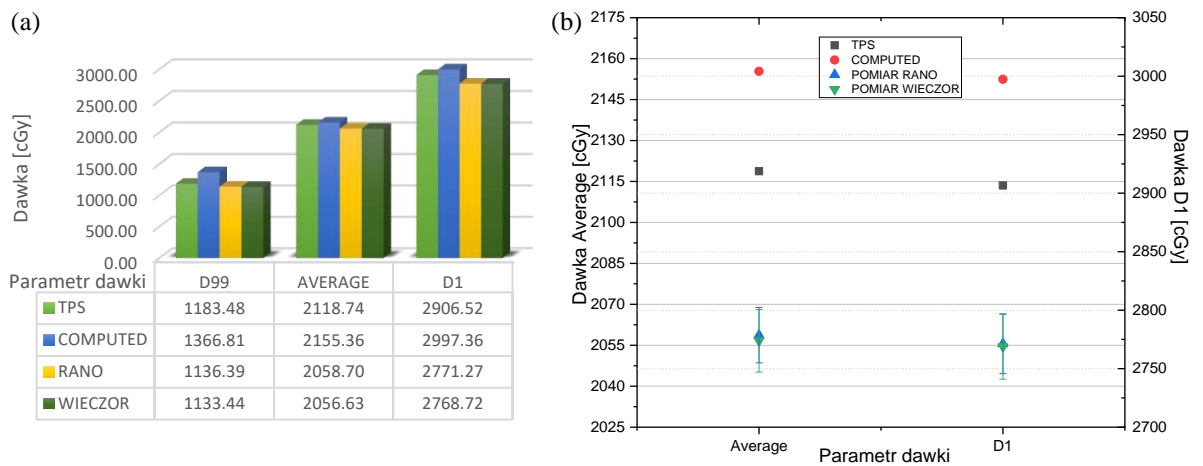
Wykres (Rysunek 78) pokazuje parametr D1 dla lewej głowy kości udowej.



**Rysunek 78.** Wykres wartości dawek w obszarze miednicy otrzymanych z TPS oraz z wykonanych pomiarów w ciągu 30 dni (RANO/WIECZÓR) dla parametru D1 dla głowy kości udowej lewej w zależności od dnia pomiaru (od 19 Jan do 23 Mar).

Wartości z pomiarów (RANO/WIECZÓR) są poniżej wartości referencyjnej otrzymanej z TPS (REF) o średnio -4.4%. Największa różnica pomiędzy pomiarem, a wartością z TPS ma wartość -6.56%, a najmniejsza -2.54%.

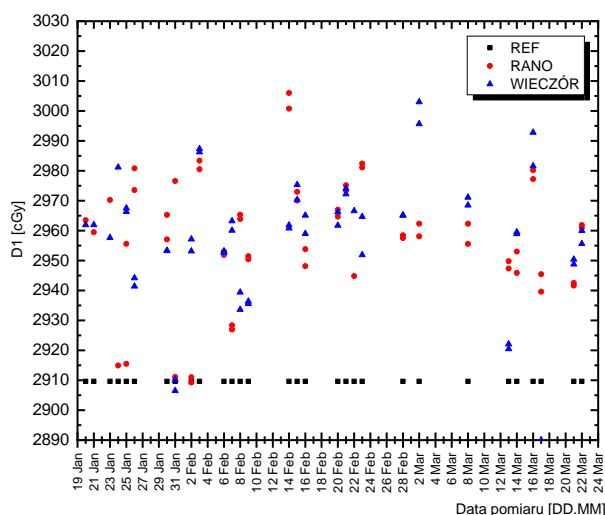
Rysunek 79a pokazuje, że dla wszystkich parametrów (D99, AVERAGE oraz D1) wartość dawki otrzymanej z systemu Compass (COMPUTED) jest największa w porównaniu do pozostałych metod. Rysunek 79b uwzględnia dodatkowo także niepewności pomiarowe dla parametrów AVERAGE i D1.



**Rysunek 79.** Wykres zależności dawki w obszarze miednicy dla głowy kości udowej lewej otrzymanych z TPS, oprogramowania Compass (COMPUTED) oraz z wykonanych pomiarów (RANO/WIECZÓR): (a) od parametrów dawki D99, AVERAGE i D1, (b) z uwzględnieniem niepewności od parametrów dawki AVERAGE i D1.

Dla parametru D99 dawka z TPS (1183 cGy) jest o niecałe 200 cGy niższa od COMPUTED (1367 cGy), wartości z pomiarów (RANO/WIECZÓR) są mniejsze i wynoszą odpowiednio 1136 cGy i 1133 cGy. Zależności dla parametru AVERAGE przedstawiają się podobnie, najwyższa wartość pochodzi z programu Compass (COMPUTED 2155 cGy), niewiele niższa z TPS (2119 cGy), a najniższe z pomiarów (RANO-2059 cGy, WIECZÓR-2057 cGy). Dla D1, czyli najbardziej interesującego parametru z punktu widzenia głowy kości udowej wartości dla COMPUTED wynoszą 2997 cGy, dla TPS 2907 cGy, a dla pomiarów (RANO/WIECZÓR) odpowiednio 2771 cGy i 2769 cGy. W odniesieniu do wartości dawek otrzymanych z TPS, COMPUTED jest większy o 1.7% dla parametru AVERAGE i o 3% dla parametru D1. Wartości otrzymane z pomiarów (RANO/WIECZÓR) są natomiast dla parametru AVERAGE mniejsze od otrzymanych z TPS o około 4% (od 3.9% do 4.2%), w przypadku parametru D1 te wartości wynoszą od 4.6% do 4.75%. Pomimo jednak występujących różnic na poziomie nawet 200 cGy, dawki dla główki w odniesieniu do dawki zaplanowanej na narząd tarczowy (5600 cGy) są zdecydowanie mniejsze, co pozwala na zaakceptowanie wyników weryfikacji.

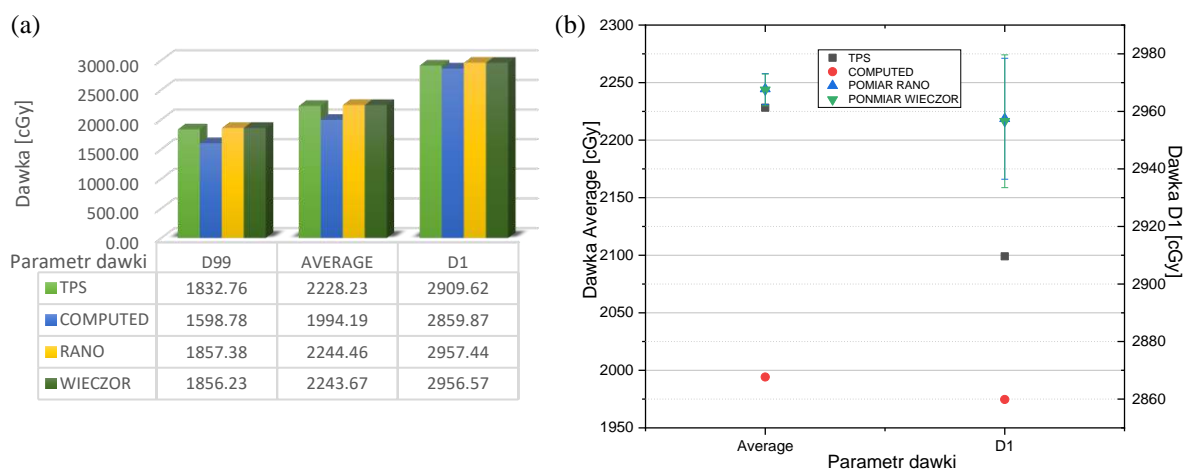
Dla parametru D1 prawej głowy kości udowej przedstawionego na Rysunku 80 sytuacja jest inna niż dla lewej kości głowy udowej (Rysunek 78). W tym przypadku wartości z pomiarów (RANO/WIECZÓR) znajdują się (poza pojedynczymi przypadkami) powyżej wartości referencyjnej z TPS (REF).



**Rysunek 80.** Wykres wartości dawek w obszarze miednicy otrzymanych z TPS oraz z wykonanych pomiarów w ciągu 30 dni (RANO/WIECZÓR) dla parametru D1 dla głowy kości udowej prawej w zależności od dnia pomiaru (od 19 Jan do 23 Mar).

Średnio różnica wynosi 1.71%, największa to 3.26%. Widać także, że część wyników pokrywa się z wartościami z TPS.

Analiza wykresu na Rysunku 81a przebiega identycznie jak dla głowy kości udowej lewej. Rysunek 81b przedstawia parametry AVERAGE oraz D1 uśrednionych dawek dla wszystkich metod z uwzględnieniem niepewności pomiarowych.



**Rysunek 81.** Wykres zależności dawki w obszarze miednicy dla głowy kości udowej prawej otrzymanych z TPS, oprogramowania Compass (COMPUTED) oraz z wykonanych pomiarów (RANO/WIECZÓR): (a) od parametrów dawki D99, AVERAGE i D1, (b) z uwzględnieniem niepewności od parametrów dawki AVERAGE i D1.

Wartości dawek prezentują się jednak inaczej niż dla lewej głowy, bowiem dla wszystkich parametrów (D99, AVERAGE oraz D1) największe wartości dawek pochodzą z pomiarów (RANO/WIECZÓR), nieco mniejsze dla TPS, natomiast najmniejsze z COMPUTED. Dla D99 dawka uzyskana z TPS wynosi 1833 cGy, z pomiarów (RANO/WIECZÓR) wartości są o 25 cGy większe (wynoszą odpowiednio 1857 cGy i 1856 cGy), natomiast dla COMPUTED (1599 cGy) dawka jest o prawie 250 cGy mniejsza od wartości otrzymanej z TPS. Dla parametru AVERAGE dawka z COMPUTED wynosi 1994 cGy, z TPS 2228 cGy, a najwyższe wartości (2244 cGy) pochodzą z pomiarów



(RANO/WIECZÓR). W odniesieniu do dawek otrzymanych z TPS dla parametru AVERAGE, wartości z pomiarów są o 1.3% większe, a niepewności zachodzą na wartość z TPS, natomiast dawki z COMPUTED są aż o 12.7% niższe. Zdecydowanie mniejsze różnice pomiędzy dawkami z poszczególnych metod zaobserwować można dla parametru D1, gdzie o niecałe 100 cGy różnią się wartości z COMPUTED (2860 cGy) od pomiarów RANO i WIECZÓR (~2957 cGy). Wartości z TPS wynoszą 2910 cGy, a więc pomiędzy pozostałymi dwoma metodami. Procentowo dla D1 wartości z pomiarów (RANO/WIECZÓR) są o 1.7% wyższe od otrzymanych z systemu planowania leczenia, a wartości z COMPUTED są o 1.7% niższe w porównaniu do TPS. Podobnie jednak jak dla lewej głowy kości udowej pomimo różnic wartości są dużo niższe od dawki zaplanowanej (5600 cGy) co pozwala na pozytywną ocenę wykonanej weryfikacji.

W regionie miednicy z uwagi na niskie całkowite wartości dawek w narządach krytycznych, przy jednoczesnym spełnieniu warunków na obszary targetu (CTV i PTV) kryteria akceptacyjne planu weryfikacyjnego zostały spełnione.

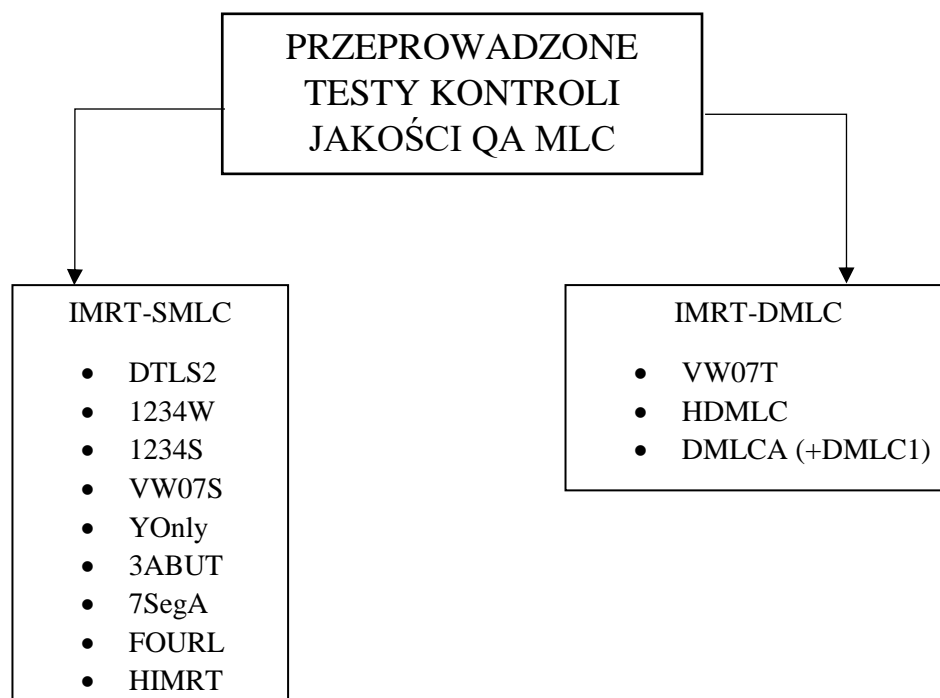
Podsumowując, zatem dla wszystkich przedstawionych obszarów kryteria oceny weryfikacji zostały spełnione, zarówno w porównaniu z oprogramowaniem Compass, jak i z pomiarami. Pomiedzy pomiarami porannymi (RANO) i wieczornymi (WIECZÓR), biorąc pod uwagę niepewności nie ma istotnych różnic w wartościach dawek. Występujące w niektórych przypadkach odchylenia procentowe dawek uzyskanych różnymi metodami wynikają z niskiej wartości dawki całkowitej, a nie ze sposobu weryfikacji.

## 6. TESTY LISTKÓW KOLIMATORA MLC

Wszystkie analizy planów leczenia opisane w Rozdziale 5 pokazały, że mogą występować różnice w wartościach dawek uzyskanych z TPS oraz z pomiarów na akceleratorze liniowym. W tym celu postanowiono wykonać testy kontroli kolimatora wielolistkowego, aby sprawdzić, czy powstałe różnice wynikają z pracy akceleratora i MLC czy z różnicy algorytmów obliczeniowych rozkładów dawek.

Testami akceptacyjnymi listków kolimatora, którymi ostatecznie zajęto się w pracy są: DTLS2, 1234W, 1234S, VW07S, YOnly,3ABUT, 7SegA, FURL, HIMRT, VW07T, HDMLC, DMLC1 oraz DMLCA. Pozostałe testy takie jak pola 10x10 oraz 20x20 pominięto, ponieważ dla dynamicznych planów leczenia ich weryfikacja poprawnego formowania nie ma dużego znaczenia. Na Rysunku 99 wymieniono tylko przeprowadzone testy MLC, bazując na Rysunku 8 i testach IMRT-SMLC oraz IMRT-DMLC. \

Każdy z testów został przeprowadzony z użyciem oprogramowania OmniPro-I<sup>3</sup>mRT, matrycy MatriXX Evolution umieszczonej w holderze dla pozycji gantry 0° oraz z jednoczesnym pełnym obrotem gantry (co odpowiada testom VMAT na Rysunku 8). Dodatkowo test DMLCA został przeprowadzony dla kątów 270°, 90° oraz 180°.



**Rysunek 82.** Schemat przeprowadzonych testów kontroli jakości MLC z podziałem na SMLC i DMLC.

We wszystkich wymienionych testach wynikiem będzie parametr gamma (Podrozdział 4.6) bazujący na rozkładzie dawki dla testu uzyskanego z TPS MONACO oraz z pomiaru na akceleratorze medycznym. Wyniki zostaną zaprezentowane na rysunkach podzielonych na cztery części. Przykładowy rysunek (np. Rysunek 84) składa się z rozkładów dawek z TPS (lewy dolny) oraz z pomiarów (lewy górny) na akceleratorze medycznym Elekta Versa HD, który jest wyposażeniem Zakładu Radioterapii Katowickiego Centrum Onkologii w Katowicach. W górnej części po prawej stronie widoczne są nałożone profile obu rozkładów dawek. Kolorem czerwonym zaznaczono profil pochodzący z pomiaru, zielony z TPS. Prawy dolny róg przedstawia graficznie różnicę pomiędzy wymienionymi obrazami (gdzie kolor niebieski odpowiada brakowi różnic, a kolory od żółtego, poprzez pomarańczowy, aż do czerwonego stopień występujących różnic). Powyższy opis dotyczy wszystkich rysunków tego rodzaju. Reprezentowany w ten sposób graficzny obraz parametru gamma (Podrozdział 4.6) dla danego testu umożliwi decyzję o pozytywnym, bądź negatywnym wyniku przeprowadzonego testu.

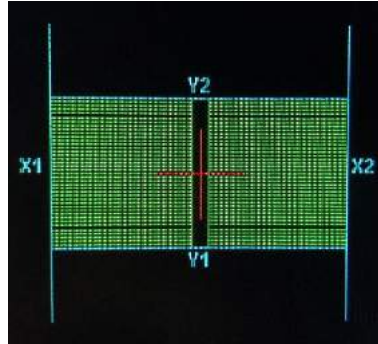
## 6.1. TESTY IMRT – SMLC

W tym podrozdziale zaprezentowane zostaną wyniki przeprowadzonych testów liści kolimatora wielolistkowego dla techniki IMRT.

Dla wszystkich testów otrzymane wyniki zaprezentowane są z przyjętymi kryteriami parametru gamma 3mm/3% (opis w Podrozdziale 4.6.). Każdy test oceniany jest na podstawie procentowej zgodności pikseli pomiędzy rozkładami otrzymanymi z pomiarów, a otrzymanymi z TPS. Pozytywny wynik testu daje nam co najmniej 95% zgodności obrazów.

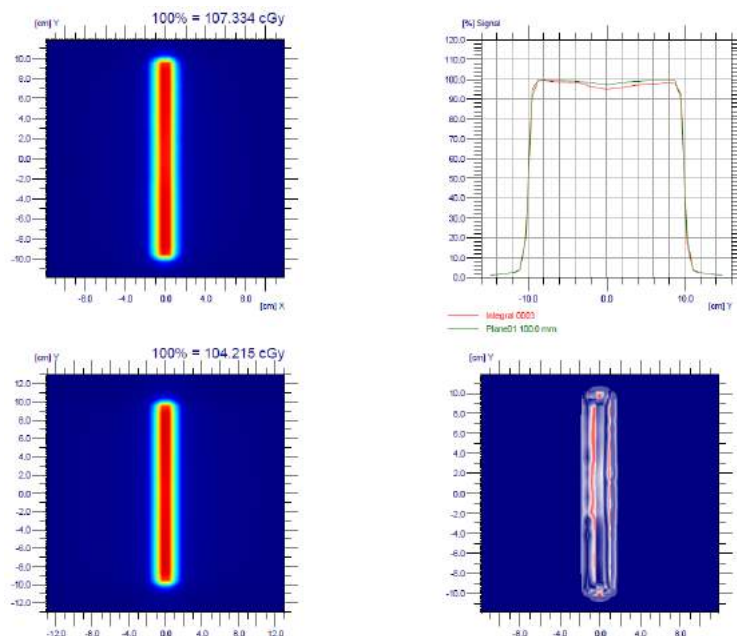
### 6.1.1. DTLS2

Jest to pole prostokątne o wymiarach 200 mm x 20 mm utworzone przez liście MLC (Rysunek 83).



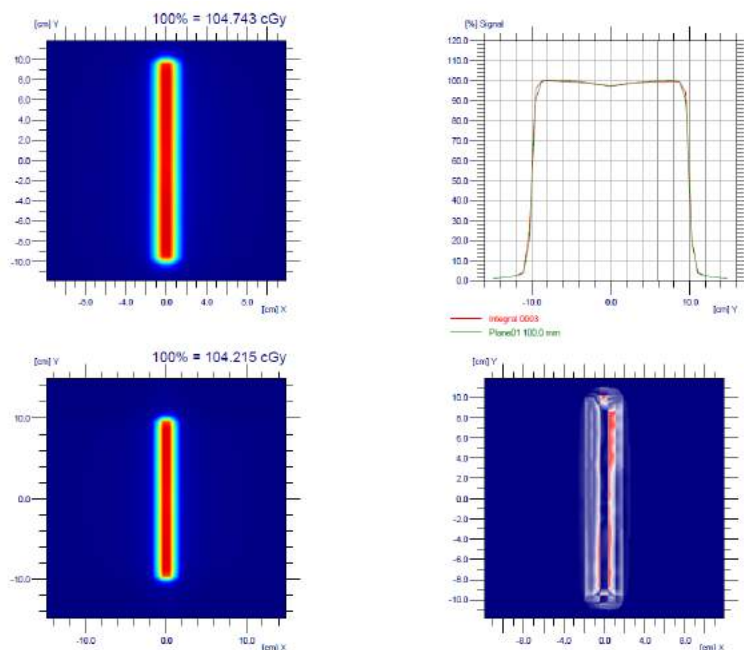
**Rysunek 84.** Pole utworzone na akceleratorze przez listki w celu wykonania testu DTLS2 (fotografia własna).

Różnica w dawce dla pola DTLS2 dla kąta gantry  $0^\circ$  to około 3% (Rysunek 84). Profile po prawej stronie od linii środkowej nieznacznie się różnią, co potwierdza graficzny obraz porównawczy (różnice zaznaczone kolorem czerwonym). Zgodność pikseli spełnia wcześniej przyjęte założenia, ponieważ w przedziale od -1.0 do 1.0 wynosi 98.72%.



**Rysunek 83.** Wynik testu DTLS2 dla kolimatora MLC Agility akceleratora medycznego Elekta Versa HD dla kąta gantry  $0^\circ$  zaprezentowany w oprogramowaniu OMNIPRO I<sup>m</sup>RT.

Wykonany test DLTS2 dla pełnego obrotu gantry (Rysunek 85) pokazał inny wynik niż dla kąta statycznego, co nie jest zaskakujące.



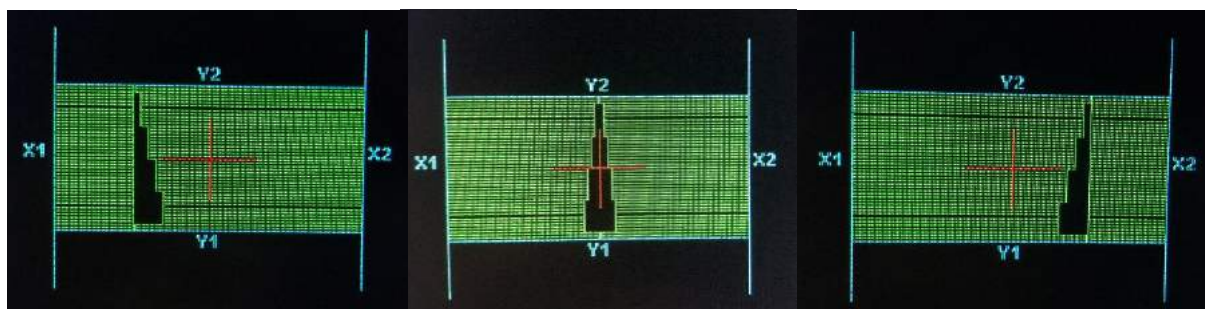
**Rysunek 85.** Wynik testu DTLS2 dla kolimatora MLC Agility akceleratora medycznego Elekta Versa HD przy jednoczesnym obrocie gantry zaprezentowany w oprogramowaniu OMNIPRO I<sup>m</sup>RT.

Ciekawy natomiast jest fakt, że różnica w dawce jest dużo mniejsza niż 3% i wynosi jedynie 0.5%. Potwierdza ją również niemal identyczne profile dla testu wzdłuż osi Y.

Jednak to wartości liczbowe, którymi tutaj jest procentowa zgodność pikseli, określają wynik, a w analizowanym teście dla przedziału od -1.0 do 1.0 wynosi on 98.59%, czyli niewiele mniej od wyniku dla statycznego kąta 0°. Ten wynik potwierdza także graficzne porównanie TPS z pomiarem, gdzie istotne różnice zaznaczono jako obszar czerwony.

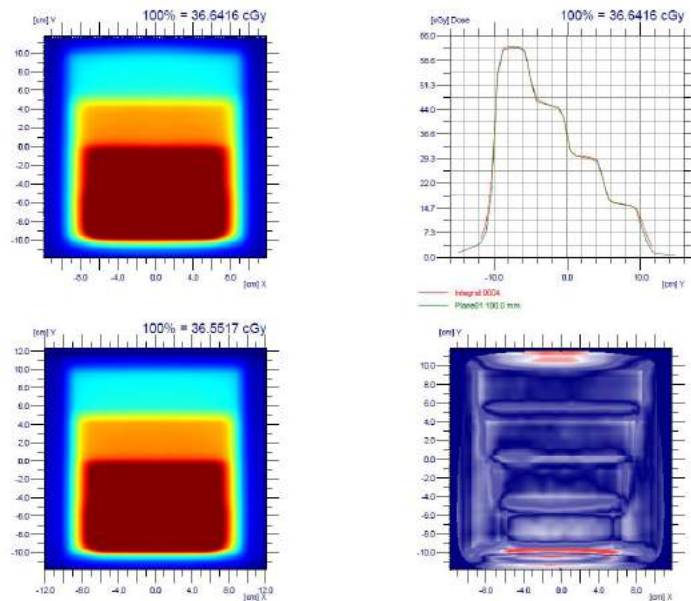
### 6.1.2. 1234W

Na wynik tego testu składają się 3 pola o charakterze schodkowym przedstawione na Rysunku 86.



**Rysunek 86.** Pola utworzone na akceleratorze przez listki w celu wykonania testu 1234W (fotografia własna).

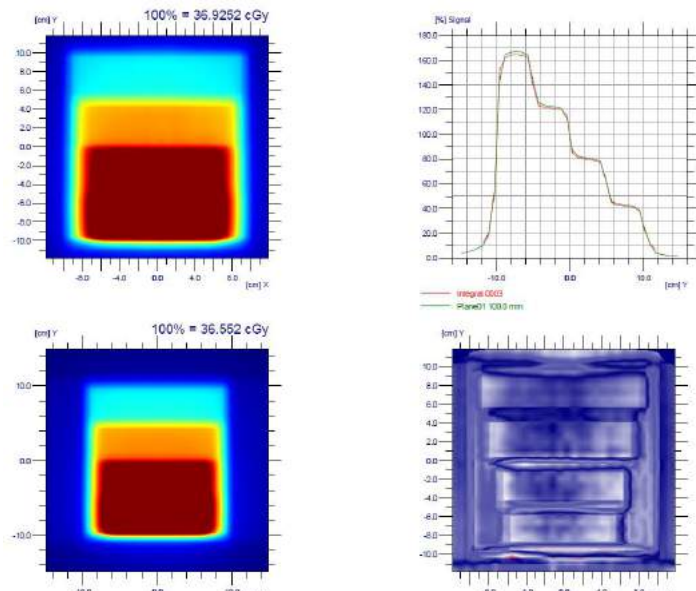
Różnica w dawce dla pola 1234W zrealizowanego dla gantry  $0^\circ$  (Rysunek 87) to 0.24%, natomiast profile są bardzo zbliżone do siebie, co więcej na obrazie w prawym dolnym rogu jest niewiele obszarów zróżnicowanych (obszary czerwone) i występują tylko na granicach pola.



**Rysunek 87.** Wynik testu 1234W dla kolimatora MLC Agility akceleratora medycznego Elekta Versa HD dla kąta gantry  $0^\circ$  zaprezentowany w oprogramowaniu OMNIPRO i mRT.

Liczbowo zgodność także jest na wysokim poziomie, bowiem dla pikseli w przedziale od -1.0 do 1.0 wynosi 99.91%.

W przypadku testu 1234W z obrotem gantry (Rysunek 88) różnica w dawce wynosi niewiele powyżej 1.0% (1.02%).

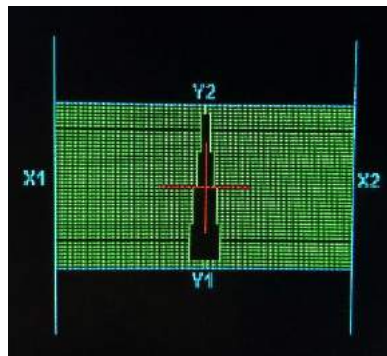


**Rysunek 88.** Wynik testu 1234W dla kolimatora MLC Agility akceleratora medycznego Elekta Versa HD przy jednoczesnym obrocie gantry zaprezentowany w oprogramowaniu OMNIPRO i mRT.

Podobnie jak dla statycznej gantry zgodność i dopasowanie profili jest bardzo wysokie, a niewielkie obszary różnicy (obszar w kolorze czerwonym) na granicy pola są zanedbywalne. Wartość zgodności pikseli dla takiego samego przedziału (-1.0 do 1.0) wynosi 99.72%.

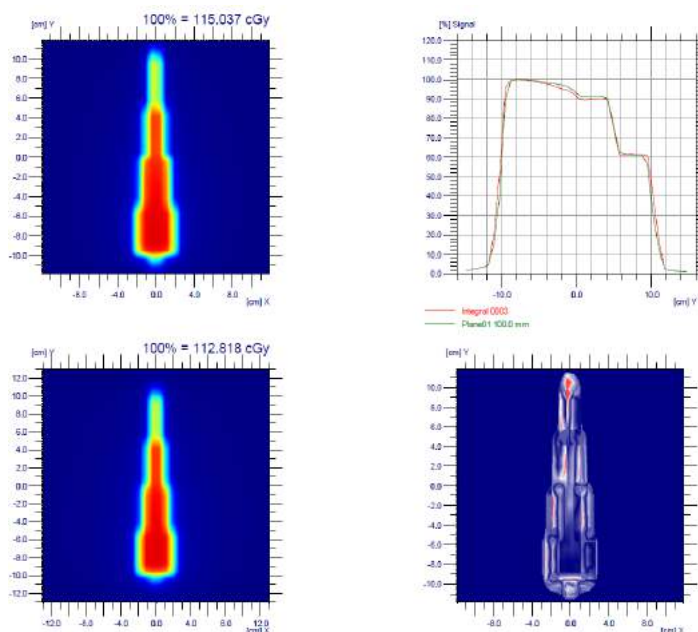
### 6.1.3. 1234S

Test 1234S składa się z pola o charakterze schodkowym (Rysunku 89).



**Rysunek 89.** Pole utworzone na akceleratorze przez listki w celu wykonania testu 1234S (fotografia własna).

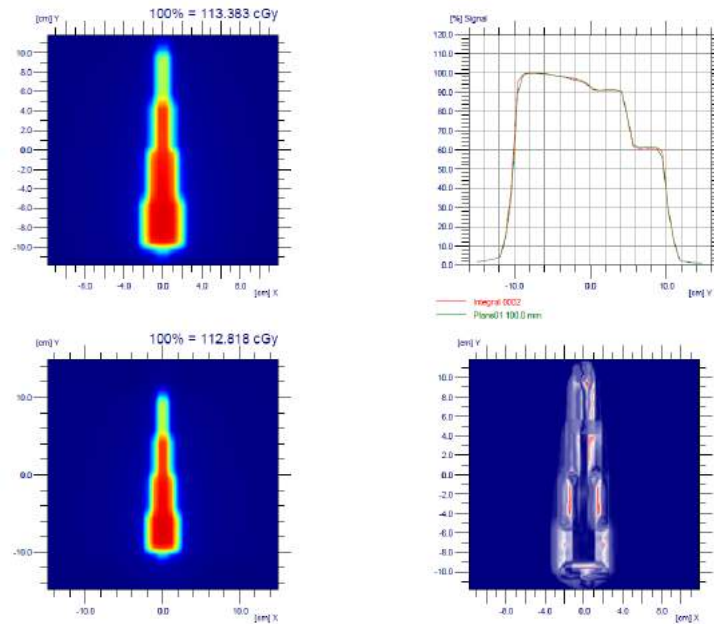
Porównując oba obrazy otrzymane z pomiaru i z TPS można zauważyć niewielką różnicę na czubku uformowanego pola oraz na krawędziach (czerwone obszary z Rysunku 90 w prawym dolnym rogu).



**Rysunek 90.** Wynik testu 1234S dla kolimatora MLC Agility akceleratora medycznego Elekta Versa HD dla kąta gantry  $0^\circ$  zaprezentowany w oprogramowaniu OMNIPRO I<sup>m</sup>RT.

Różnica dawki wynosi niecałe 2.0% (1.96%), jeżeli chodzi o wartość zgodności pikseli w przedziale od -1.0 do 1.0, to wynosi ona 99.36%.

Różnica w dawce dla pełnego obrotu gantry (Rysunek 91) wynosi 0.5%, podobnie jak w dwóch poprzednich testach.

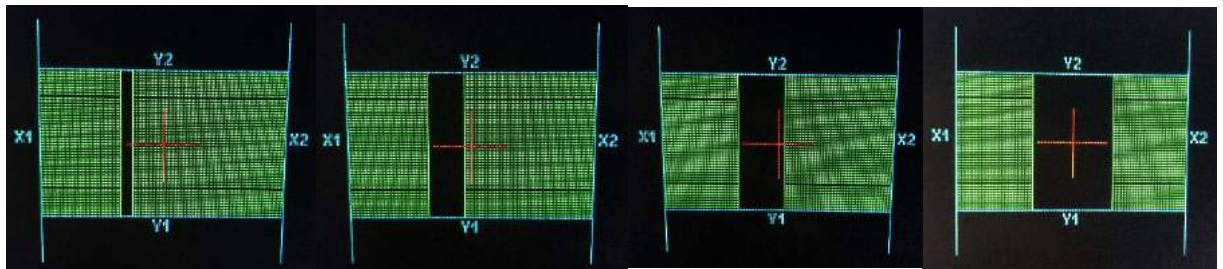


**Rysunek 91.** Wynik testu 1234S dla kolimatora MLC Agility akceleratora medycznego Elekta Versa HD przy jednoczesnym obrocie gantry zaprezentowany w oprogramowaniu OMNIPRO I<sup>m</sup>RT.

Co więcej zgodność graficzna profili także wizualnie wydaje się być lepsza. Z kolei porównanie graficzne jest inne, jednak zgodność pikseli w przedziale od -1.0 do 1.0 wynosi 99.33%.

#### 6.1.4. VW07S

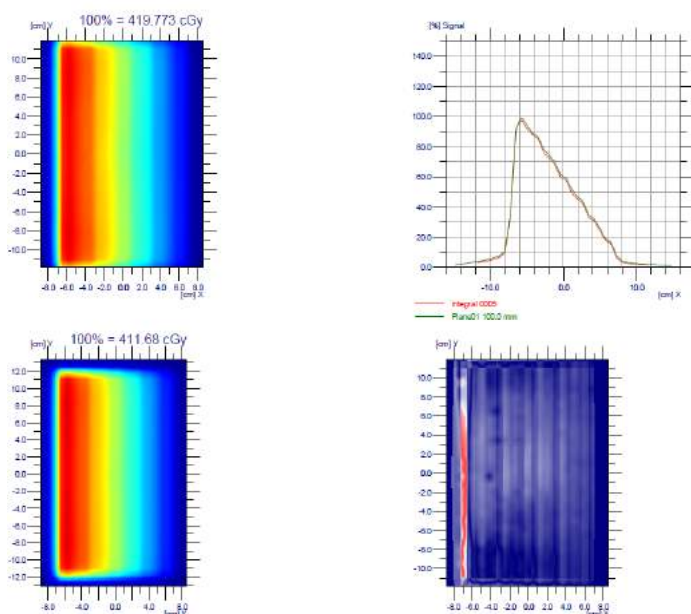
Test składa się z rozszerzającego się w prawą stronę pola prostokątnego o wymiarze  $FY=240$  mm. Pole jest utworzone przez 14 segmentów w technice SMLC (*Step and Shoot*) (Rysunek 92).



**Rysunek 92.** Pola utworzone na akceleratorze przez listki w celu wykonania testu VW07S (fotografia własna).

Dla testu VW07S (Rysunek 93) dawka różni się o niecałe 2.0%, a jedynym obszarem gradientowym jest lewa krawędź pola.

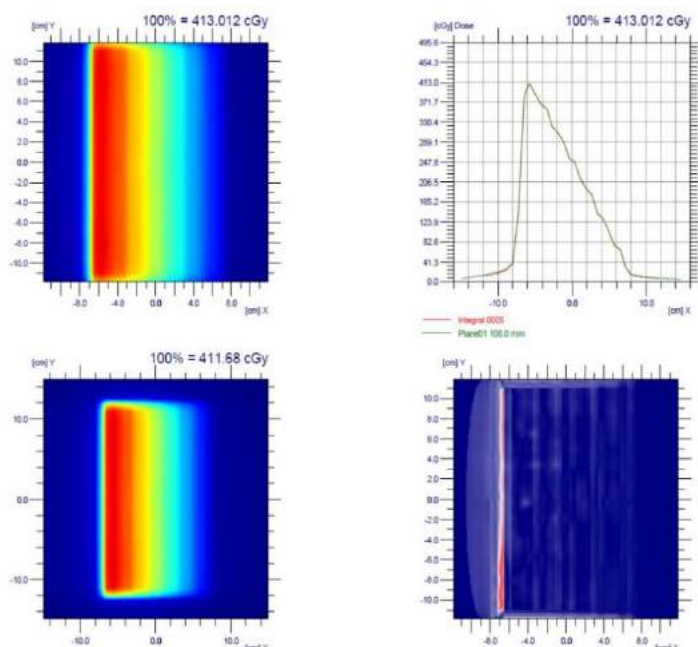
Na porównaniu profili zauważyć można niewielką różnicę od strony prawej (schodkowej) profili, jednak nie jest ona istotna z punktu widzenia oceny testu.



**Rysunek 93.** Wynik testu VW07S dla kolimatora MLC Agility akceleratora medycznego Elekta Versa HD dla kąta gantry  $0^\circ$  zaprezentowany w oprogramowaniu OMNIPRO I'mRT.

W tym przypadku zgodność pikseli w przedziale od -1.0 do 1.5 wynosi 100.0%, natomiast w przedziale od -1.0 do 1.0 wynosi 98.23%.

Dla pełnego obrotu gantry (Rysunek 94) dawka różni się jedynie o 0.32% pomiędzy wartością z TPS a uzyskaną z pomiaru. Profile niemal pokrywają się, a jedyna graficznie występująca różnica znajduje się na krawędzi pola.



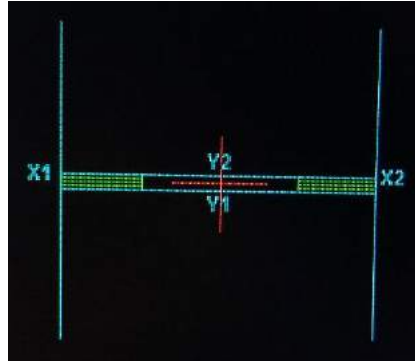
**Rysunek 94.** Wynik testu VW07S dla kolimatora MLC Agility akceleratora medycznego Elekta Versa HD przy jednoczesnym obrocie gantry zaprezentowany w oprogramowaniu OMNIPRO I'mRT.

Co więcej zgodność pikseli wynosi 98.82% i jest wyższa w porównaniu z wynikiem dla tego testu przy kącie gantry  $0^\circ$ .



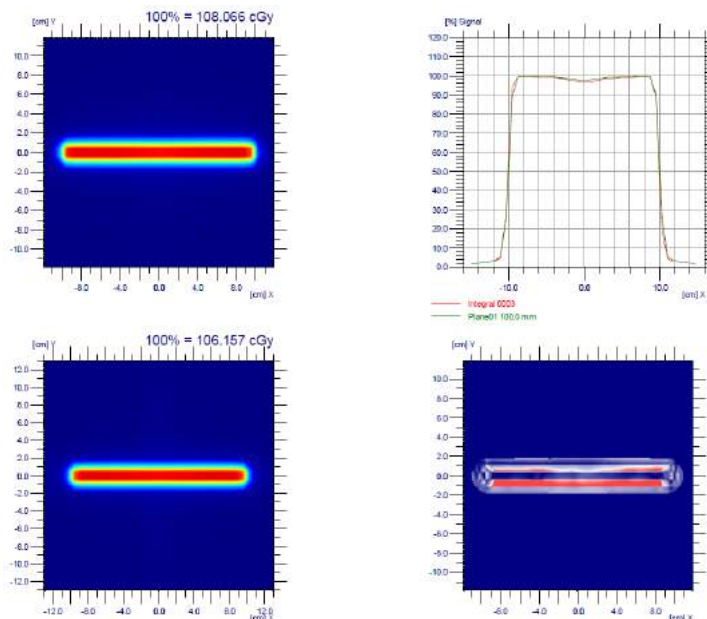
### 6.1.5. YOnly

Pole prostokątne o wymiarze  $FY = 20$  mm utworzone przez listki MLC ( $FX = 200$  mm) (Rysunek 95).



**Rysunek 95.** Pole utworzone na akceleratorze przez listki w celu wykonania testu YOnly (fotografia własna).

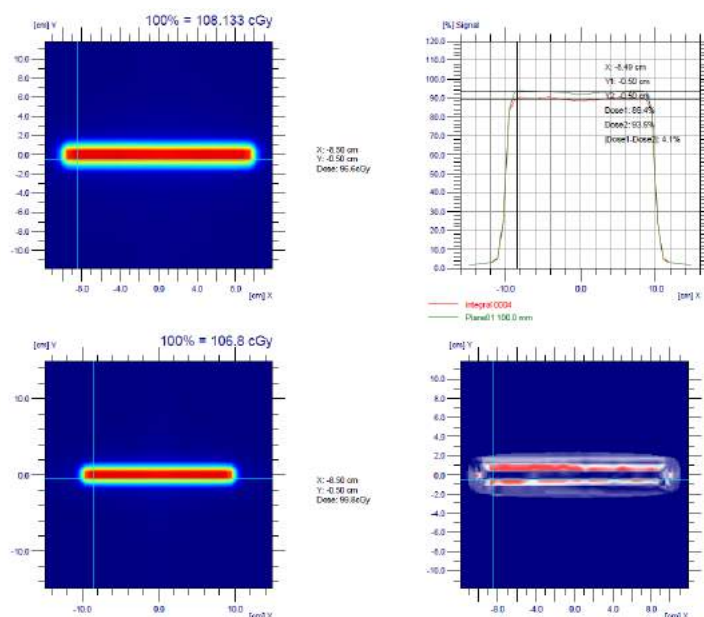
Dla analizowanego testu (Rysunek 96) dawka z pomiaru różni się o 1.8% od dawki z TPS, dodatkowo graficzna różnica widoczna jest na obrazie porównawczym (czerwony obszar).



**Rysunek 96.** Wynik testu YOnly dla kolimatora MLC Agility akceleratora medycznego Elekta Versa HD dla kąta gantry  $0^\circ$  zaprezentowany w oprogramowaniu OMNIPRO I<sup>m</sup>RT.

Profile w większej części się pokrywają, jednak liczbowo zgodność pikseli w przedziale od -1.0 do 1.0 wynosi 97.15%.

Na Rysunku 97 dla testu YOnly różnice w dawkach dla pełnego obrotu (1.25%) nie są znacząco niższe od otrzymanych dla statycznej gantry (1.8%). Na profilach także widać tę różnicę (zaznaczono ją kursorem).

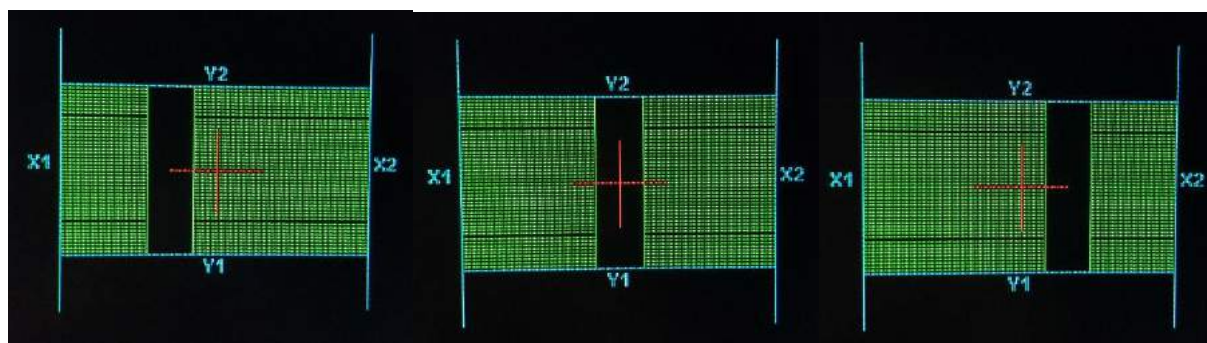


**Rysunek 97.** Wynik testu YOnly dla kolimatora MLC Agility akceleratora medycznego Elekta Versa HD przy jednoczesnym obrocie gantry zaprezentowany w oprogramowaniu OMNIPRO I'mRT.

Porównanie graficzne wydaje się podobnie niezadowolające, co potwierdza wartość 97.35% zgodności pikseli, czyli niewiele więcej od wartości dla tego testu dla kąta gantry  $0^\circ$ .

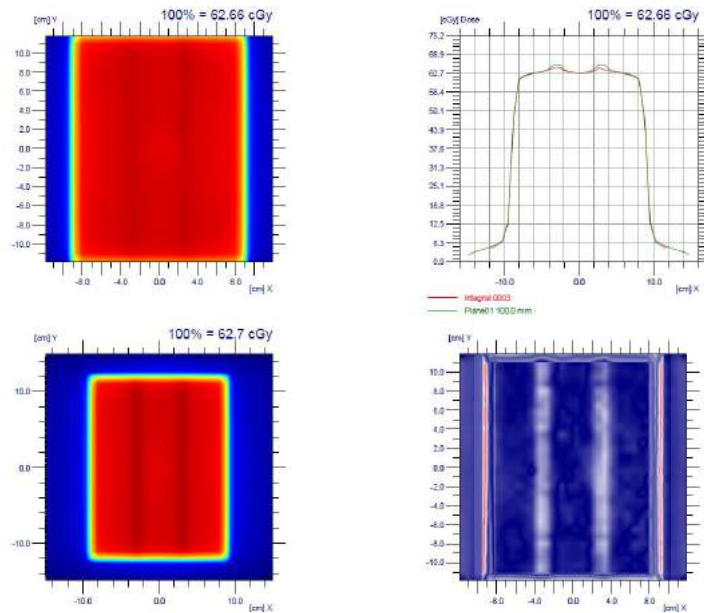
### 6.1.6. 3ABUT

Pole utworzone przez 3 asymetryczne pola prostokątne (Rysunek 98) zrealizowane techniką *Step and Shoot* w 6 segmentach.



**Rysunek 98.** Pola utworzone na akceleratorze przez listki w celu wykonania testu 3ABUT (fotografia własna).

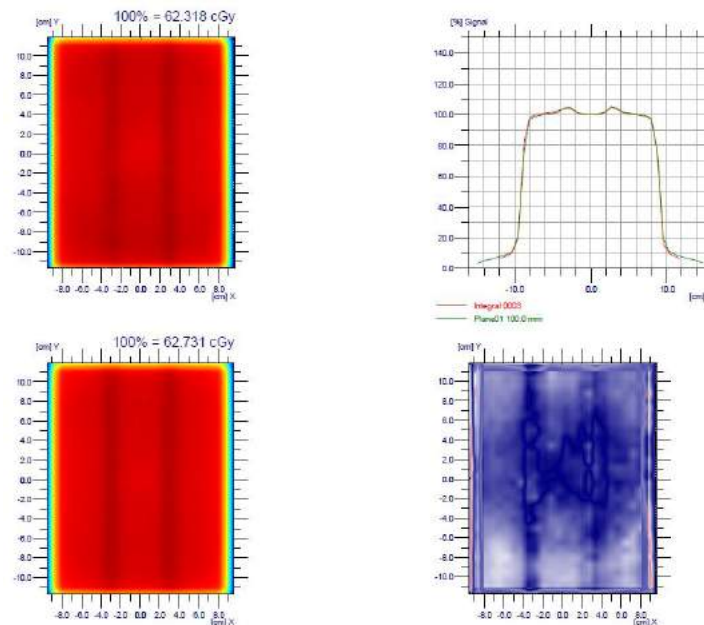
Różnica w dawce na Rysunku 99 pomiędzy pomiarem a TPS wynosi 0.66%, na porównaniu graficznym zaobserwować można niewielkie różnice (czerwone obszary) na krawędziach pola.



**Rysunek 99.** Wynik testu 3ABUT dla kolimatora MLC Agility akceleratora medycznego Elekta Versa HD dla kąta gantry  $0^\circ$  zaprezentowany w oprogramowaniu OMNIPRO I<sup>m</sup>RT.

Profile są niemal identyczne, co potwierdza zgodność pikseli w przedziale od 0.0 do 1.5 wynosząca 100%, podobnie dla przedziału od 0.0 do 1.2, wartość 99.22% pojawia się dopiero dla przedziału 0.0 do 1.0.

Dla testu 3ABUT z pełnym obrotem gantry (Rysunek 100) różnica w dawce wynosi zaledwie 0.064%.

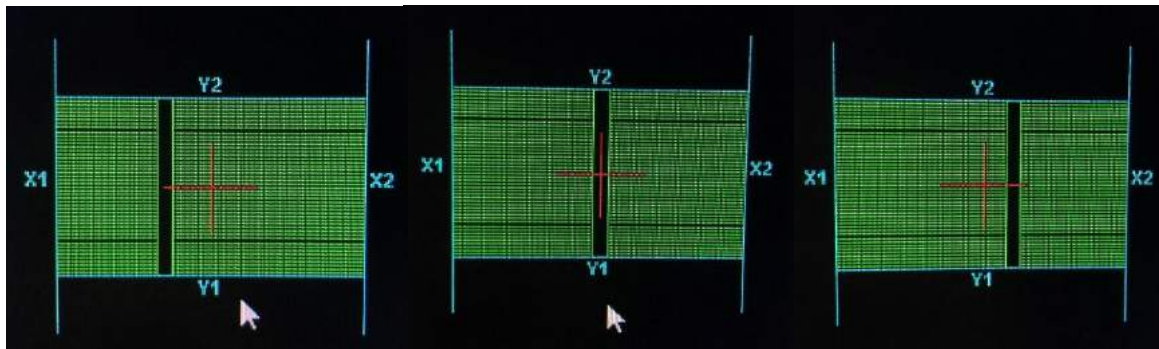


**Rysunek 100.** Wynik testu 3ABUT dla kolimatora MLC Agility akceleratora medycznego Elekta Versa HD przy jednoczesnym obrocie gantry zaprezentowany w oprogramowaniu OMNIPRO I<sup>m</sup>RT.

W profilach widoczne jest niewielkie odchylenie, na obrazie porównawczym tylko na krawędziach pola zaobserwowano różnice (obszary czerwone). Zgodność pikseli w przedziale od 0.0 do 1.0 wynosi 98.19%.

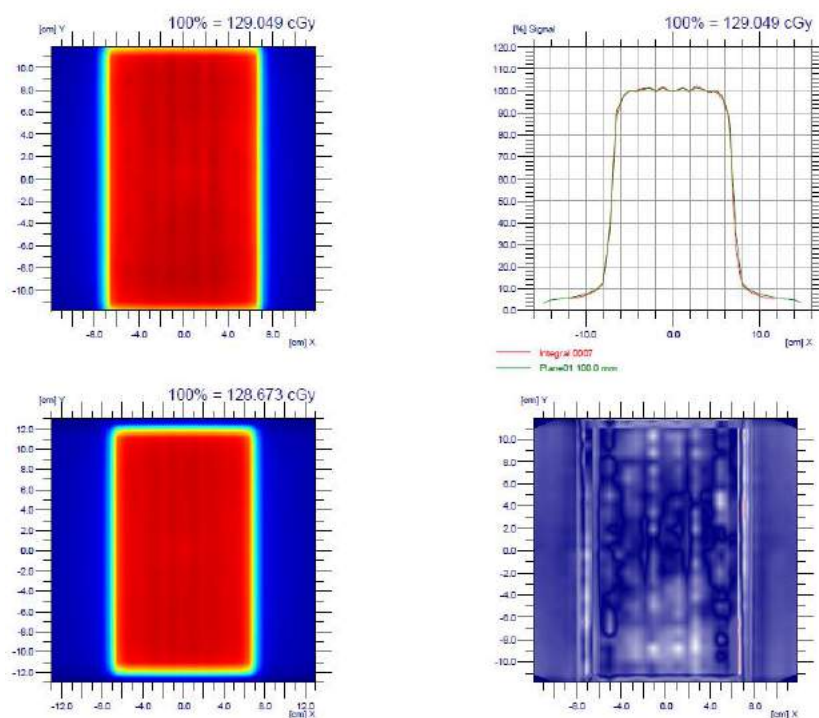
### 6.1.7. 7SegA

Pole to 20 mm szczelina o wymiarze  $FY = 240$  mm tworzona w 7 punktach od lewej do prawej strony (Rysunek 101), zrealizowana przy pomocy techniki *Step and Shoot* przy pomocy 14 segmentów.



**Rysunek 101.** Pola utworzone na akceleratorze przez listki w celu wykonania testu 7SegA (fotografia własna).

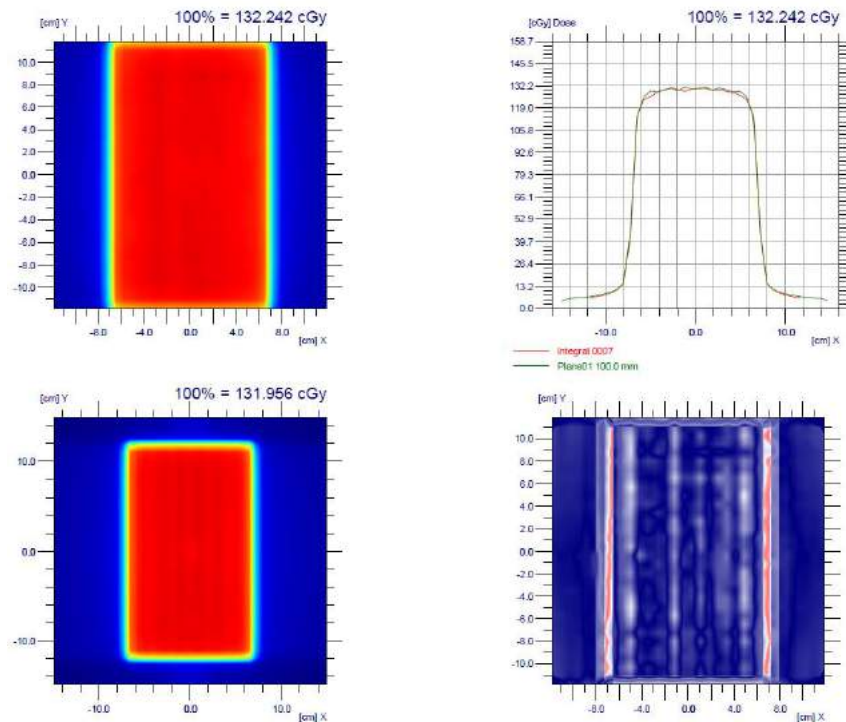
Dla testu 7SegA na Rysunku 102 różnica w dawce wynosi jedynie 0.3%, profile praktycznie się pokrywają, a na porównaniu graficznym obszary o wysokim gradiencie są prawie niedostrzegalne.



**Rysunek 102.** Wynik testu 7SegA dla kolimatora MLC Agility akceleratora medycznego Elekta Versa HD dla kąta gantry  $0^\circ$  zaprezentowany w oprogramowaniu OMNIPRO i mRT.

Zgodność pikseli jest na tyle wysoka, że dopiero dla przedziału od -1.0 do 1.0 jej wartość wynosi mniej niż 100% (99.86%).

Dla testu 7SegA przy pełnym obrocie gantry (Rysunek 103) różnica w dawce wynosi 0.2%. Bardziej widoczne na krawędziach pola są różnice w obrazie porównawczym (większe obszary czerwone).



**Rysunek 103.** Wynik testu 7SegA dla kolimatora MLC Agility akceleratora medycznego Elekta Versa HD przy jednoczesnym obrocie gantry zaprezentowany w oprogramowaniu OMNIPRO I<sup>m</sup>RT.

W obszarze terapeutycznym na profilach występują niewielkie odchylenia. Niestety dla takiego samego przedziału (-1.0 do 1.0) wartość zgodności wynosi tylko 97.00%

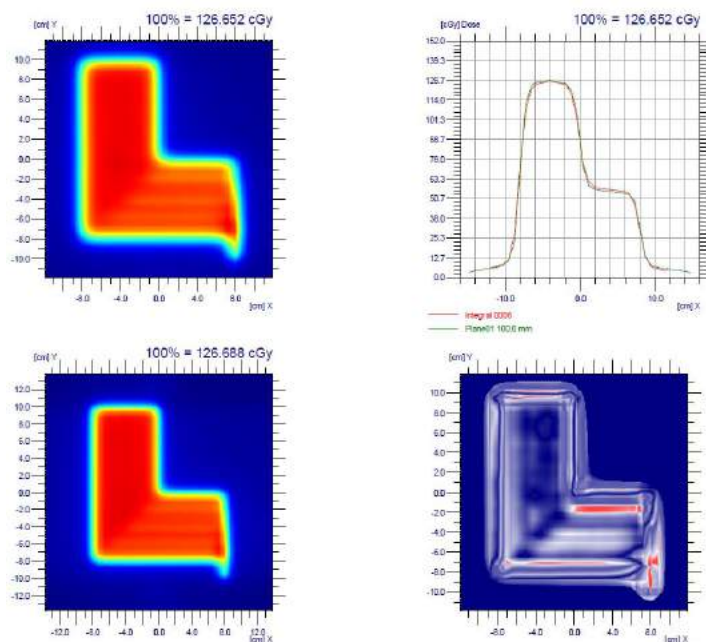
### 6.1.8. FOURL

Test zrealizowany poprzez utworzenie za pomocą listków MLC czterech liter *L* o różnej wielkości (Rysunek 104) w technice *Step and Shoot* z wykorzystaniem 8 segmentów.



**Rysunek 104.** Pola utworzone na akceleratorze przez listki w celu wykonania testu FOURL (fotografia własna).

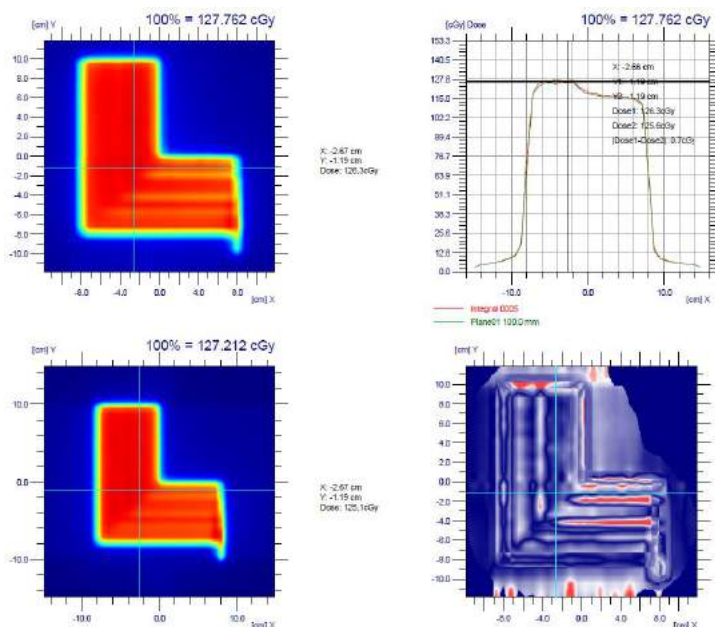
Różnica w dawce dla analizowanego testu wynosi 0.03% (Rysunek 105), kształt profili jest identyczny, gdzieś występują niewielkie odchylenia.



**Rysunek 105.** Wynik testu FOURL dla kolimatora MLC Agility akceleratora medycznego Elekta Versa HD dla kąta gantry  $0^\circ$  zaprezentowany w oprogramowaniu OMNIPRO I<sup>m</sup>RT.

Największe różnice widoczne są na graficznym porównaniu, jednak może być one mylące ponieważ zgodność pikseli w przedziale od -1.0 do 1.0 wynosi 98.25%, co daje pozytywny wynik całego testu.

Nieco inaczej wygląda sytuacja dla pełnego obrotu gantry (Rysunek 106) dla testu FOURL.

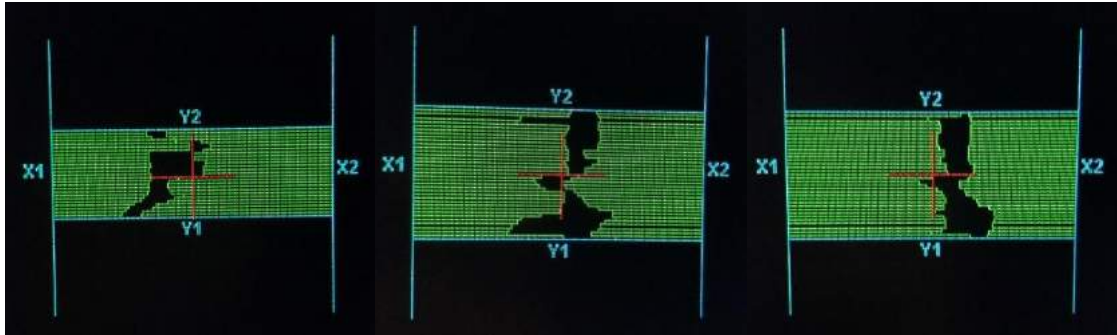


**Rysunek 106.** Wynik testu FOURL dla kolimatora MLC Agility akceleratora medycznego Elekta Versa HD przy jednoczesnym obrocie gantry zaprezentowany w oprogramowaniu OMNIPRO I<sup>m</sup>RT.

Pomimo niewielkiej różnicy w dawce (0.43%) oraz drobnym odchyleniom na profilach, to graficzne porównanie pokazuje obszary o widocznym gradiencie (czerwony kolor). Dodatkowo, wartość liczbowa zgodności pikseli potwierdza występujący gradient i wynosi zaledwie 96.00%.

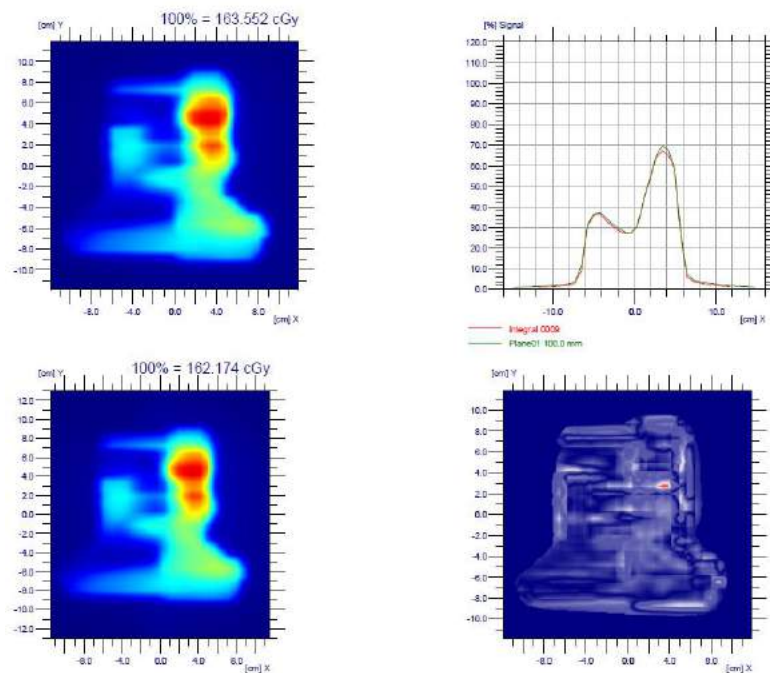
### 6.1.9. HIMRT

Pole IMRT składające się z 80 segmentów w technice *Step and Shoot* dla przykładowego kształtu guza nowotworowego obszaru głowy/szyi. (Rysunek 107).



**Rysunek 107.** Wynik testu FOURL dla kolimatora MLC Agility akceleratora medycznego Elekta Versa HD przy jednoczesnym obrocie gantry zaprezentowany w oprogramowaniu OMNIPRO i<sup>m</sup>RT.

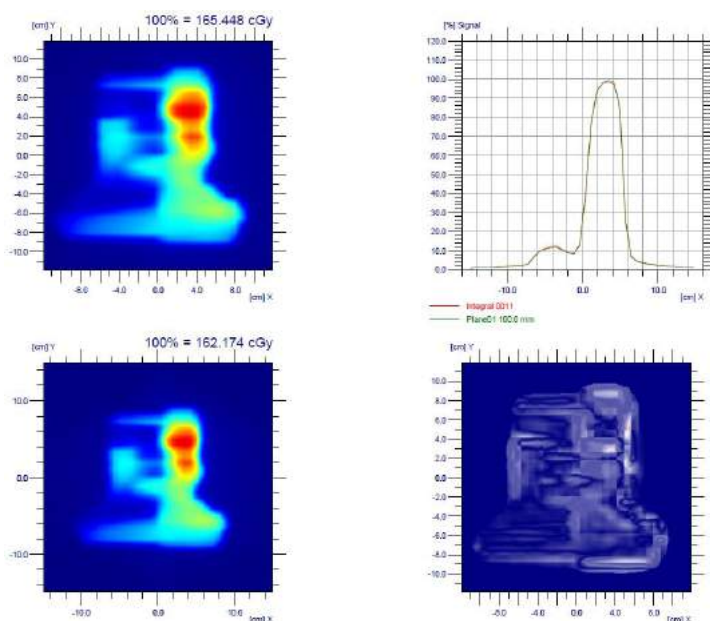
Dla testu HIMRT wykonanego dla kąta gantry  $0^\circ$  (Rysunek 108) zgodność dawki pomiędzy zmierzonym rozkładem, a otrzymanym z TPS wynosi 0.85%.



**Rysunek 108.** Wynik testu HIMRT dla kolimatora MLC Agility akceleratora medycznego Elekta Versa HD dla kąta gantry  $0^\circ$  zaprezentowany w oprogramowaniu OMNIPRO i<sup>m</sup>RT.

Co więcej kształty profili są identyczne, poza wysokością po prawej stronie linii pośrodkowej. Brak znaczących różnic potwierdza także obraz graficzny, gdzie tylko w jednym punkcie widoczna jest jakakolwiek różnica. Zgodność pikseli wynosi 99.54% dla przedziału -1.0 do 0.75, a dla przedziału od -1.0 do 1.0 99.92%.

Na Rysunku 109 dla testu HIMRT wykonanego przy pełnym obrocie gantry akceleratora różnica w dawce pomiędzy TPS a pomiarem wynosi 2.01%.



**Rysunek 109.** Wynik testu HIMRT dla kolimatora MLC Agility akceleratora medycznego Elekta Versa HD przy jednoczesnym obrocie gantry zaprezentowany w oprogramowaniu OMNIPRO 1'mRT.

Na profilach oraz obrazie porównawczym nie zauważalna jest jednak ta różnica, co potwierdza zgodność pikseli równa 99.96% dla przedziału -1.0 do 1.0.

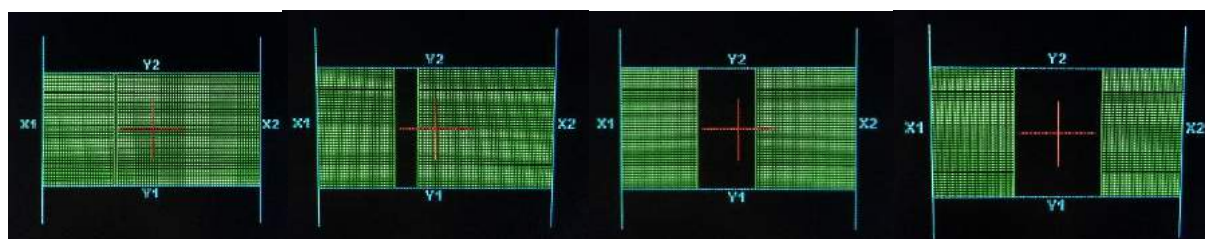
Dla zaprezentowanych testów IMRT-SMLC zgodność (parametr gamma) była na bardzo wysokim poziomie, co świadczy o precyzji pracy akceleratora liniowego oraz kolimatora wielolistkowego. Co więcej, wykonanie testów przy jednoczesnym obrocie gantry nie spowodowało istotnego spadku dokładności dostarczenia dawki. Dzięki takim testom użytkownicy akceleratorów mają potwierdzenie rzeczywistej precyzji urządzenia.

## 6.2. TESTY IMRT – DMLC

W momencie rozwinięcia się techniki IMRT z metody: *Step and Shoot* na *Sliding Window*, konieczne było wprowadzenie dodatkowych testów listów MLC weryfikujących precyzyjność dostarczania dawki. W związku z tym wprowadzono 4 testy określone jako IMRT-DMLC: VW07T, HDMLC, DMLC1 i DMLCA.

### 6.2.1. VW07T

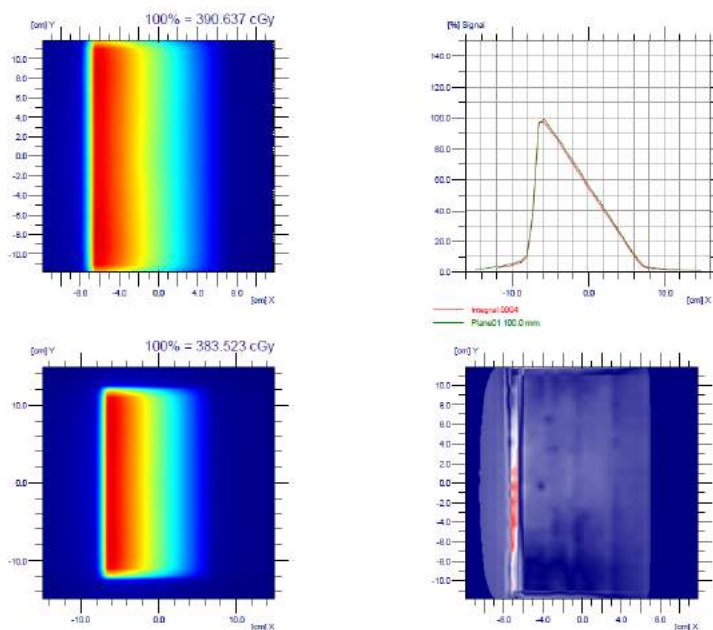
Wynik składa się z rozszerzającego się w prawą stronę pola prostokątnego o wymiarze FY 240 mm. Pole jest utworzone przez 8 segmentów w technice DMLC (*Sliding Window*) (Rysunek 110).



**Rysunek 110.** Pole utworzone na akceleratorze przez listki w celu wykonania testu VW07T (fotografia własna).

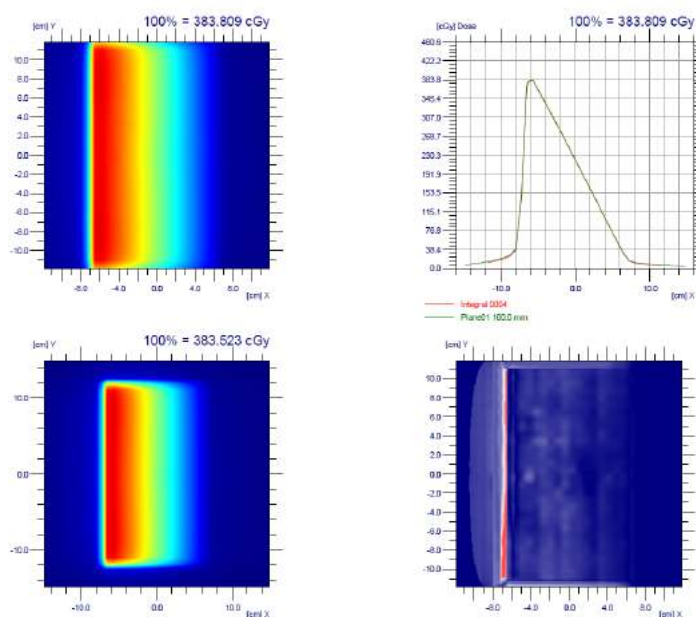


Dawka z pomiaru na Rysunku 111 różni się w odniesieniu do wartości z TPS o około 1.85%.



**Rysunek 111.** Wynik testu VW07T dla kolimatora MLC Agility akceleratora medycznego Elekta Versa HD dla kąta gantry  $0^\circ$  zaprezentowany w oprogramowaniu OMNIPRO I<sup>m</sup>RT.

W tym teście na obrazach profilu nie ma charakterystycznych schodków, tylko linia prosta. Różnica widoczna jest jedynie na obrazie porównawczym po lewej stronie na granicy pola (czerwone punkty). Zgodność pikseli w przedziale od -1.0 do 1.5 wynosi 100.0%, w przedziale od -1.0 do 1.2 wynosi 99.90%, natomiast dla interesującego nas przedziału od -1.0 do 1.0 wynosi 98.92%. Pokrywające się profile na Rysunku 112 prawie w 100% oraz bardzo niewielka różnica w dawce (w porównaniu do wartości dla kąta gantry  $0^\circ$ ) wynosząca 0.075% potwierdzają tendencję, która występowała w dotychczas zanalizowanych testach.

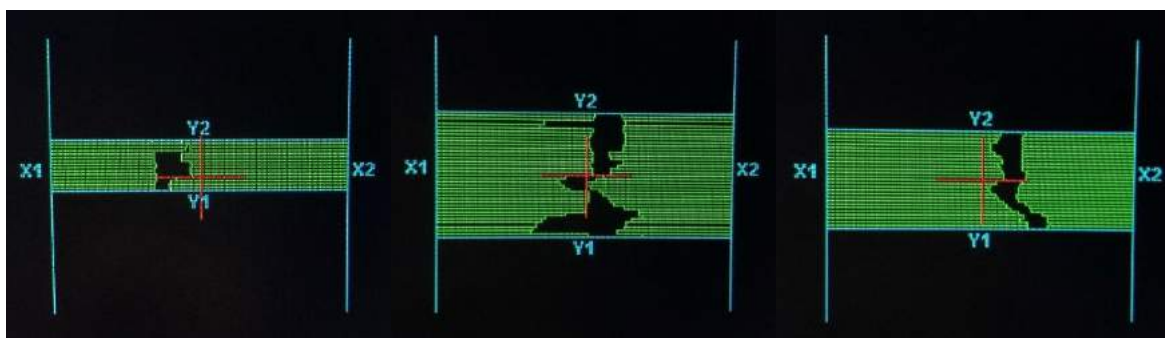


**Rysunek 112.** Wynik testu VW07T dla kolimatora MLC Agility akceleratora medycznego Elekta Versa HD przy jednoczesnym obrocie gantry zaprezentowany w oprogramowaniu OMNIPRO I<sup>m</sup>RT.

Dotyczy ona przede wszystkim zgodności pikseli w takim samym zakresie, która zazwyczaj jest mniejsza (98.74%) od wartości dla statycznego pomiaru. Porównanie graficzne jest bardzo zbliżone i także przedstawia różnice na lewej granicy pola.

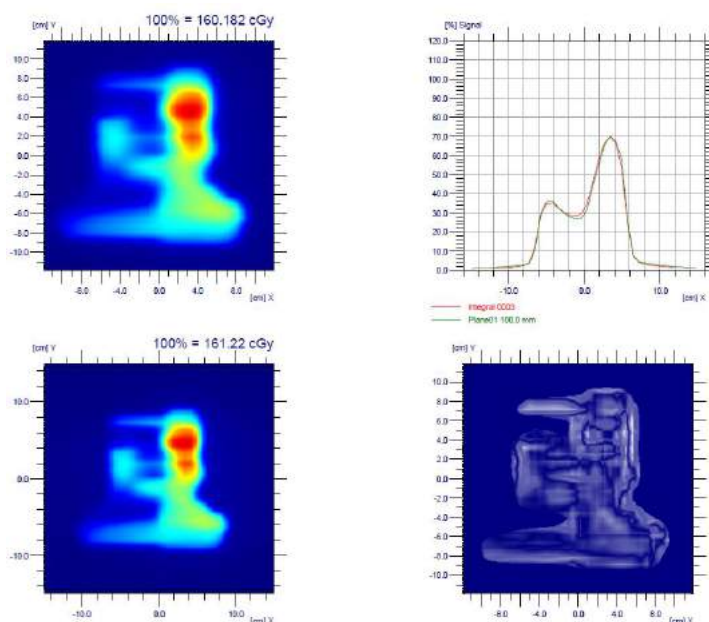
### 6.2.2. HDMLC

Pole DMLC składające się z 41 segmentów techniki *Sliding Window* dla przykładowego kształtu guza nowotworowego obszaru głowy/szyi (Rysunek 113).



**Rysunek 113.** Pola utworzone na akceleratorze przez listki w celu wykonania testu HDMLC (fotografia własna).

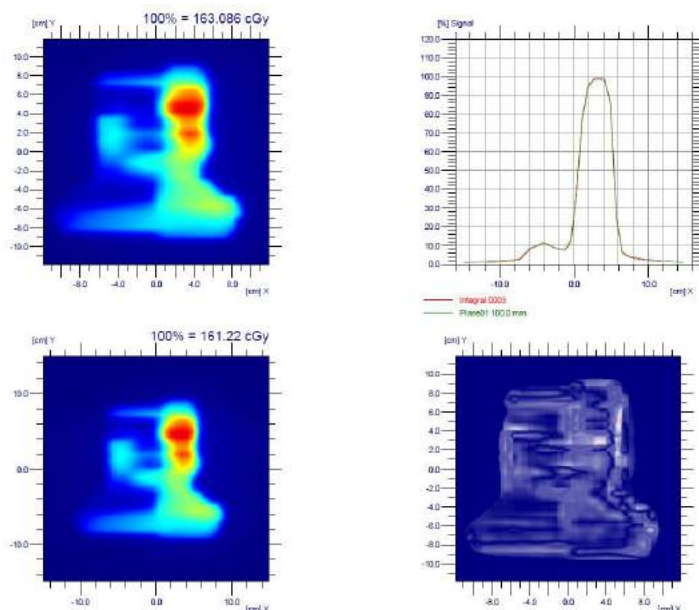
Dla testu HDMLC różnica na Rysunku 114 w dawce pomiędzy rozkładem otrzymanym z pomiaru, a otrzymanym z TPS wynosi około 1.8%.



**Rysunek 114.** Wynik testu HDMLC dla kolimatora MLC Agility akceleratora medycznego Elekta Versa HD dla kąta gantry  $0^\circ$  zaprezentowany w oprogramowaniu OMNIPRO I<sup>m</sup>RT.

Kształt profilu jest podobny do tego uzyskanego z testu HIMRT, natomiast obie krzywe są lepiej dopasowane do siebie. Obraz graficzny także pokazuje dużą zgodność, ponieważ niewidoczne są żadne punkty gradientowe. Zgodność pikseli również jest wysoka i wynosi 99.80% dla przedziału od -1.0 do 0.75, a dla przedziału -1.0 do 1.0 99.99%.

Dawki otrzymane z TPS i te z pomiaru, przy pełnym obrocie gantry (Rysunek 115) różnią się od siebie o 1.16%.

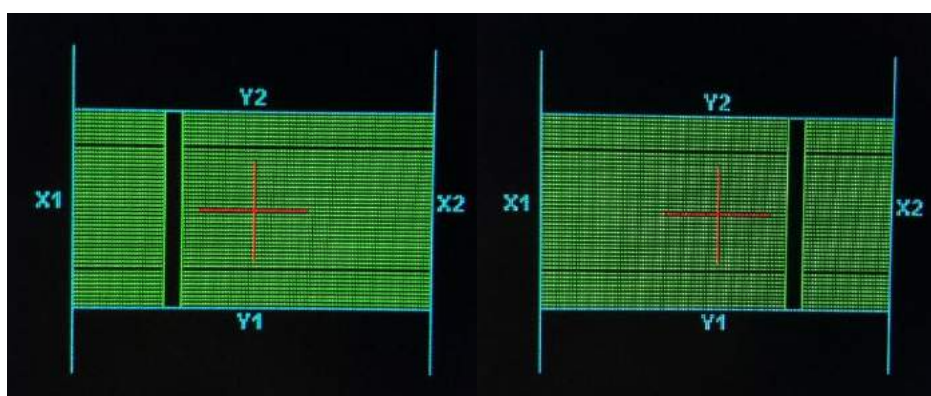


**Rysunek 115.** Wynik testu HDMLC dla kolimatora MLC Agility akceleratora medycznego Elekta Versa HD przy jednoczesnym obrocie gantry zaprezentowany w oprogramowaniu OMNIPRO TmRT.

Dobrze dopasowane profile oraz niewielkie różnice na graficznym obrazie porównawczym dają w rezultacie zgodność pikseli z przedziału  $-1.0$  do  $1.0$  na poziomie 99.96%.

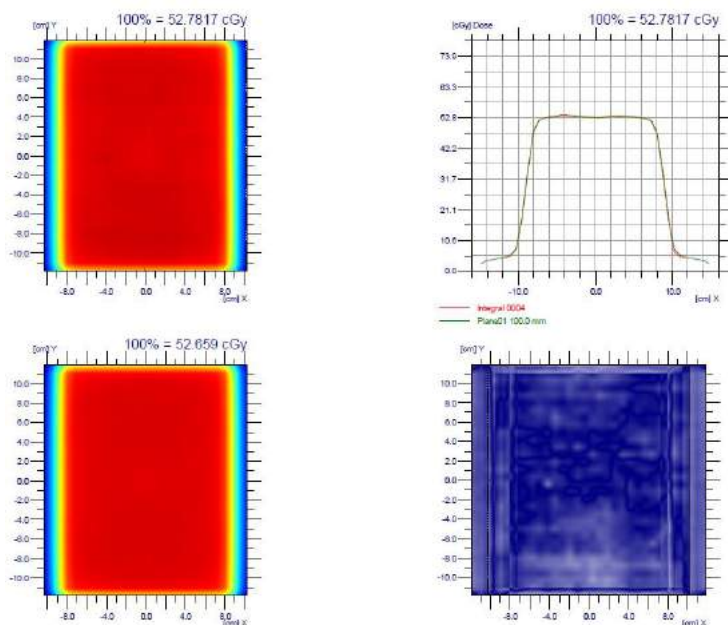
### 6.2.3. DMLC1

Pole złożone z 20 mm szczeliny o wymiarze FY 240 mm przesuwaną się z lewej na prawą stronę zrealizowanej dzięki technice *Sliding Window* (Rysunek 116). Dodatkowo, test DMLC1 wykonano dla statycznych kątów gantry  $90^\circ$ ,  $270^\circ$  oraz  $180^\circ$ .



**Rysunek 116.** Pola utworzone na akceleratorze przez listki w celu wykonania testu DMLC1 (fotografia własna).

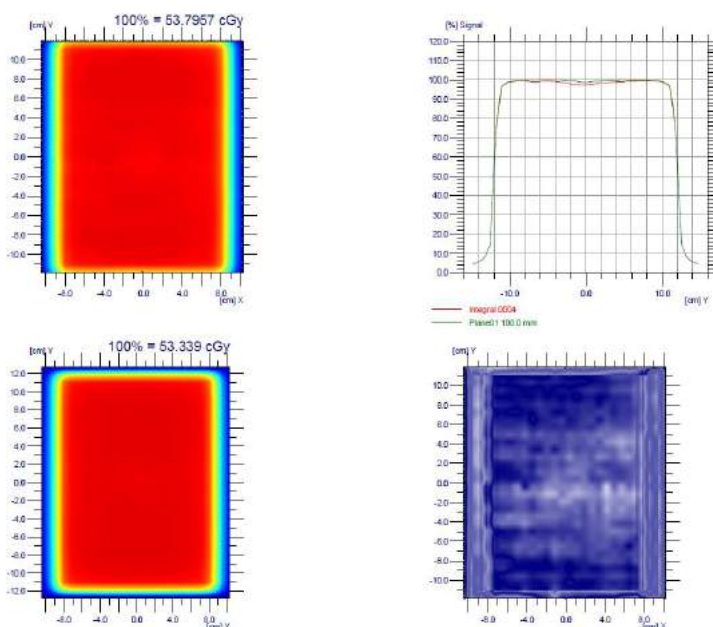
Na Rysunku 117 różnica w dawce dla testu DMLC1 wynosi około 0.2%. Profile obu rozkładów pokrywają się, a na graficznym obrazie porównawczym nie ma żadnym różnic.



**Rysunek 117.** Wynik testu DMLC1 dla kolimatora MLC Agility akceleratora medycznego Elekta Versa HD dla kąta gantry  $0^\circ$  zaprezentowany w oprogramowaniu OMNIPRO I<sup>m</sup>RT.

Zgodność pikseli na poziomie 99.91% dla przedziału od -1.0 do 0.75 potwierdza dopasowanie rozkładów, natomiast dla przedziału -1.0 do 1.0 wynosi 99.97%.

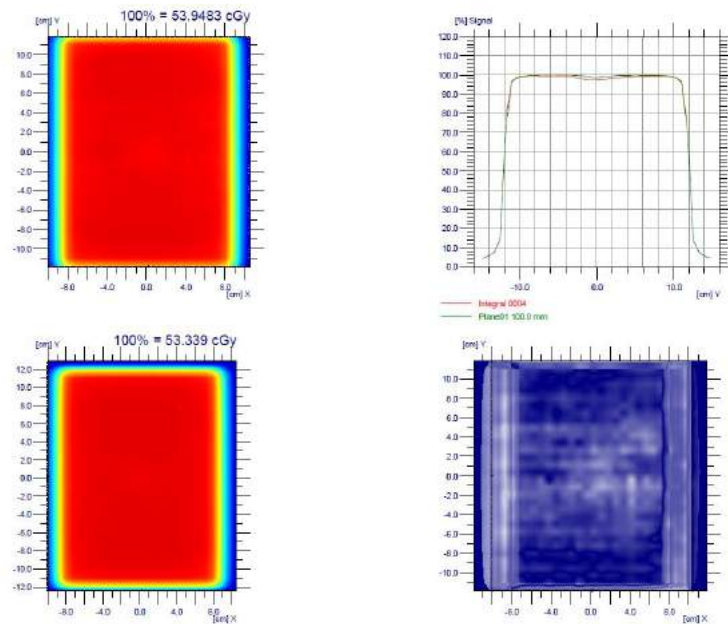
Dla kąta  $90^\circ$  (Rysunek 118) różnica w dawce wynosi 0.86%, a profile różnią się niewiele w obszarze terapeutycznym.



**Rysunek 118.** Wynik testu DMLC1 dla kolimatora MLC Agility akceleratora medycznego Elekta Versa HD dla kąta gantry  $90^\circ$  zaprezentowany w oprogramowaniu OMNIPRO I<sup>m</sup>RT.

Na obrazie graficznym nie widać żadnych większych gradientów, a zgodność pikseli wynosi 99.94% do przedziału -1.0 do 1.0.

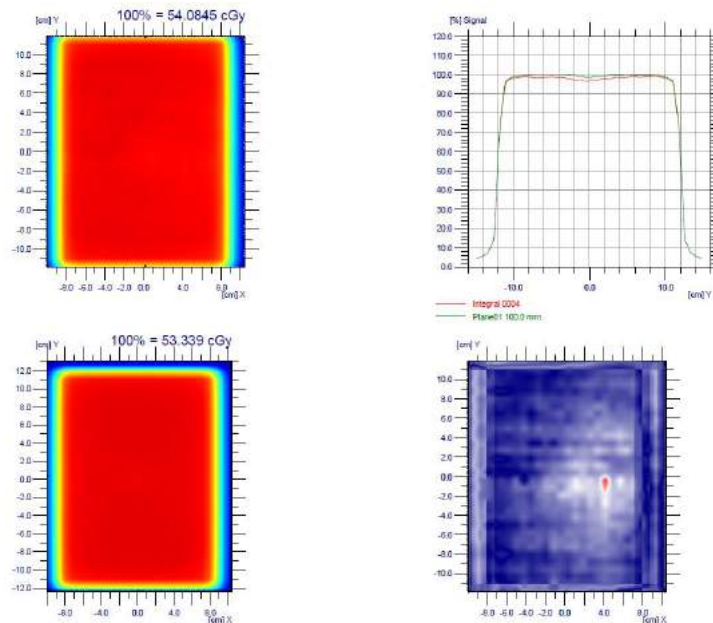
Dla kąta  $270^\circ$  (Rysunek 119) różnica dawki jest już większa i wynosi 1.14%, profile wyglądają podobnie jak dla kąta  $90^\circ$ , graficzny obraz porównawczy także.



**Rysunek 119.** Wynik testu DMLC1 dla kolimatora MLC Agility akceleratora medycznego Elekta Versa HD dla kąta gantry  $270^\circ$  zaprezentowany w oprogramowaniu OMNIPRO I'mRT.

Zgodność pikseli dla przedziału od -1.0 do 1.0 wynosi 99.21%.

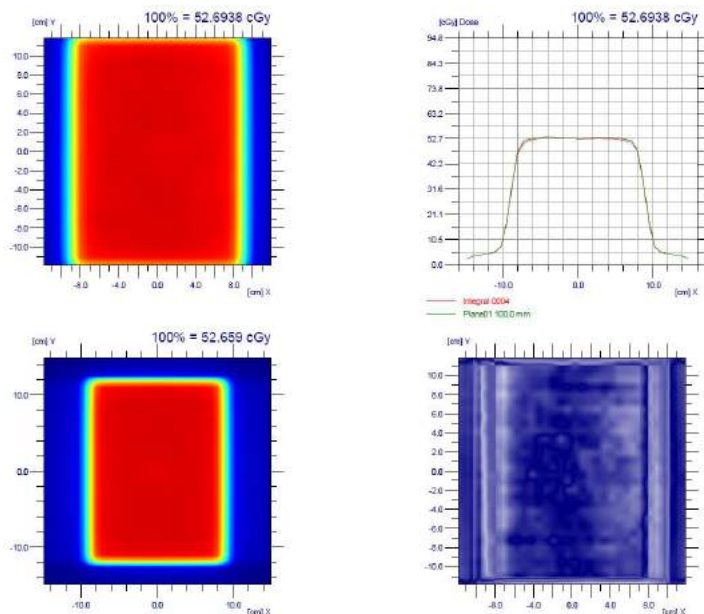
Na Rysunku 120 dla kąta  $180^\circ$  różnica w dawce wynosi już 1.40%, na profilach występuje także różnice w obszarze terapeutycznym.



**Rysunek 120.** Wynik testu DMLC1 dla kolimatora MLC Agility akceleratora medycznego Elekta Versa HD dla kąta gantry  $180^\circ$  zaprezentowany w oprogramowaniu OMNIPRO I'mRT.

Na obszarze porównawczym widoczny jest jeden mały obszar gradientowy, jednak zgodność pikseli na poziomie 98.98% jest zadowalająca i akceptowalna.

Należy podkreślić, że dla testu DMLC1 z pełnym obrotem gantry przedstawionym na Rysunku 121 różnica w dawce jest znikoma (0.064%), na profilu występują delikatne odchylenia w obszarze połączenia.

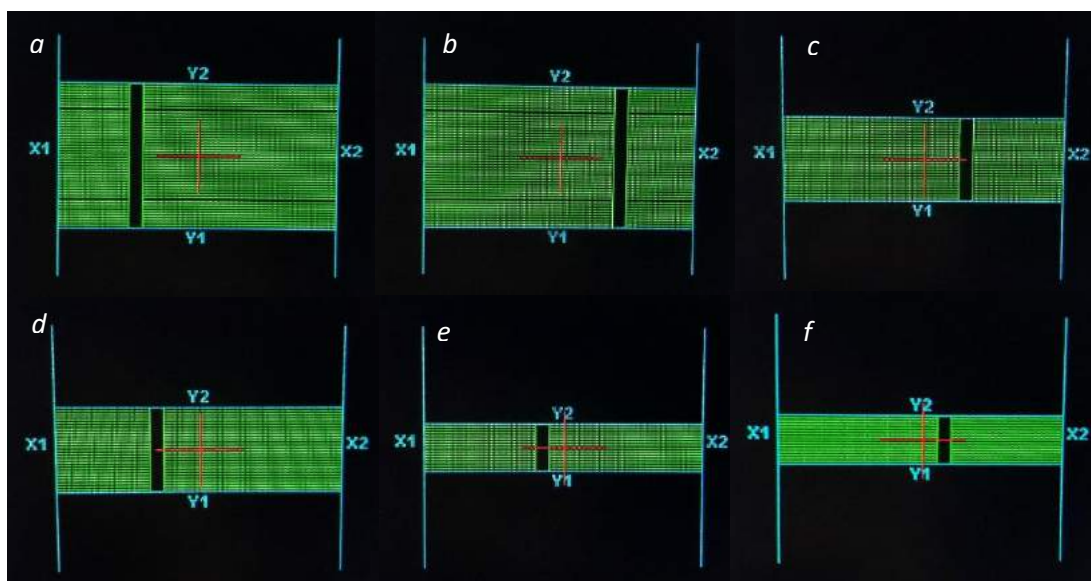


**Rysunek 121.** Wynik testu DMLC1 dla kolimatora MLC Agility akceleratora medycznego Elekta Versa HD przy jednoczesnym obrocie gantry zaprezentowany w oprogramowaniu OMNIPRO I<sup>m</sup>RT.

Zgodność pikseli w przedziale od -1.0 do 1.0 na poziomie 100.00% oraz obraz porównawczy bez obszarów różnicowych potwierdza dużą poprawność.

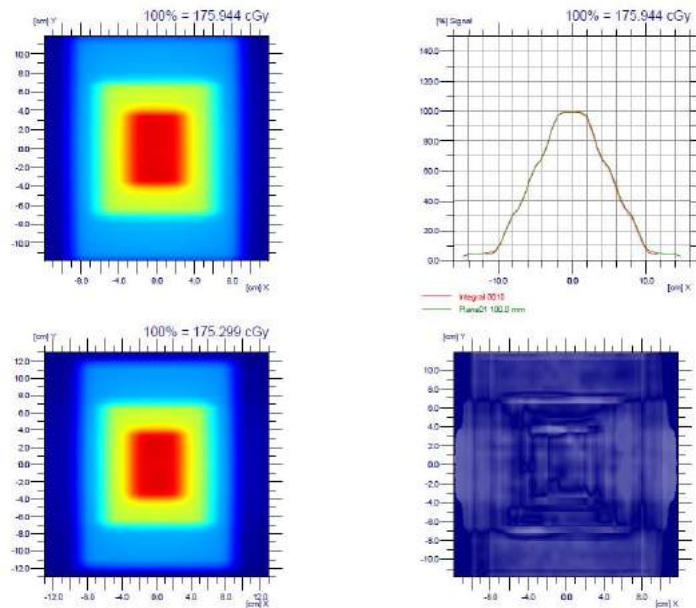
#### 6.2.4. DMLCA

Pole złożone z trzech 20 mm szczelin o wymiarach FY 240 mm, 140 mm oraz 80 mm. Szczeliny 240 mmx20 mm oraz 80 mmx20 mm przesuwają się z lewej na prawą stronę, natomiast 140 mmx20 mm z prawej na lewą (Rysunek 122 (od *a* do *f*)). Wszystkie pola zrealizowane zostały techniką DMLC.



**Rysunek 122.** Pola utworzone na akceleratorze przez listki w celu wykonania testu DMLCA (fotografia własna).

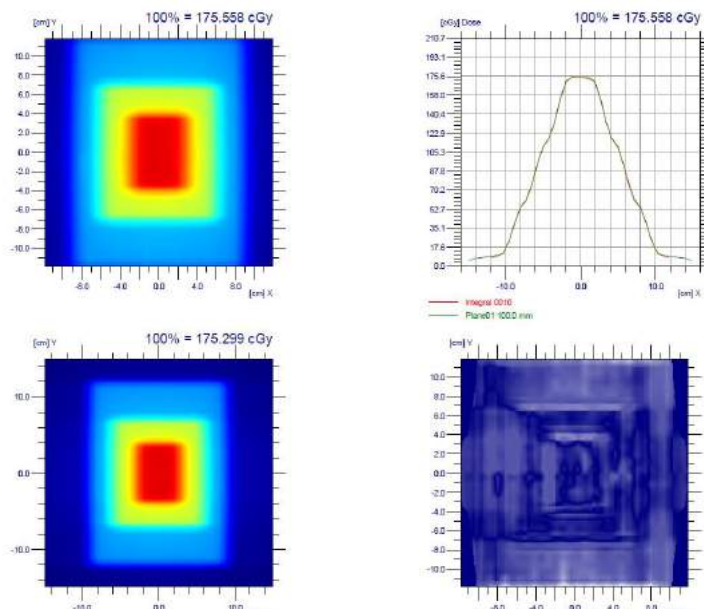
Różnica w dawce dla testu DMLCA (Rysunek 123) wynosi około 0.4% (0.37%). Profile pokrywają się prawie całkowicie.



**Rysunek 123.** Wynik testu DMLC1 dla kolimatora MLC Agility akceleratora medycznego Elekta Versa HD dla kąta gantry  $0^\circ$  zaprezentowany w oprogramowaniu OMNIPRO I'mRT.

Porównawczy obraz graficzny jest bardzo jednolity i spójny. Zgodność pikseli wynosi 99.85% dla przedziału -1.0 do 0.5, co oznacza że dla przedziałów -1.0 do 1.0, -1.0 do 1.2 oraz -1.0 do 1.5 zgodność wynosi 100%.

Na Rysunku 124 ilustrującym test DMLCA dla pełnego obrotu różnica w dawce wynosi 0.15%, profile podobnie jak dla statycznego kąta gantry pokrywają się.



**Rysunek 124.** Wynik testu DMLCA dla kolimatora MLC Agility akceleratora medycznego Elekta Versa HD przy jednoczesnym obrocie gantry zaprezentowany w oprogramowaniu OMNIPRO I'mRT.

Obraz porównawczy bez obszarów gradientowych, w rezultacie daje zgodność pikseli w przedziale od -1.0 do 1.0 na poziomie 99.99%.

Dla przeprowadzonych testów IMRT-DMLC podobnie jak dla SMLC wyniki otrzymane są bardzo zadawalające. Bardzo wysoka zgodność, bez względu czy testy wykonywano statycznie (gantry  $0^\circ$ ), czy dynamicznie (obrot gantry). Oznacza to, że dla metody *Sliding Window* listki akceleratora firmy Elekta użytego do przeprowadzenia pomiarów także pracują z bardzo wysoką precyzją.

Podsumowując przeprowadzone testy listków MLC dla techniki IMRT pozwalają na bardzo duże możliwości dotyczące wyboru sposobu planowania leczenia. Bardzo wysoka dokładność dla statycznych kątów oraz przy obrocie gantry pozwala na stosowanie nie tylko technik IMRT, ale również VMAT. Taka precyzja zdecydowanie poprawia jakość leczenia pacjentów.

### 6.3. MLC OFFSET

W akceleratorach medycznych rozmiar pola definiowany jest przez diafragmy oraz liście. Ich parametry specyfikują dystans (w cm) od krawędzi pola lub położenia listka od izocentrum. MLC offset to przesunięcie pozycji liści o zadaną wartość względem jej początkowej pozycji (wartość 0.0). Taki parametr można określić zarówno w osi Y oraz w osi X (w przypadku kolimatora Agility są to wartości dla szczęk). Wartości MLC Offset powodują zwiększenie (+) lub zmniejszenie (-) wielkości pola w stosunku do początkowej wartości.

Wszystkie wartości liczbowe zaprezentowane w tabelach i na wykresach określane jako wyniki są wartościami dawek znormalizowanych do wartości 1.0 dla przesunięcia (offset'u) równego 0.0 mm. Są to zatem dawki mniejsze lub większe do uzyskanych dla pozycji początkowej listka (offset 0.0 mm).

#### 6.3.1. TESTY MLC

W Tabeli 6.3.1.1. przedstawione wartości (MLC Offset) dotyczą tylko zmian w kierunku Y wraz z ich wpływem na dawki dla poszczególnych testów MLC.

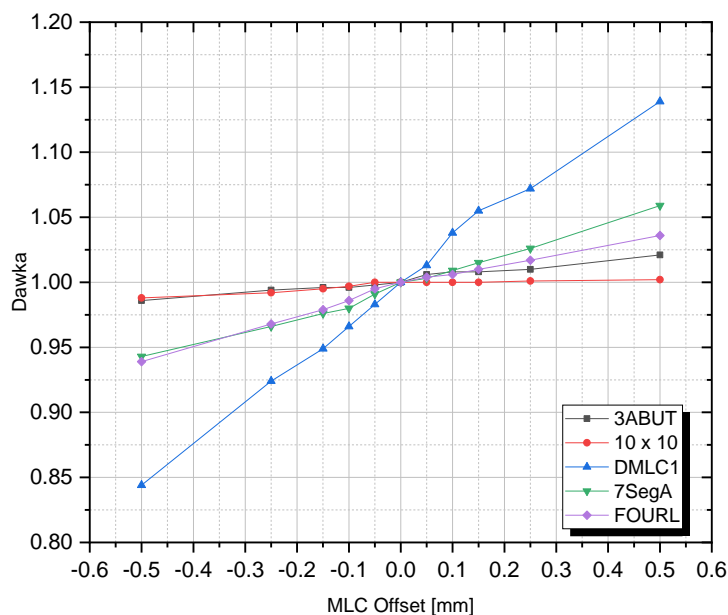
**Tabela 6.3.1.1. Wpływ Offsetu MLC na dawkę dla przykładowych testów listków.**

MLC Offset [mm]	3ABUT	10 x 10	7SegA	FOURL	DMLC1
-0.50	0.986	0.988	0.943	0.939	0.844
-0.25	0.994	0.992	0.966	0.968	0.924
-0.15	0.996	0.995	0.976	0.979	0.949
-0.10	0.996	0.997	0.980	0.986	0.966
-0.05	0.998	1.000	0.991	0.995	0.983
0.00	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
0.05	1.006	1.000	1.003	1.004	1.013
0.10	1.008	1.000	1.009	1.006	1.038
0.15	1.008	1.000	1.015	1.010	1.055
0.25	1.010	1.001	1.026	1.017	1.072
0.50	1.021	1.002	1.059	1.036	1.139



Otrzymane wyniki z Tabeli 6.3.1.1. zostały zaprezentowane w formie wykresu na Rysunku 125.

Na wykresie (Rysunek 125) można zaobserwować, że najmniejsze odchylenia wraz ze wzrostem offsetu pochodzą dla testu 10x10 (3DCRT), maksymalne to -0.6%.



**Rysunek 125.** Wykres zależności znormalizowanej dawki dla testów listków MLC od offsetu MLC.

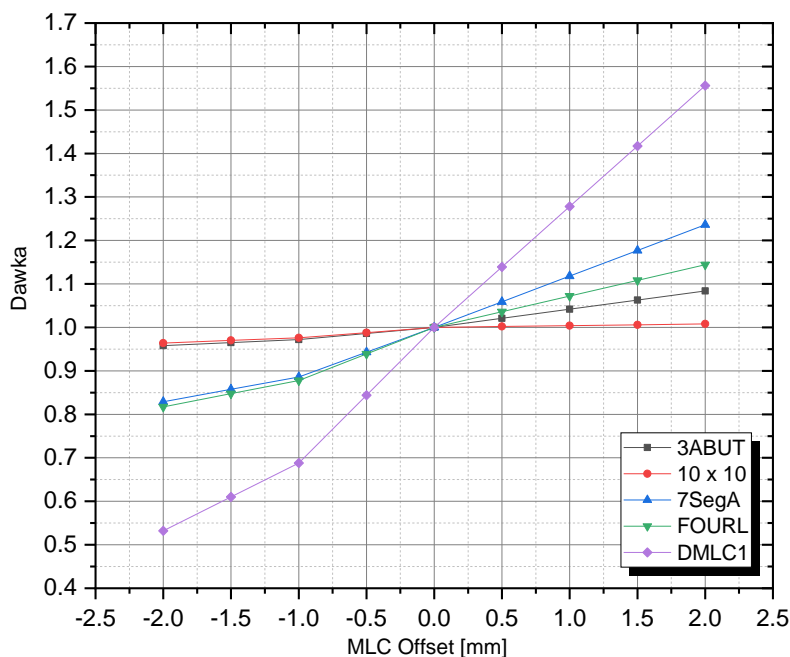
Testy IMRT-SMLC wykazują odchylenie w zależności od wzrastającej wartości offsetu MLC. Dla 3ABUT wartości wahają się od -0.4% do +2.1%, dla 7SegA od -5.7% do +5.9%, a dla FOURL od -6.1% do +3.6%. Największe odchylenia od -15.6% do +13.9% widoczne są dla testu DMLC1 (IMRT-DMLC). Takie wartości pokazują istotność monitorowania parametru jakim jest offset MLC.

Obserwując zależność mierzonej fluencji od wartości offset MLC i mając do dyspozycji aparat terapeutyczny wyłączony z eksploatacji klinicznej (wymiana na nowy, zagrożenie uszkodzenia kolimatora wynikające z kolizji układu listków), podjęto próbę rozszerzenia pomiarów fluencji od wartości MLC do zakresu  $\pm 2$  mm co 0.5 mm (maksymalna wartość ustalona przez producenta o jaką możliwe jest przesunięcie układu listków w trakcie testów akceptacyjnych aparatu). Wyniki zaprezentowano w Tabeli 6.3.1.2.

**Tabela 6.3.1.2** Wpływ interpolowanego offsetu MLC na dawkę dla przykładowych testów listków.

MLC Offset [mm]	3ABUT	10 x 10	7SegA	FOURL	DMLC1
-2.0	0.958	0.964	0.829	0.817	0.532
-1.5	0.965	0.970	0.857	0.847	0.610
-1.0	0.972	0.976	0.886	0.878	0.688
-0.5	0.986	0.988	0.943	0.939	0.844
0.0	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
0.5	1.021	1.002	1.059	1.036	1.139
1.0	1.042	1.004	1.118	1.072	1.278
1.5	1.063	1.006	1.177	1.108	1.417
2.0	1.084	1.008	1.236	1.144	1.556

Wyniki z Tabeli 6.3.1.2. zaprezentowano graficznie na Rysunku 126 w formie wykresu.

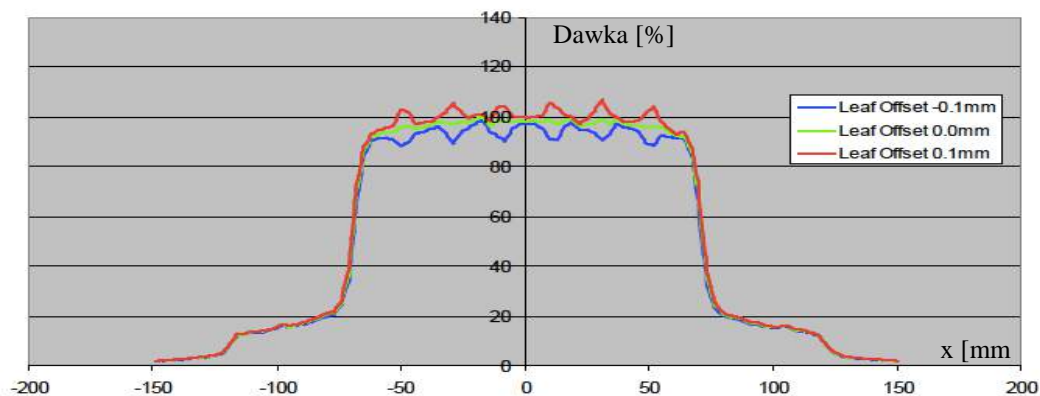


**Rysunek 126.** Wykres zależności wyników testów listków MLC od interpolowanych wartości offsetu MLC.

Na Rysunku 126, który przedstawia wyniki testów dla wartości offsetu MLC, dawki różnią się o ponad 50% (dla DMLC1).

Analizując offset  $\pm 2.0\text{mm}$  najmniejsze odchylenia wykazuje test pola  $100\text{ mm} \times 100\text{ mm}$  [10 x 10] (-3.6% dla offsetu -2.0 mm i 0.8% dla dodatniego przesunięcia). Następnie test 3ABUT z wartościami -4.2% i 8.4%, FOURL-18.3% i 14.4% oraz 7SegA-17.1% oraz 23.6%. Największe odchylenia reprezentuje test DMLC1, gdzie różnice w dawkach wynoszą -46.8% oraz 55.6%. Należy jednak pamiętać, że na otrzymane wartości dawek wpływ może mieć także prawidłowa pozycja listków MLC oraz szczęk kolimatora wielolistkowego, a także dokładność ustawienia matrycy pomiarowej. Pomimo uwzględniania tych aspektów różnica w dawce oscylująca wokół 50% jest ogromna i nie do zaakceptowania.

Dodatkowo sprawdzono jaki wpływ na kształt profilu w teście 7SegA ma offset MLC (Rysunek 127).



**Rysunek 127.** Wykres krzywej profilu w teście 7SegA dla różnych wartości offsetów MLC.

Zaobserwowano, że w obszarze terapeutycznym krzywa profilu odbiega od prawidłowego kształtu (zielona krzywa), w zależności czy przesunięcie jest ujemne (niebieska krzywa) czy dodatnie (czerwona krzywa), co nie jest pożądane dla radioterapii, zwłaszcza w sytuacjach podawania wysokiej, radykalnej dawki promieniowania.

### 6.3.2. WERYFIKACJE DYNAMICZNYCH PLANÓW LECZENIA

W celu sprawdzenia wpływu offset MLC na wynik weryfikacji dynamicznych planów leczenia zmierzono dla różnych wartości offsetów ( $\pm 0.1$  mm,  $\pm 0.25$  mm oraz  $\pm 0.5$  mm) plany przygotowane na potrzeby niniejszej pracy dla trzech obszarów (klatki piersiowej, głowy/szyi oraz miednicy). Wyniki dawek porównano dla potrzebnych parametrów (AVERAGE, D1) narządów krytycznych oraz obszarów tarczowych dla danej lokalizacji. Wszystkie otrzymane dawki znormalizowano do wartości dla offsetu MLC=0.0 mm.

#### 6.3.2.1. OBSZAR KLATKI PIERSIOWEJ

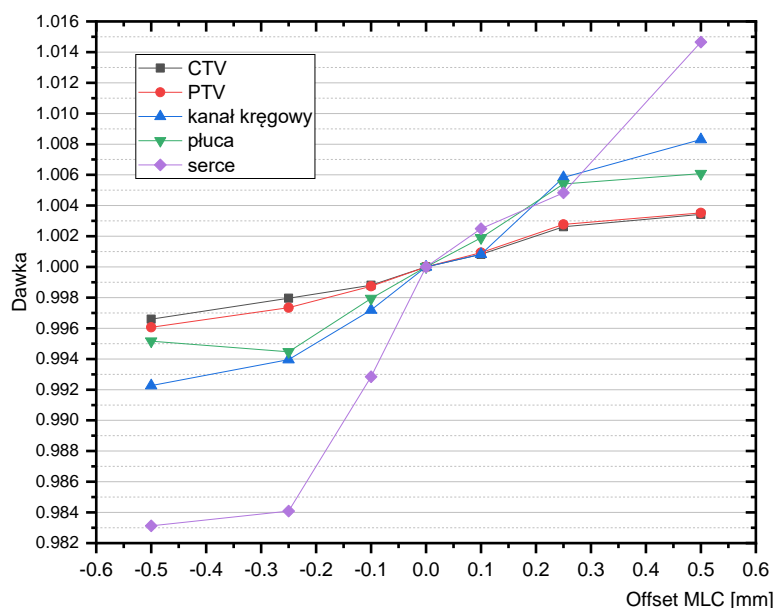
Do oceny planu leczenia dla tego obszaru zostały przeanalizowane średnie wartości dla targetu (CTV, PTV), wartość maksymalna dla kanału kręgowego oraz średnie wartości dla płuc i serca. Wyniki zaprezentowano poniżej w Tabeli 6.3.2.1.

**Tabela 6.3.2.1.** Wpływ offset MLC na względne dawki w narządach dla obszaru klatki piersiowej znormalizowane do wartości offsetu 0.0 mm.

MLC offset [mm]	-0.50	-0.25	-0.10	0.00	0.10	0.25	0.50
CTV AVERAGE	0.997	0.998	0.999	1.000	1.001	1.003	1.003
PTV AVERAGE	0.996	0.997	0.999	1.000	1.001	1.003	1.004
KANAŁ KRĘGOWY D1	0.992	0.994	0.997	1.000	1.001	1.006	1.008
PŁUCA AVERAGE	0.995	0.994	0.998	1.000	1.002	1.005	1.006
SERCE AVERAGE	0.983	0.984	0.993	1.000	1.002	1.005	1.015

Zarówno Tabela 6.3.2.1. jak i Rysunek 128 pokazują, że offset MLC ma bardzo duże znaczenie na wartość dawki w narządach w leczonym obszarze.

Dla obszaru tarczowego (CTV i PTV) są to wartości  $\pm 0.3$ - $0.4\%$  w odniesieniu do offsetu 0.0 mm. Dla średniej dawki na płuca różnica to  $0.5\%$  mniejsza dawka dla  $-0.5$  mm offsetu i  $0.6\%$  większa dla offsetu  $+0.5$  mm.



**Rysunek 128.** Wykres zależności wartości względnej dawki dla narządów w obszarze klatki piersiowej od wartości offsetu MLC znormalizowany do offsetu 0.0mm.

W przypadku wartości dawki maksymalnej dla kanału kręgowego w zależności od znaku offsetu (+ lub -) różnica w dawce wynosi odpowiednio  $\pm 0.8\%$ . Największe różnice dochodzące do 1.5-1.7% zaobserwowano dla serca.

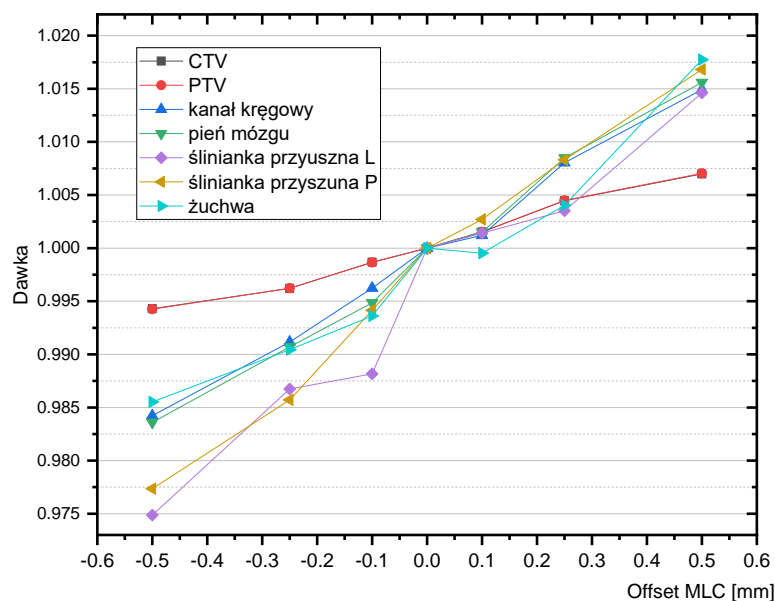
#### 6.3.2.2. OBSZAR GŁOWY/SZYI

Dla obszaru głowy/szyi oprócz obszaru tarczowego, porównano średnie wartości dla ślinianek przyusznych lewej oraz prawej oraz wartości maksymalne dla kanału kręgowego, pnia mózgu oraz żuchwy. Otrzymane wyniki przedstawiono w Tabeli 6.3.2.2.

**Tabela 6.3.2.2.** Wpływ offset MLC na względne dawki w narządach dla obszaru głowy/szyi znormalizowane do wartości offsetu 0.0 mm.

MLC offset [mm]	-0.50	-0.25	-0.10	0.00	0.10	0.25	0.50
CTV AVERAGE	0.994	0.996	0.999	1.000	1.002	1.004	1.007
PTV AVERAGE	0.994	0.996	0.999	1.000	1.002	1.004	1.007
KANAŁ KRĘGOWY D1	0.984	0.991	0.996	1.000	1.001	1.008	1.015
PIEŃ MÓZGU D1	0.984	0.991	0.995	1.000	1.002	1.008	1.016
ŚLINIANKA PRZYUSZNA L AVERAGE	0.975	0.987	0.988	1.000	1.001	1.004	1.015
ŚLINIANKA PRZYUSZNA P AVERAGE	0.977	0.986	0.994	1.000	1.003	1.008	1.017
ŻUCHWA D1	0.986	0.990	0.994	1.000	1.000	1.004	1.018

Podobnie jak dla obszaru klatki piersiowej krzywe CTV i PTV na Rysunku 129 pokrywają się.



**Rysunek 129.** Wykres zależności wartości względnej dawki dla narządów w obszarze głowy/szyi od wartości offsetu MLC znormalizowany do offsetu 0.0mm.

Wartości procentowe wynoszą odpowiednio -0.6% dla offsetu -0.5 mm i 0.7% dla offsetu 0.5mm. Dla kanału kręgowego oraz pnia mózgu różnice we względnej dawce dla skrajnych wartości offsetów wynoszą  $\pm 1.5$ -1.6%. Dawka dla żuchwy dla offsetu -0.5 mm różni się o 1.4%, a dla 0.5 mm 1.8%. Dla ślinianek krzywe są bardzo zbliżone, a wartości wynoszą odpowiednio dla lewej -2.5% i +1.5%, a dla prawej -2.3% i +1.7%.

### 6.3.2.3. OBSZAR MIEDNICY

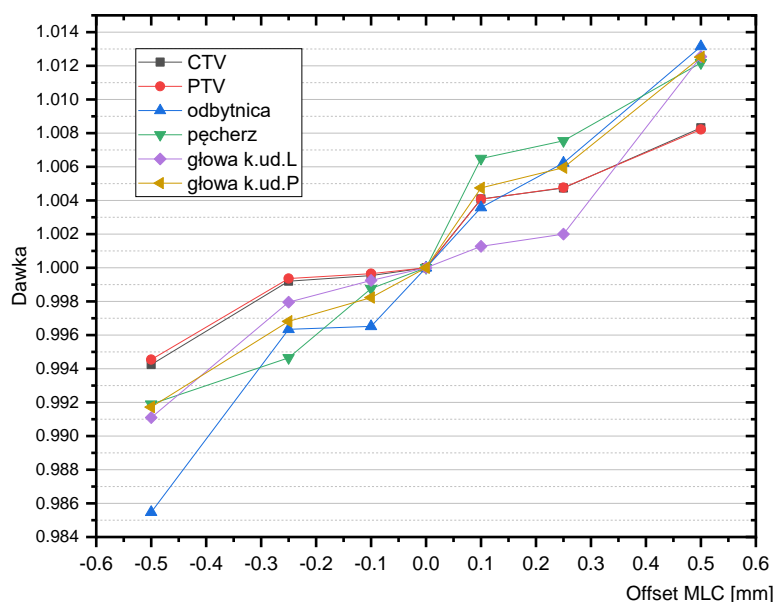
W przypadku obszaru miednicy przeanalizowano dawki średnie dla CTV, PTV, odbytnicy oraz pęcherza oraz dawki maksymalne dla głów kości udowych lewej i prawej. Wszystkie otrzymane wartości zaprezentowano w Tabeli 6.3.2.3.1.

**Tabela 6.3.2.3.1.** Wpływ offset MLC na względne dawki w narządach dla obszaru miednicy znormalizowane do wartości offsetu 0.0mm.

MLC offset [mm]	-0.50	-0.25	-0.10	0.00	0.10	0.25	0.50
CTV AVERAGE	0.994	0.999	1.000	1.000	1.004	1.005	1.008
PTV AVERAGE	0.995	0.999	1.000	1.000	1.004	1.005	1.008
ODBYTNICA AVERAGE	0.985	0.996	0.997	1.000	1.004	1.006	1.013
PEŁCZERZ AVERAGE	0.992	0.995	0.999	1.000	1.006	1.008	1.012
GŁOWA KOŚCI UDOWEJ L D1	0.991	0.998	0.999	1.000	1.001	1.002	1.013
GŁOWA KOŚCI UDOWEJ P D1	0.992	0.997	0.998	1.000	1.005	1.006	1.013

Na Rysunku 130 w obszarze miednicy także krzywe PTV i CTV są bardzo zbliżone, a ich wartości odchyżeń od dawki w offsecie 0.0 mm wynoszą odpowiednio -0.6% i -0.5%

dla offsetu -0.5 mm oraz dla obu 0.8% dla offsetu 0.5 mm. Wartości dawek maksymalnych dla główek kości udowych także zachowują się na Rysunku 147 podobnie.



**Rysunek 130.** Wykres zależności wartości względnej dawki dla narządów w obszarze miednicy od wartości offsetu MLC znormalizowany do offsetu 0.0 mm.

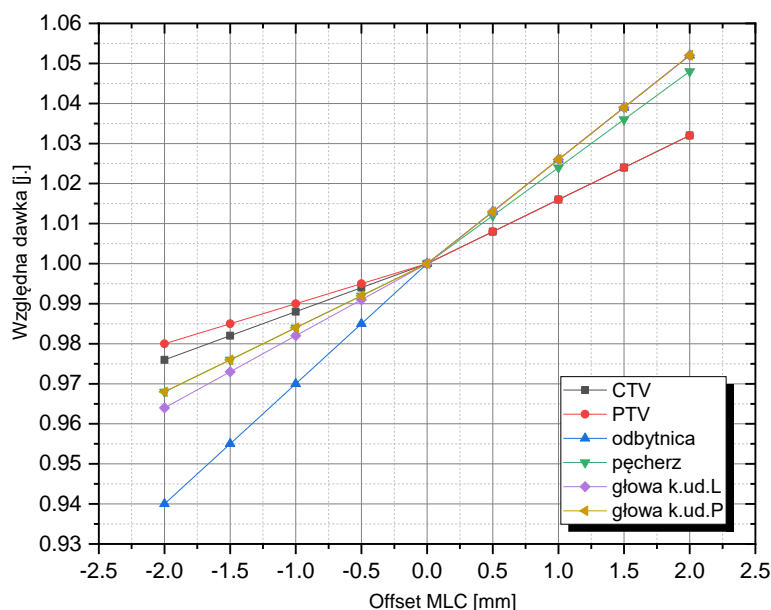
Dla skrajnych wartości offsetów różnicy wynoszą 0.8%-0.9% dla -0.5 mm oraz 1.3% dla 0.5 mm. Średnia dawka dla pęcherza dla offsetu -0.5 mm wynosi o -0.8% mniej, natomiast dla dodatniej wartości 0.5 mm 1.2%. Dla obszaru miednicy największy rozrzut zaobserwowano dla średniej dawki w odbytnicy, gdzie różnica wynosiła -1.5% dla mniejszego od 0 offsetu i 1.3% dla większego.

Podobnie jak dla testów MLC, przykładowo dla obszaru miednicy wykonano pomiar dla offsetu do  $\pm 2.0$  mm, a otrzymane wyniki zaprezentowano w Tabeli 6.3.2.3.2.

**Tabela 6.3.2.3.2.** Wpływ interpolowanego offsetu MLC na względne dawki w narządach dla obszaru miednicy znormalizowane do wartości offsetu 0.0 mm.

MLC offset [mm]	-2.0	-1.5	-1.0	-0.5	0.0	0.5	1.0	1.5	2.0
CTV AVERAGE	0.976	0.982	0.988	0.994	1.000	1.008	1.016	1.024	1.032
PTV AVERAGE	0.980	0.985	0.990	0.995	1.000	1.008	1.016	1.024	1.032
ODBYTNICA AVERAGE	0.940	0.955	0.970	0.985	1.000	1.013	1.026	1.039	1.052
PĘCHERZ AVERAGE	0.968	0.976	0.984	0.992	1.000	1.012	1.024	1.036	1.048
GŁOWA KOŚCI UDOWEJ L D1	0.964	0.973	0.982	0.991	1.000	1.013	1.026	1.039	1.052
GŁOWA KOŚCI UDOWEJ P D1	0.968	0.976	0.984	0.992	1.000	1.013	1.026	1.039	1.052

Rysunek 131 pokazuje, że dla większych wartości offsetów różnice zwiększają się do nawet 5-6%.



**Rysunek 131.** Wykres zależności wyników testów listków MLC od interpolowanych wartości offsetu MLC.

Uwzględniając parametry podlegające ocenie podczas analizy weryfikacji planu leczenia, takie wartości dawek są nieakceptowalne. Analogicznie jak dla testów MLC na otrzymane wyniki ma wpływ nie tylko offset MLC, a także prawidłowa pozycja listków MLC i/lub szczęk kolimatora. Dodatkowo, istotna jest również dokładność ułożenia matrycy pomiarowej na akceleratorze, a także, w przypadku weryfikacji dynamicznych planów leczenia, rozdzielczość przestrzenna, która jest dużo gorsza dla matrycy niż w TPS Monaco.

Offset MLC podsumować można jako przyczynę konieczności wykonywania wcześniej opisanych testów. Dzięki testom MLC, można uzyskać bardzo dużą wiedzę dotyczącą precyzji deponowania dawki w ciele pacjenta, a wtedy w sytuacji wystąpienia jakiegokolwiek niepożądanego przesunięcia (offsetu) MLC, możliwa jest kontrola nad wartością dawki. Wykonane pomiary pokazują jak bardzo może różnić się dawka nawet dla niewielkiego offsetu liścia, a zdawać należy sobie sprawę, że w trakcie procedury napromieniania pacjenta może się on ruszyć, przesunąć o dużo większe wartości, powodując zwiększenie lub zmniejszenie wartości dawki deponowanej w analizowanym punkcie.

Podsumowując zarówno wykonanie testów MLC oraz sprawdzenie wpływu offsetu (przesunięcia) liścia pozwala kontrolować parametry wpływające na ostatecznie zdeponowaną dawkę w pacjencie. Dzięki temu, niepewności i błędy w trakcie całego procesu leczenia można zniwelować do minimum.

## 7. Dyskusja

Istotnym elementem prawidłowego dostarczania zaplanowanej dawki promieniowania pacjentowi, przy użyciu technik dynamicznych IMRT/VMAT, jest nie tylko kontrola prawidłowego funkcjonowania kolimatora wielolistkowego MLC, ale również weryfikacja dynamicznych planów leczenia na aparacie terapeutycznym przed rozpoczęciem radioterapii. Wyniki weryfikacji planów leczenia pokazują w jakim stopniu przygotowany plan w TPS jest realizowany na aparacie terapeutycznym. Ponadto, proces weryfikacji pokazuje jakie dawki otrzyma pacjent zarówno na obszar tarczowy, jak i na narządy krytyczne w procesie terapii, biorąc pod uwagę obecny stan pracy aparatu terapeutycznego w zakresie jego parametrów dozymetrycznych, geometrycznych i mechanicznych.

Pomiary weryfikacyjne planów leczenia wykonywane jednorazowo przed rozpoczęciem leczenia, ich metodologia zależy indywidualnie od placówki i związana jest z systemem pomiarowym będącym na jej wyposażeniu. Pomiary te poprzedzone są kontrolą parametrów aparatu terapeutycznego opisanych w rozporządzeniu Ministra Zdrowia, zaleceniach krajowych oraz również zaleceniach producenta.

Jednym z elementów wpływających na prawidłową realizację planu leczenia jest prawidłowa praca kolimatora wielolistkowego. Obecnie testy kolimatora wielolistkowego MLC wykonywane są jedynie w trakcie testów akceptacyjnych aparatu przed jego dopuszczeniem do pracy klinicznej przed weryfikacją algorytmów obliczeniowych systemów planowania leczenia. Jak wspomniano na początku Rozdziału 6 wyżej wymienione rozporządzenie czy zalecenia krajowe i producenta nie przewidują testowania pracy kolimatora w trakcie późniejszej eksploatacji aparatu w pracy klinicznej.

W rozdziale piątym części doświadczalnej pracy przedstawiono:

- wyniki badań pomiarów weryfikacyjnych dla trzech obszarów (klatki piersiowej, głowy/szyi i miednicy) w ciągu 30 dni (pomiarów przeprowadzono rano i wieczorem). Porównano je z wartościami z SPL oraz z oprogramowania Compass (COMPUTED Dose) używającego innego niż w TPS (Monte Carlo) algorytmu obliczeniowego Collapse Cone Convolution (CCC). Dla każdego obszaru przeanalizowano również wartości dawek dla narządów krytycznych określone parametrem: D99, AVERAGE i D1.

W rozdziale szóstym zaprezentowano:

- wyniki pomiarów związane z testami kontroli kolimatora wielolistkowego MLC. Z uwagi na najczęstsze stosowanie technik dynamicznych (IMRT/VMAT) skupiono się na testach IMRT-SMLC, IMRT-DMLC oraz VMAT.
- wyniki pomiarów opisujące wpływ niezamierzonego przesunięcia liścia MLC względem jego pierwotnego położenia na wynik testów SMLC i DMLC oraz wynik weryfikacji dynamicznego planu leczenia.

Jak wspomniano wcześniej, nie istnieje żaden dokument prawny, który w jednoznaczny i jednolity sposób narzucałby okresową kontrolę pracy listków kolimatora wielolistkowego MLC. W momencie instalacji akceleratora medycznego producent ustawia



parametry kolimatora wielolistkowego, a użytkownik tylko i wyłącznie podczas testów akceptacyjnych weryfikuje i sprawdza czy spełniają one przyjęte w danej jednostce kryteria akceptacji.

Literatura w tej tematyce także nie jest obszerna. Jedną z pierwszych osób, które podjęły tematykę MLC był Guanghai Yan (Yan G. et al. 2009). W swojej pracy przedstawił, że dla dynamicznych planów leczenia błędy losowe prawidłowej pozycji listków sięgają do 2.00 mm, a systematyczne  $\pm 1.00$  mm i  $\pm 2.00$  mm. Pokazał on, że stosując różne parametry gamma (2%/2 mm i 3%/3 mm) na matrycy detektorów i filmach Gafchromic można wykryć tylko błędy systematyczne  $\pm 2.00$  mm. Jednym z wniosków z jego pracy było zasugerowanie wykonywania testów kontroli MLC razem z weryfikacją IMRT, celem bardziej precyzyjnego dostarczenia dawki z użyciem technik dynamicznych. Kolejną pracą jest publikacja Snydera (Snyder M. et al. 2016), w której modelowany jest wielolistkowy kolimator Agility w systemie planowania leczenia Monaco. Z użyciem filmów Gafchromic oraz fantomu MapCHECK wykonali testy MLC: DMLC1, 3ABUT, 7SEGA oraz FOURL. Celem ich pracy było sprawdzenie wpływu przeciekania przez listki oraz offsetu MLC na dawkę, ale w porównaniu z danymi podanymi przez producenta. Ostatecznie wykreślili krzywą, na której dla konkretnych wartości przecieku przez listki i offsetu MLC wartość dawki nie zmienia się. Ostatnia praca, którą można zacytować, bezpośrednio odnosi się do offsetów MLC. W 2020 roku Koger i in. (Koger B. et al. 2020) wykonali w fantomie pomiary dawek dla offsetów MLC od -2.00 mm do +2.00 mm. W ich pracy dla  $\pm 1.00$  mm uzyskali wyniki wartości dawek o 10-15% większe dla PTV i kanału kręgowego, a dla  $\pm 2.00$  mm te różnice wyniosły nawet 50%.

Pomiary wykonane w niniejszej pracy potwierdziły możliwość występowania tak znaczących różnic w dawce, co widoczne jest dla testu DMLC1. Dla narządów te różnice nie są tak spektakularne, jednak wciąż na tyle istotne, aby mieć wpływ na dokładność leczenia (publikacja w przygotowaniu).

W odniesieniu do istniejącej literatury w części praktycznej dysertacji postanowiono połączyć testy kontroli jakości MLC z weryfikacją dynamicznych planów leczenia i pokazać jaki wpływ ma przesunięcie MLC w obu sytuacjach. Pomiary rozpoczęto od przygotowania testów kolimatora wielolistkowego w TPS Monaco. Wszystkie testy zawarte w pracy doktorskiej zmierzono dla stałego kąta gantry  $0^\circ$ . Test DMLCA, z uwagi na jego znaczenie przyocenie prawidłowego funkcjonowania kolimatora wielolistkowego MLC, który realizuje plany dynamiczne typu IMRT-DMLC, wykonano także dla kątów  $90^\circ$ ,  $180^\circ$  oraz  $270^\circ$ . Dodatkowo, ze względu na znaczną liczbę realizowanych planów w technice VMAT w KCO, wszystkie testy wykonano z jednoczesnym obrotem gantry akceleratora.

Pomiary dla zmiennego przesunięcia MLC (od -0.50 mm do +0.50 mm) wykonano dla testu 3D CRT 10x10, dla 3 testów SMLC oraz jednego DMLC. Zaobserwowano, że różnice fluencji dla przeprowadzonych testów DMLC dochodzą nawet do 15% dla offsetu +0.50 mm. Dla testów SMLC te wartości dla skrajnych offsetów były mniejsze, jednakże w dalszym ciągu bardzo istotne.

Weryfikacje planów leczenia (wykorzystane do pomiarów 30 dniowych) wykonano dla przesunięcia MLC równego 0.00 mm,  $\pm 0.10$  mm,  $\pm 0.25$  mm oraz  $\pm 0.50$  mm, dla wszystkich obszarów leczenia (klatka piersiowa, głowa/szyja oraz miednica).

Różnice w odniesieniu do wartości dla przesunięcia MLC 0.0 mm dochodzą nawet do 2.5%. Biorąc pod uwagę informacje literaturowe, błędy wynikające z różnicy przesunięcia o 2.00 mm są trudne do zaobserwowania, a w badanym przypadku mamy wartość czterokrotnie mniejszą, która wpływa na wielkość dawki. Takie procentowe różnice występują dla bardzo niewielkiej wartości offsetu MLC, nawet 0.50 mm, co jest wartością niezauważalną, o niższych wartościach nie wspominając. Co więcej, należy pamiętać, że jest to tylko jeden z możliwych przyczynków do różnicy w dawce. Mając na uwadze 15% wzrost dawki wynikający z jednorazowego testu DMLC, dla pacjenta leczonego jednorazowo błąd weryfikacji wyniósł 2.5%. Dawka rzeczywista w ciągu całego leczenia (np. 30 dni) jaką można otrzymać skutkować może wypadkiem radiacyjnym kategorii B (Dz. U. 2017 poz.884). Niniejsze badania wykazały, że wszystkie testy kontroli jakości MLC są bardzo istotne do zmniejszenia wpływu pracy kolimatora na dawkę, a także niezbędne do prawidłowego funkcjonowania akceleratora medycznego. Pozwalają one na wykrycie spadku prędkości liścia, prawidłowego położenia liścia oraz transmisji i przeciekania przez liście. Propozycja rodzaju testów oraz ich częstotliwość wykonywania zaprezentowana jest w Tabeli 7.2.1.

**Tabela 7.2.1.** Propozycja testów kontroli jakości listków MLC wraz z częstotliwością ich wykonywania.

Nr	TEST	CZĘSTOTLIWOŚĆ
1.	Test pozycji MLC (7SEGA, 3ABUT, FOURL) dla statycznej gantry, dla jednego położenia np. 0°.	Raz w tygodniu
2.	Test pozycji MLC (7SEGA, 3ABUT, FOURL) dla statycznej gantry, dla innychpołożeń np. 90°,270°,180°.	Raz w miesiącu
3.	Test pozycji dMLC dla statycznej gantry, dla jednego położenia np. 0°.	Raz w tygodniu
4.	Test pozycji dMLC dla statycznej gantry, dla innych położeń np. 90°,270°,180°.	Raz w miesiącu
5.	Test pozycji MLC (7SEGA) z rotacją gantry 180° lub więcej.	Raz w miesiącu
6.	Test pozycji dMLC z rotacją gantry 180° lub więcej.	Raz w miesiącu
7.	Test dozymetryczny MLC ze zmieniającą się prędkością obrotu gantry oraz zezmienną mocą dawki z rotacją gantry 180° lub więcej.	Raz na 3 miesiące
8.	Testy planów leczenia np. HN, ginekologia lub prostata z wysoką modulacją wiązki: kontrola mocy dawki, prędkości obrotu gantry oraz ruchu listków MLCpodczas realizacji	Raz w tygodniu

W przypadku weryfikacji planów leczenia, w literaturze można znaleźć prace, które opisują porównanie weryfikacji 2D z 3D dla raka nosogardła (Lin H. et. al. 2014), ocenę weryfikacji IMRT/VMAT dla matrycy 2D w fantomie Octavius (Hussein M. et al. 2013) oraz dwie prace (Jin X. et. el. 2015 oraz Szczurek L. et al., 2019) porównujące korelacje między weryfikacją 2D i 3D w oparciu o parametr gamma. W tych pracach pokazane są weryfikacje pod kątem technicznym, gdzie porównane zostały albo metody weryfikacji albo jej wynik. Żadna jednak z prac nie przedstawia jak w przeciągu całego leczenia radykalnego pacjentów (np. 30 frakcji = 30 dni), mogą zmieniać się wyniki weryfikacji.

Wiedza związana z rozrzutem dawek w ciągu całego cyklu leczenia pozwala oszacować rzeczywistą dawkę jaką otrzymuje pacjent.

W związku z tym, w części praktycznej pracy przedstawiono pomiary wpływu parametrów pracy kolimatora wielolistkowego MLC na weryfikacje dynamicznych planów leczenia. Doświadczenie poprzedzono przygotowaniem planów leczenia w TPS dla trzech różnych obszarów, które spełniają przyjęte w KCO kryteria leczenia. Następnie, dwukrotnie w godzinach porannych oraz wieczornych (łącznie 4 pomiary dziennie) wykonano weryfikację na akceleratorze liniowym Elekta Versa HD. Procedurę powtarzano przez 30 dni. Dla obszaru klatki piersiowej dawki dla obszarów tarczowych (GTV, CTV oraz PTV) otrzymane z TPS zawierają się w granicach  $\pm 2.0\%$  błędu w odniesieniu do pomiarów (RANO/WIECZÓR). Różnica pomiędzy wartością COMPUTED a pomiarami wynosi nieco ponad 2.0%. Należy zauważyć, że różnica dawki minimalnej (D99) dla PTV pomiędzy TPS a pomiarami i pochodząca z programu Compass jest dużo większa niż dla CTV i GTV. Wynika to z tego, że część struktury PTV pokrywa się ze strukturą tkanki płucnej, będącej głównie powietrzem, więc inną gęstością elektronową i w przypadku, gdy TPS oparty o algorytm MC wyznacza dawkę najbliższą rzeczywistej to program Compass (gdzie przeliczane są plany leczenia COMPUTED oraz pomiary) wykorzystujący algorytm CCC prezentuje dużo większe wartości w tych obszarach. Wobec tego ocena wyników weryfikacji powinna uwzględniać różnice w obszarach o różnej gęstości elektronowej.

Dla narządów krytycznych w obszarze klatki piersiowej różnica pomiędzy wartościami dawki z pomiarów, a otrzymanymi z TPS wynosi dla parametru AVERAGE około 3.7%, jednak dawka rzeczywista jest dużo niższa od dawki zadanej. Dodatkowo, podobnie jak dla PTV będącego głównie obszarem powietrznym, daje różne wyniki w zależności od zastosowanego algorytmu obliczeniowego. Dla płuca lewego odchylenia są rzędu 1.0%, podobnie jest dla płuca prawego z tą różnicą, że znajduje się tam obszar tarczowy więc dawki są bardzo zbliżone do tych dla obszaru PTV. Pomimo różnic w algorytmach obliczeniowych dla płuc dawka nie odbiega od wartości referencyjnych. Dla kanału kręgowego występuje podbicie dawki do 5.13%, co może być związane ze strukturą kostną znajdującą się wokół narządu, co więcej wartości dawki bezwzględnej są bardzo niskie, więc podbicie pięcioprocentowe nie stanowi problemu klinicznego. Dla serca dawka 250 cGy dla parametru AVERAGE pokazuje, że 13.5% różnicy wynika z niskiej wartości dawki, a nie z weryfikacji.

W obszarze głowy/szyi odchylenia wartości dawek otrzymanych z pomiarów (RANO/WIECZÓR), do referencyjnych z TPS dla obszarów tarczowych wynoszą mniej niż 1.0%. Wartości otrzymane z oprogramowania Compass (COMPUTED) niewiele różnią się od TPS (około 0.5%). Dla narządu jakim jest rdzeń kręgowy wartości z pomiarów są średnio o 2.0% większe, dla trzymilimetrowego marginesu dla kanału 3.3%, jednak w odniesieniu do całkowitej dawki w kanale (3100 cGy) tak niewielkie odchylenia nie mają znaczenia i nie stanowią zagrożenia dla chorego. Podobne zależności występują dla pnia mózgu, gdzie średni dawka jest większa o około 0.7%, dla narządu z trzymilimetrowym marginesem około 1.0%. W tkankach miękkich - ślinianki, gdzie analizowano wartości średnie (AVERAGE), dawka z pomiarów jest średnio o 2.0% większa dla przyusznicy lewej oraz 9.4% (~140 cGy) dla przyusznicy prawej. Takie różnice świadczą o niskiej dawce wyliczonej przez TPS dla tych narządów i związanej najprawdopodobniej z niewłaściwym

doborem wartości gęstości dla struktur w oparciu o wprowadzoną do systemu krzywą HU/ED. Dla ostatniej analizowanej struktury jaką jest żuchwa dawka maksymalna jest w pomiarach średnio o 1.2% większa. Zwrócić należy uwagę, że w zależności od analizowanych obszarów/narządów rozbieżności w dawkach otrzymanych z pomiarów, wyższych niż z TPS, były różne. Dodatkowo, wartości dawek przeliczonych (COMPUTED) dla kanału kręgowego, pnia mózgu oraz żuchwy były najniższe, natomiast dla pozostałych narządów wartości z TPS miały najniższą wartość. Wynika to ze struktury samych narządów, gdzie kanał kręgowy otoczony jest tkanką kostną, pień mózgu jest strukturą wyróżniającą się gęstością elektronową na tle tkanek otaczających, a żuchwa jest kością. Drugim wytłumaczeniem może być fakt, że były to narządy, dla których analizowane były wartości D1 (maksymalne), a dla pozostałych to wartości średnie (AVERAGE).

W obszarze miednicy, dla CTV i PTV wartości z pomiarów oscylują wokół wartości referencyjnej z TPS, natomiast średnio dla CTV i PTV są to wartości o odpowiednio 0.17% i 0.35% mniejsze. Dodatkowo, dla parametru AVERAGE, CTV i PTV wartości z pomiarów (RANO/WIECZÓR) i TPS są zbliżone, a dla D1 wartości otrzymane z systemu Compass (COMPUTED) zawierają się w wartościach odchyień dawek z pomiarów. Interesujące narządy dla tego obszaru leczenia średnio z pomiarów otrzymują niższe od zaplanowanych (TPS) wartości dawek. Dla odbytnicy jest to 3.0% mniej, a dla pęcherza niecałe 2.0% (1.92%). Ciekawa wydaje się zależność dawek w pęcherzu moczowym pomiędzy pomiarami, a TPS - jest taka sama dla obu parametrów (AVERAGE, D1), natomiast wartość uzyskana z COMPUTED dla jednego (AVERAGE) jest największa, a dla drugiego (D1) najmniejsza. W ocenie weryfikacji, mniejsze wartości dawek na narządy krytyczne bez spadku z obszarach tarczowych są pozytywną informacją, więc w tym wypadku wartości 3.0% czy 2.0% są rozpatrywane. Dla główek kości udowych (analizowano parametr D1), w głowie lewej średnio uzyskano 4.4% mniej w porównaniu do TPS, natomiast dla prawej średnio +1.71%. Taki wynik może sugerować, że w TPS głowa prawa otrzymała niską dawkę w odniesieniu do dawki całkowitej, bądź znajdowała się bliższej obszarowi PTV niż głowa lewa.

Uogólniając wszystkie obszary leczenia, największą spójność pomiędzy pomiarami (RANO/WIECZÓR), dawką z programu Compass (COMPUTED) oraz z TPS zaobserwowano dla obszaru miednicy, a dokładniej dla gruczołu krokowego z pęcherzykami nasiennymi. Dodatkowo, dawki na narządy krytyczne w większości przypadków są mniejsze, co też jest atutem. Można zatem dla tego obszaru stosować zamiennie weryfikację pomiarową i przeliczeniową z systemie Compass. Dla obszaru klatki piersiowej także obserwujemy spójność, zwłaszcza dla obszarów tarczowych. W odniesieniu do dużej ilości powietrza i podwyższonej dawki w kanale kręgowym, można stosować zamiennie pomiar z przeliczeniem dawki, chyba, że otrzymane wartości z COMPUTED będą przekraczać wartości dopuszczalne, wtedy dla pewności pomiar powinien zostać wykonany. Natomiast dla obszaru głowy/szyi, pomimo dosyć dobrej zgodności co do dawek w obszarach tarczowych (CTV i PTV) pomiędzy TPS, a pomiarami czy przeliczeniem, różnice w narządach krytycznych nie dają jednoznacznych informacji. Większe dawki w kanale kręgowym, w pniu mózgu, czy w żuchwie nie są pożądane w weryfikacjach, dodatkowo duży rozrzut wartości z pomiarów dla ślinianek przyusznych też sugeruje zachowanie zdrowego podejścia do prowadzenia analizy. Niestety pamiętać należy, że w obszarze głowy/szyi obecne są jeszcze inne narządy krytyczne, które mogą być oceniane przy weryfikacji, co więcej

są one w większości przypadków bardzo niewielkich rozmiarów. Z tych powodów dla obszarów głowy/szyi sugerowano, aby mimo wszystko wykonywany był pomiar, ponieważ jak wspomniano powyżej przeliczenie nie zawsze może reprezentować rzeczywistą dawkę na dany narząd. Wszystkie powyższe sugestie dotyczą głównie pacjentów leczonych radykalnie do wysokich dawek całkowitych. W przypadkach krótkich radioterapii paliatywnych niniejsza praca daje podstawy do weryfikacji dynamicznych planów leczenia w oparciu o przeliczenie dawki w programie Compass.

W przypadku weryfikacji dynamicznych planów leczenia regulacje prawne są niejasne, ponieważ we wspomnianym obwieszczeniu Ministra Zdrowia (Dz.U. 2017 poz.884) w dziale Radioterapia występuje informacja, że „dawka w planie leczenia powinna być weryfikowana przez niezależne obliczenia lub pomiar”. Nie ma zatem obowiązku wykonywania pomiarów weryfikacyjnych, natomiast niniejsza praca pokazała, że występują różnice w wynikach pomiędzy przeliczeniem, a pomiarem. Należałoby zatem rozważyć dla jakich lokalizacji guzów nowotworowych czy rodzajów radioterapii (radykalna lub paliatywna) wykonywać niezależne obliczenia (np. w systemie Compass) czy pomiar na akceleratorze. Dodatkowo, badania wykonane w niniejszej pracy wykazały także, że po uwzględnieniu niepewności, pora wykonywania pomiarów (rano lub wieczorem) nie ma wpływu na wyniki weryfikacji.

W procesie radioterapii leczenie z jak największą dokładnością, z użyciem najbardziej precyzyjnego urządzenia terapeutycznego nie będzie skuteczne bez okresowej kontroli parametrów pracy aparatury. Brak przeprowadzenia takich testów może w rzeczywistości wyrządzić więcej szkód pacjentowi niż korzyści, dlatego jakiegokolwiek przeciwdziałanie lub zapobieganie zdarzeniom niepożądanym powinno być obligatoryjne.

## 8. WNIOSKI

W pracy przedstawiono wpływ pracy kolimatora wielolistkowego akceleratora medycznego na weryfikację dynamicznych planów leczenia dla trzech obszarów leczenia oraz zaprezentowano testy MLC oraz ich znaczenie dla prawidłowej realizacji radioterapii.

Wyniki badań przedstawione w Rozdziale 5: „Weryfikacje planów leczenia” sugerują zalecenia:

- Optymalizacji procesu weryfikacji dynamicznych planów leczenia,
- Sprawdzania prawidłowej pracy akceleratora medycznego w warunkach klinicznych.

Wyniki omówione w Rozdziale 6: “Testy listków kolimatora MLC” pokazują wpływ:

- Pracy listków kolimatora MLC na realizację planów leczenia,
- Offset’u pozycji liścia na otrzymaną dawkę.

Kluczowym wnioskiem wynikającym z przedstawionych badań jest:

- Wprowadzenie jednolitego i jednoznacznego zapisu w prawie polskim o konieczności przeprowadzania okresowych testów kontroli jakości głowicy akceleratora medycznego w tym kolimatora wielolistkowego MLC. Dzięki temu będzie możliwe zniwelowanie przyczynków pochodzących od braku precyzji pracy MLC mającej wpływ na deponowaną dawkę w pacjencie. W Tabeli 7.2.1. zasugerowano częstotliwość wykonywania określonych testów, która nie powinna znacząco wpływać na okresowe pomiary dozymetryczne na akceleratorze.

Dodatkowymi wnioskami płynącymi z pomiarów są:

- Wprowadzenie procedury niezależnego pomiaru lub obliczenia dynamicznego planu leczenia w zależności od lokalizacji zmiany nowotworowej oraz rodzaju przeprowadzanej radioterapii.
- Sporządzenie wytycznych dotyczących planu leczenia, które pozwolą zdecydować o konieczności wykonywania weryfikacji na podstawie niezależnego pomiaru na akceleratorze medycznym.
- Ustalenie parametrów współczynników gamma ( $\gamma$ ) w zależności od wybranego sposobu weryfikacji dynamicznego planu leczenia.

## LITERATURA

- AAPM. (1999). TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high energy photon and electron beams. *Medical Physics* 26, 1847 - 1870.
- AAPM. (2005). Report No 87: Diode in vivo dosimetry for patients receiving external beam radiation therapy. *Medical Physics*.
- Ayala R., Ruiz G., Valdivielso T. (2019). Automatizing a nonscripting TPS for optimizing clinical workflow and reoptimizing IMRT/VMAT plans. *Medical Dosimetry*, Volume 44, issue 4, p409-414, December 2019.
- Arnfield M.R., Wu Q., Tong S. and Mohan R. (2001). Dosimetric validation for multileaf collimator-based intensity-modulated radiotherapy: a review. *Medical Dosimetry*, Volume 26, No. 2, pp. 179–188.
- Azcona J.D., Siochi R.A.C. and Azinovic I. (2002). Quality assurance in IMRT: importance of the transmission through the jaws for an accurate calculation of absolute doses and relative distributions. *Medical Physics* Vol. 29 (3) :269–74.
- Bai S., Li G., Wang M., Jiang Q., Zhang Y. and Wei Y. (2013). Effect of MLC leaf position, collimator rotation angle, and gantry rotation angle errors on intensity-modulated radiotherapy plans for nasopharyngeal carcinoma. *Medical Dosimetry*, Volume 38, pp.143–147.
- Bak J., Choi J.H., Kim J.S., Park S.W. (2012). Modified dose difference method for comparing dose distributions. *Journal of Applied Clinical Medical Physics* Vol. 13(2).
- Bedford J.L., Thomas M.D.R. and Smyth G. (2013). Beam modeling and VMAT performance with the Agility 160-leaf multileaf collimator. *Journal Of Applied Clinical Medical Physics*, Volume 14, Number 2.
- Bentzen S.M., Constine L.S., Deasy J.O., Eisbruch A., Jackson A., Marks L.B., Ten Haken R.K. and Yorke E.D. (2010). Quantitative Analyses of Normal Tissue Effects in the Clinic (QUANTEC) An introduction to the Scientific Issues. *International Journal of Radiation Oncology, Biology and Physics* 2010 Mar 1; 76(3 Suppl): S3–S9.
- Boyer A., Biggs P., Galvin J., Klein E., LoSasso T., Low, D., Mah, K. and Yu, C. (2001). Basic Applications of Multileaf Collimators: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 50. AAPM Report No. 72. Madison, WI: Medical Physics Publishing.
- Budgell G. J., Mott J. H. L., Williams P. C. and Brown K. J. (2000). Requirements for leaf position accuracy for dynamic multileaf collimation. *Physics in Medicine and Biology* Vol.45:1211–1227.
- Chen G., Tai A., Keiper T.D., Lim S. and Li X.A. (2020). Technical Note: Comprehensive performance tests of the first clinical real-time motion tracking and compensation system using MLC and jaws. *Medical Physics*, Volume 47, Issue 7, p.2814-2825.
- Chui C. S., Spirou S., and LoSasso T. (1996). Testing of dynamic multileaf collimation. *Medical Physics* Vol.23:635–641.

- Coleman L. and Skourou C. (2013). Sensitivity of volumetric modulated arc therapy patient specific QA results to multileaf collimator errors and correlation to dose volume histogram based metrics. *Medical Physics* 40, 111715.
- Compass 3.1b User's Guide. (2015). IBA Dosimetry.
- Cieślak G. (2009). Wpływ głębokości pomiaru na weryfikację planu leczenia. Politechnika Wrocławska. [Rozprawa doktorska].
- Das I.J., Cheng C-W., Watts R.J., et al. (2008). Accelerator beam data commissioning equipment and procedures: report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM. *Medical Physics* Vol.35(9) :4186–215.
- Depuydt T., Van Esch A., Huyskens D.P. (2002). A quantitative evaluation of IMRT dose distributions: refinement and clinical assessment of the gamma evaluation. *Radiotherapy and Oncology* Vol. 62:309–319.
- Elekta Medical Linear Accelerator, Agility™ and Integrity™ R4.0.0 Information for Treatment Planning Systems – user manual.
- Elekta Medical Linear Accelerator, Instruction for Use - Technical Reference Manual for: Precise Digital Accelerator™, Elekta Synergy® Platform, Elekta Synergy®, Elekta Infinity™ and VersaHD™ with Integrity™ R4.0.0.
- Ezzell G. A. and Chungbin S. (2001). The overshoot phenomenon in step-and-shoot IMRT delivery. *Journal of Applied Clinical Medical Physics* 2:138–148.
- Ezzell G.A., Galvin J.M., Low D., et al. (2003). Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: Report of the IMRT subcommittee of the AAPM Radiation Therapy Committee. *Medical Physics* Vol. 30(8):2089.
- Followill D., Taylor R., Tello V. and Hanson W. (1998). An empirical relationship for determining photon beam quality in TG-21 from a ratio of percent depth doses. *Medical Physics* Vol.25, 1202-1205.
- Gasińska A. (2001). Biologiczne podstawy radioterapii. Kraków: AGH Ośrodek Edukacji Niestacjonarnej.
- Grządziel A. (2008) Opracowanie metody weryfikacji rozkładu dawek promieniowania jonizującego w technikach dynamicznych radioterapii z zastosowaniem matryc detektorów półprzewodnikowych. Uniwersytet Śląski Instytut Fizyki im. A. Chełkowskiego; Katowice. [Rozprawa doktorska].
- Halliday D., Resnick R. i Walker J. (2005). *Podstawy Fizyki*. Warszawa: PWN.
- Hasenbalg F., Neuenschwander H., Mini R. and Born E. J. (2007). Collapsed cone convolution and analytical anisotropic algorithm dose calculations compared to VMC++ Monte Carlo simulations in clinical cases. *Physics in Medicine and Biology*, 52(13), 3679-3691.
- Height F.J., Kron T., Willis D. and Chua B.H. (2012). Impact of MLC leaf width on the quality of the dose distribution in partial breast irradiation. *Medical Dosimetry* Vol.37: 37-41.
- Hounsell A. R., and Jordan T. J. (1997). Quality control aspects of the Philips multileaf collimator. *Rad. Oncol.* Vol. 45:225–233.
- Hryniewicz A. Z. (2001). *Człowiek i promieniowanie jonizujące*. PWN.



- Hussein M., Adams E.J., Jordan T.J., Clark C.H. and Nisbet A. (2013) A critical evaluation of the PTW 2D-ARRAY seven29 and OCTAVIUS II phantom for IMRT and VMAT verification. *Journal Of Applied Clinical Medical Physics*, Nov 4;14(6):4460.
- IAEA. (1997). Report No 277 Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams. Vienna.
- IAEA. (2000). TRS No 398 Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy, Vienna.
- IAEA. (2004). TRS No 430: Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer. Vienna.
- ICRU. (1976). Report No 24: Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of X or gamma rays in radiotherapy procedures.
- ICRU. (1999) Report No 62: Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50, 1993).
- IMPAC Medical Systems Inc. (2013). Monaco dose calculation technical reference. Sunnyvale, CA: IMPAC Medical Systems.
- Jin X., Yan H., Han C., Zhou Y., Yi J., Xie C. (2015) Correlation between gamma index passing rate and clinical dosimetric difference for pre-treatment 2D and 3D volumetric modulated arc therapy dosimetric verification. *Br J Radiol*. 2015 Mar;88 (1047):20140577.
- Kabat C. N., Defoor D. L., Myers P., Kirby N., Rasmussen K., Saenz D. L., Mavroidis P., Papanikolaou N., Stathakis S. (2019). Evaluation of the Elekta Agility MLC performance using high-resolution log Files. *Medical Physics* Vol. 46(3):1397-1407.
- Kinsella, P., Shields, L., McCavana, P., McClean, B. and Langan, B. (2016) Determination of MLC model parameters for Monaco using commercial diode arrays. *Journal Of Applied Clinical Medical Physics*, Volume 17, Number 4.
- Koger B., Price R., Wang D., Toomeh D., Geneser S. and Ford, E. (2020) Impact of the MLC leaf-tip model in a commercial TPS: Dose calculation limitations and IROC-H phantom failures. *Journal Of Applied Clinical Medical Physics*, volume 21, issue 2, p.82-88.
- Konstanty E. (2013). Opracowanie i weryfikacja metody napromieniania całego ciała/szpiku akceleratorem tomoterapii spiralnej. Uniwersytet Medyczny im. Karola Marcinkowskiego w Poznaniu.[Rozprawa doktorska].
- Kowalski A., Weselak M. (2017). Prosty model ilustrujący wynik pomiaru pola łukowego przy użyciu matrycy dozymetrycznej oraz jeszcze jeden sposób wyznaczenia wielkości pola promieniowania, *Inżynier i fizyk medyczny*, vol.6 nr 2.
- Kukołowicz P. F. (2001). Charakterystyka wiązek terapeutycznych fotonów i elektronów.
- Kung J.H. and Chen G.T.Y. (2000). Intensity modulated radiotherapy dose delivery error from radiation field offset inaccuracy. *Medical Physics* 27, 1617.
- Lin H., Huang S., Deng H., Zhu J., Chen L. (2014) Comparison of 3D anatomical dose verification and 2D phantom dose verification of IMRT/VMAT treatments for nasopharyngeal carcinoma. *Radiation Oncology* 2014 Mar 7;9:71.
- Ling C. C., Burman C., Chui C. S., Kutcher G. J., Leibel S. A., LoSasso T., Mohan R. M., Bortfeld T., Reinstein Spirou, L. S., Wang X. H., Wu Q., Zelefsky M. and Fuks, Z. (1996). Conformal radiation treatment of prostate cancer using inversely planned

intensity-modulated photon beams produced with dynamic multileaf collimation. *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, Vol. 35:721–730.

- Liu C., Simon T.A., Fox C., Li J. and Palta J.R. (2008). Multileaf Collimator Characteristics And Reliability Requirements For IMRT Elekta System. *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, Vol. 71, No 1, Supplement, pp. S89-S92.
- LoSasso T., Chui C. S. and Ling C. C. (1998). Physical and dosimetric aspects of a multileaf collimation system used in the dynamic mode for implementing intensity modulated radiotherapy. *Medical Physics* Vol 25:1919–1927.
- LoSasso T., Chui C. S. and Ling C. C. (2001). Comprehensive quality assurance for the delivery of intensity modulated radiotherapy with a multileaf collimator used in the dynamic mode. *Medical Physics* Vol. 28: 2209–2219.
- LoSasso T. (2003). *IMRT Delivery System QA*, Memorial Sloan-Kettering Cancer Center New York, New York.
- Low D.A., Dempsey J.F. (2003). Evaluation of the gamma distribution comparison method. *Medical Physics* Vol. 30(9):2455-64.
- Low D.A., Harms W.B., Mutic S., Purdy, J.A. (1998). A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Medical Physics* Vol. 25(5):658.
- Low, D. A., Son J. W., Klein E. E., Markman J., Mutic S., and Dempsey J. F. (2001). Characterization of a commercial multileaf collimator used for intensity modulated radiation therapy. *Medical Physics* Vol. 28:752–756.
- Łobodziec W. (1999). *Dozymetria promieniowania jonizującego*. Uniwersytet Śląski.
- Łobodziec W. (2006). *Leksykon onkologii: Dozymetria w radioterapii*. Nowotwory 56, 351-358.
- Meyers S.M., Balderson M.J., Létourneau D. (2019) Evaluation of Elekta Agility multileaf collimator performance using statistical process control tools, *Journal Of Applied Clinical Medical Physics* Vol. 20:7:100–108.
- Mubata C. D., Childs P. and Bidmead A. M. (1997). A quality assurance procedure for the Varian multi-leaf collimator. *Physics in Medicine and Biology* Vol. 42:423–431.
- Narayanasamy G., Saenz D., Cruz W., Ha C. S., Papanikolaou N. and Stathakis S. (2016) Commissioning an Elekta Versa HD linear accelerator. *Journal Of Applied Clinical Medical Physics*, Volume 17, Number 1.
- Norwill C. and Jenetsky G. (2016). Clinical significance of multi-leaf collimator calibration errors. *Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine*, Volume 39: p.253–258.
- Oliver M., Gagne I., Bush K., Zavgorodni S., Ansbacher W. and Beckham W. (2010). Clinical significance of multi-leaf collimator positional errors for volumetric modulated arc therapy. *Radiotherapy and Oncology*, Volume 97: p. 554-560.
- *OmniPro-ImRT User's Guide*, Version 1.7b. (2013). IBA Dosimetry.
- Onizukaa R., Arakib F. and Ohnob T. (2018) Monte Carlo dose verification of VMAT treatment plans using Elekta Agility 160-leaf MLC, *Physica Medica* Vol.51, p.22–31.
- Osewski W. (2013) *Rekonstrukcja rozkładu dawki w technikach dynamicznych: IMRT i VMAT*. Uniwersytet Śląski Instytut Fizyki im. A. Chełkowskiego; Katowice. [Rozprawa doktorska].

- Ouyang Z., Liu Shen Z., Murray E., Kolar M., LaHurd D., Yu N., Joshi N., Koyfman S., Bzdusek K., Xia P. (2019) Evaluation of auto-planning in IMRT and VMAT for head and neck cancer. *Journal of Applied Clinical Medical Physics* Vol. 20:7:39–47.
- Peters S., Schiefer H. and Plasswilm L. (2014) A treatment planning study comparing Elekta VMAT and fixed field IMRT using the varian treatment planning system eclipse. *Radiation Oncology* Vol. 9:153.
- Podgorsak E. (2005). *Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students*. IAEA, Vienna.
- Roche M., Crane R., Powers M., and Crabtree T. (2018) Agility MLC transmission optimization in the Monaco treatment planning system, *Journal of Applied Clinical Medical Physics*.
- Saez J., Hernandez V., Goossens J., De Kerf, G. and Verellen D. (2020) A novel procedure for determining the optimal MLC configuration parameters in treatment planning systems based on measurements with a Farmer chamber. *Physics in Medicine and Biology* Volume 65, Number 15.
- Scharf W. (1994). *Akceleratory biomedyczne*. Warszawa: PWN.
- Sikora M., Dohm O., Alber M. (2007). A virtual photon source model of an Elekta linear accelerator with integrated mini MLC for Monte Carlo based IMRT dose calculation. *Physics in Medicine and Biology* Vol. 52(15):4449–63.
- Sikora M. (2011). *Virtual source modelling of photon beams for Monte Carlo based radiation therapy treatment planning*. Bergen, Norway:Universitas Bergensis. [PhD thesis].
- Sikora M. and Alber M. (2009). A virtual source model of electron contamination of a therapeutic photon beam. *Physics in Medicine and Biology* Vol.54(24):7329–44.
- Sivakumar S. S., Krishnamurthy K., Davis C. A., Ravichandran R., Kannadhasan S., Biunkumar J. P., and El Ghamrawy K. (2008) Clinical implementation of dynamic intensitymodulated radiotherapy: Dosimetric aspects and initial experience. *Medical Physics* Vol. 33(2): 64–71.
- Skrzypczak E. i Szefliński Z. (1995). *Wstęp do fizyki jądra atomowego i cząstek elementarnych*. Warszawa: PWN.
- Snyder M., Halford R., Knill C., Adams J.N., Bossenberger T., Nalichowski A., Hammoud A. and Burmeister J. (2016) Modeling the Agility MLC in the Monaco treatment planning system. *Journal Of Applied Clinical Medical Physics*, Volume 17, Number 3.
- Snyder J.E., Hyer D. E., Flynn R. T., Boczkowski A., Wang D. (2019) The commissioning and validation of Monaco treatment planning system on an Elekta Versa HD linear accelerator. *Journal Of Applied Clinical Medical Physics* Volume 20(1):184-193.
- Spezi E., Levis D.G. (2006) Gamma histograms for radiotherapy plan evaluation; *Radiation Oncology* Vol. 79: 224-30,
- Strzałkowski A. (1978). *Wstęp do fizyki jądra atomowego*. Warszawa: PWN
- Szczurek L., Juszkat R., Szczurek J., Turek I., Sosnowski P. (2019) Pre-treatment 2D and 3D dosimetric verification of volumetric arc therapy. A correlation study between gamma index passing rate and clinical dose volume histogram. *PLoS One*. 2019 Aug 13;14(8):e0221086.

- Ślosarek K., Maciejewski B., Zajusz A., Składowski K. (2000) Opis napromieniania technika obrotowa z zastosowaniem dynamicznego kolimatora wielolistkowego. NOWOTWORY 2000 / tom 50 Zeszyt 3 / 268–279.
- Van Santvoort J. P. C. and Heijmen B. J. M. (1996). Dynamic multileaf collimation without ‘tongue and groove’ underdosage effects. *Physics in Medicine and Biology* Vol. 41:2091-2105.
- Varadharajan E. and Ramasubramanian V.(2013). Commissioning and Acceptance Testing of the existing linear accelerator upgraded to volumetric modulated arc therapy. *Reports of practical oncology and radiotherapy. Volume 18*, 286–297.
- Venencia C.D., and Besa P. (2004) Commissioning and quality assurance for intensitymodulated radiotherapy with dynamic multileaf collimator: Experience of the Pontificia Universidad Católica de Chile, *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, Vol. 5, No 3.
- Vial P., Oliver L., Greer P.B. and Baldock C. (2006). An experimental investigation into the radiation field offset of a dynamic multileaf collimator. *Physics in Medicine and Biology*. Vol.51, 5517-5538.
- Waligórski M. i Lesiak J. (2000). *Podstawy Radioterapii [w: Fizyczne metody diagnostyki medycznej i terapii. pod red. A.Z. Hrynkiwicza]*. Warszawa: PWN.
- Winiecki J. (2012). Graficzna weryfikacja radioterapii IMRT na podstawie współczynnika gamma. Centrum Onkologii - Instytut im. Marii Skłodowskiej-Curie Oddział w Gliwicach, Gliwice. [Rozprawa doktorska].
- Webb S., Bortfeld T., Stein J., and Convery D. (1997). The effect of stair-step leaf transmission on the tongue and groove problem in radiotherapy with a multileaf collimator. *Physics in Medicine and Biology* Vol. 42:595–602.
- Webb S. (2001) *Intensity-Modulated Radiation Therapy*. Bristol, UK: Institute of Physics Publishing, p. 180.
- Woźniak K. (2015). Dozymetryczna weryfikacja dynamicznych planów leczenia VMAT, *Inżynier i Fyzyk Medyczny*, vol. 4, nr 3.
- Xia P., Chuang C. F. and Verhey L. J. (2002). Communication and sampling rate limitations in IMRT delivery with a dynamic multileaf collimator system. *Med. Phys.* Vol. 29:412–423.
- Yan G., Liu C., Simon A.T., Peng L., Fox C. and Li J.G. (2009) On the sensitivity of patient-specific IMRT QA to MLC positioning errors. *Journal of Applied Clinical Medical Physics* Volume 10, No 1.
- Zhou Z. and Song W. (2010). A study of dose calculation based on collapsed cone convolution algorithm. 2010 3rd International Conference on Biomedical Engineering and Informatics.
- Zygmanski P. and Kung J.H. (2001). Method of identifying dynamic multileaf collimator irradiation that is highly sensitive to a systematic MLC calibration error. *Medical Physics* 28, 2220.

## WYKAZ RYSUNKÓW

RYSUNEK 1. SCHEMAT WSPÓLczesnego AKCElERATORA MEDYCZNEGO (WALIGÓRSKI M. I LESIAK J. 2000). .....	13
RYSUNEK 2. ZDJĘCIE REPREZENTUJĄCE LISTKI KOLIMATORA WIELOLISTKOWEGO AGILITY (ELEKTA USER MANUAL).....	15
RYSUNEK 3. MAKSYMALNE DOPUSZCZALNE POŁOŻENIE LIŚCI KOLIMATORA AGILITY (ELEKTA TECHNICAL REFERENCE MANUAL). .....	16
RYSUNEK 4. WYMIARY LIŚCIA KOLIMATORA AGILITY, WYKORZYSTYWANE DO FIZYCZNYCH OBLICZEŃ (ELEKTA TECHNICAL REFERENCE MANUAL). .....	17
RYSUNEK 5. WYMIARY DIAFRAGMY KOLIMATORA AGILITY WYKORZYSTYWANE DO FIZYCZNYCH OBLICZEŃ. (ELEKTA TECHNICAL REFERENCE MANUAL). .....	17
RYSUNEK 6. SCHEMAT AGILITY BLD (ELEKTA MEDICAL SYSTEM).....	18
RYSUNEK 7 SCHEMAT PARAMETRÓW KOLIMATORA WIELOLISTKOWEGO MLC W ZALEŻNOŚCI OD WYKORZYSTYWANEJ TECHNIKI LECZENIA, OD 3D CRT DO VMAT (RYSUNEK WŁASNY). .....	20
RYSUNEK 8. SCHEMAT TESTÓW KONTROLI JAKOŚCI KOLIMATORA WIELOLISTKOWEGO MLC W ZALEŻNOŚCI OD WYKORZYSTYWANEJ TECHNIKI LECZENIA (OD 3D CRT DO VMAT). .....	25
RYSUNEK 9. SCHEMAT OPISANYCH OBSZARÓW GUZA NOWOTWOROWEGO (ICRU REPORT No 62, 1999).....	26
RYSUNEK 10. WIDOK Z TPS NA PLAN LECZENIA OBSZARU KLATKI PIERSIOWEJ: PRZEKROJE A)POPRZECZNY, C)PODŁUŻNY I D)STRZAŁKOWY ORAZ B)DVH (FOTOGRAFIA WŁASNA).....	30
RYSUNEK 11. WIDOK Z TPS NA PLAN LECZENIA OBSZARU GŁOWY/SZYI: PRZEKROJE A)PODŁUŻNY, B)STRZAŁKOWY I D)POPRZECZNY ORAZ C)DVH (FOTOGRAFIA WŁASNA). .....	32
RYSUNEK 12. WIDOK Z TPS NA PLAN LECZENIA OBSZARU MIEDNICY PRZEKROJE A)POPRZECZNY, C)PODŁUŻNY I D)STRZAŁKOWY ORAZ B)DVH (FOTOGRAFIA WŁASNA).....	33
RYSUNEK 13. KOLIMATOR WIELOLISTKOWY AGILITY (WWW.ELEKTA.COM). .....	34
RYSUNEK 14. AKCElERATOR ELEKTA VERSA HD W KATOWICKIM CENTRUM ONKOLOGII (WWW.ELEKTA.COM). .....	34
RYSUNEK 15. ELEMENTY MATRYCY IBA. (COMPASS USER’S GUIDE, 2015). .....	36
RYSUNEK 16. MATRYCA MATRIXX FIRMY IBA DOSIMETRY (COMPASS USER’S GUIDE, 2015; OMNIPro – I’MRT USER’S GUIDE, 2013).....	37
RYSUNEK 17. CZUJNIK KĄTA GANTRY (GAS) (COMPASS USER’S GUIDE, 2015). .....	37
RYSUNEK 18. CZUJNIK KĄTA GANTRY (GAS) Z ZAZNACZONYMI ŚRUBAMI BLOKUJĄCYMI (LOCK SCREW) (COMPASS USER’S GUIDE, 2015).....	37
RYSUNEK 19. ELEMENTY CZUJNIKA KĄTA GANTRY (GAS) (COMPASS USER’S GUIDE, 2015).....	37
RYSUNEK 20. PRZYKŁADOWY HOLDER (DLA AKCElERATORÓW ELEKTA, DLA SSD 1000MM) (COMPASS USER’S GUIDE, 2015).....	38
RYSUNEK 21. OSPRZĘT DO GANTRY DLA AKCElERATORÓW ELEKTA DLA SSD 1000 MM (A) ORAZ DLA SSD 762 MM (B) (COMPASS USER’S GUIDE, 2015). .....	38
RYSUNEK 22. WYKRES WARTOŚCI DAWEK W OBSZARZE KLATKI PIERSIOWEJ OTRZYMANEYCH Z TPS ORAZ Z WYKONANYCH POMIARÓW W CIĄGU 30 DNI (RANO/WIECZÓR) DLA PARAMETRU AVERAGE DLA GTV W ZALEŻNOŚCI OD DNIA POMIARU (OD 19 JAN DO 23 MAR). .....	42
RYSUNEK 23. WYKRES ZALEŻNOŚCI DAWKI W OBSZARZE KLATKI PIERSIOWEJ OTRZYMANEYCH Z TPS, OPROGRAMOWANIA COMPASS (COMPUTED) ORAZ Z WYKONANYCH POMIARÓW (RANO/WIECZÓR) OD PARAMETRÓW DAWKI D99, AVERAGE I D1 DLA OBSZARU GTV. ....	43
RYSUNEK 24. WYKRES ZALEŻNOŚCI UŚREDNIONEYCH WARTOŚCI DAWEK W OBSZARZE KLATKI PIERSIOWEJ OTRZYMANEYCH Z TPS, OPROGRAMOWANIA COMPASS (COMPUTED) ORAZ Z WYKONANYCH POMIARÓW (RANO/WIECZÓR) Z UWZGLĘDNIENIEM NIEPEWNOŚCI OD PARAMETRÓW DAWKI D99, AVERAGE I D1 DLA OBSZARU GTV. ....	43
RYSUNEK 25. WYKRES WARTOŚCI DAWEK W OBSZARZE KLATKI PIERSIOWEJ OTRZYMANEYCH Z TPS ORAZ Z WYKONANYCH POMIARÓW W CIĄGU 30 DNI (RANO/WIECZÓR) DLA PARAMETRU AVERAGE DLA CTV W ZALEŻNOŚCI OD DNIA POMIARU (OD 19 JAN DO 23 MAR). .....	44
RYSUNEK 26. WYKRES ZALEŻNOŚCI DAWKI W OBSZARZE KLATKI PIERSIOWEJ OTRZYMANEYCH Z TPS, OPROGRAMOWANIA COMPASS (COMPUTED) ORAZ Z WYKONANYCH POMIARÓW (RANO/WIECZÓR) OD PARAMETRÓW DAWKI D99, AVERAGE I D1 DLA OBSZARU CTV. ....	44
RYSUNEK 27. WYKRES ZALEŻNOŚCI UŚREDNIONEYCH WARTOŚCI DAWEK W OBSZARZE KLATKI PIERSIOWEJ OTRZYMANEYCH Z TPS, OPROGRAMOWANIA COMPASS (COMPUTED) ORAZ Z WYKONANYCH POMIARÓW (RANO/WIECZÓR) Z UWZGLĘDNIENIEM NIEPEWNOŚCI OD PARAMETRÓW DAWKI D99, AVERAGE I D1 DLA OBSZARU CTV.....	45
RYSUNEK 28. WYKRES WARTOŚCI DAWEK W OBSZARZE KLATKI PIERSIOWEJ OTRZYMANEYCH Z TPS ORAZ Z WYKONANYCH POMIARÓW W CIĄGU 30 DNI (RANO/WIECZÓR) DLA PARAMETRU D99 DLA PTV W ZALEŻNOŚCI OD DNIA POMIARU (OD 19 JAN DO 23 MAR).....	46
RYSUNEK 29. WYKRES WARTOŚCI DAWEK W OBSZARZE KLATKI PIERSIOWEJ OTRZYMANEYCH Z TPS ORAZ Z WYKONANYCH POMIARÓW W CIĄGU 30 DNI (RANO/WIECZÓR) DLA PARAMETRU D99 DLA PTV W ZALEŻNOŚCI OD DNIA POMIARU (OD 19 JAN DO 23 MAR).....	46

RYSUNEK 30. WYKRES ZALEŻNOŚCI DAWKI W OBSZARZE KLATKI PIERSIOWEJ OTRZYMANEYCH Z TPS, OPROGRAMOWANIA COMPASS (COMPUTED) ORAZ Z WYKONANYCH POMIARÓW (RANO/WIECZÓR) OD PARAMETRÓW DAWKI D99, AVERAGE I D1 DLA OBSZARU PTV. ....	47
RYSUNEK 31. WYKRES ZALEŻNOŚCI UŚREDNIONYCH WARTOŚCI DAWEK W OBSZARZE KLATKI PIERSIOWEJ OTRZYMANEYCH Z TPS, OPROGRAMOWANIA COMPASS (COMPUTED) ORAZ Z WYKONANYCH POMIARÓW (RANO/WIECZÓR) Z UWZGLĘDNIENIEM NIEPEWNOŚCI OD PARAMETRÓW DAWKI D99, AVERAGE I D1 DLA OBSZARU PTV.....	47
RYSUNEK 32. WYKRES ZALEŻNOŚCI UŚREDNIONYCH WARTOŚCI DAWEK W OBSZARZE KLATKI PIERSIOWEJ OTRZYMANEYCH Z TPS, OPROGRAMOWANIA COMPASS (COMPUTED) ORAZ Z WYKONANYCH POMIARÓW (RANO/WIECZÓR) Z UWZGLĘDNIENIEM NIEPEWNOŚCI OD PARAMETRU DAWKI D99, DLA OBSZARU GTV, CTV I PTV. ....	48
RYSUNEK 33 WYKRES ZALEŻNOŚCI UŚREDNIONYCH WARTOŚCI DAWEK W OBSZARZE KLATKI PIERSIOWEJ OTRZYMANEYCH Z TPS, OPROGRAMOWANIA COMPASS (COMPUTED) ORAZ Z WYKONANYCH POMIARÓW (RANO/WIECZÓR) Z UWZGLĘDNIENIEM NIEPEWNOŚCI OD PARAMETRU DAWKI AVERAGE, DLA OBSZARU GTV, CTV I PTV. ....	49
RYSUNEK 34. WYKRES ZALEŻNOŚCI UŚREDNIONYCH WARTOŚCI DAWEK W OBSZARZE KLATKI PIERSIOWEJ OTRZYMANEYCH Z TPS, OPROGRAMOWANIA COMPASS (COMPUTED) ORAZ Z WYKONANYCH POMIARÓW (RANO/WIECZÓR) Z UWZGLĘDNIENIEM NIEPEWNOŚCI OD PARAMETRU DAWKI D1, DLA OBSZARU GTV, CTV I PTV. ....	49
RYSUNEK 35. WYKRES WARTOŚCI DAWEK OTRZYMANEYCH Z TPS ORAZ Z WYKONANYCH POMIARÓW W CIĄGU 30 DNI (RANO/WIECZÓR) DLA PARAMETRU AVERAGE DLA PŁUC W ZALEŻNOŚCI OD DNIA POMIARU (OD 19 JAN DO 23 MAR). ....	50
RYSUNEK 36. WYKRES ZALEŻNOŚCI DAWKI W OBSZARZE KLATKI PIERSIOWEJ DLA PŁUC OTRZYMANEYCH Z TPS , OPROGRAMOWANIA COMPASS (COMPUTED) ORAZ Z WYKONANYCH POMIARÓW (RANO/WIECZÓR): (A) OD PARAMETRÓW DAWKI D99, AVERAGE I D1, (B) Z UWZGLĘDNIENIEM NIEPEWNOŚCI OD PARAMETRÓW DAWKI AVERAGE I D1. ....	51
RYSUNEK 37. WYKRES ZALEŻNOŚCI DAWKI W OBSZARZE KLATKI PIERSIOWEJ DLA PŁUCA LEWEGO OTRZYMANEYCH Z TPS , OPROGRAMOWANIA COMPASS (COMPUTED) ORAZ Z WYKONANYCH POMIARÓW (RANO/WIECZÓR): (A) OD PARAMETRÓW DAWKI D99, AVERAGE I D1, (B) Z UWZGLĘDNIENIEM NIEPEWNOŚCI OD PARAMETRÓW DAWKI AVERAGE I D1. ....	51
RYSUNEK 38. WYKRES ZALEŻNOŚCI DAWKI W OBSZARZE KLATKI PIERSIOWEJ DLA PŁUCA PRAWEGO OTRZYMANEYCH Z TPS , OPROGRAMOWANIA COMPASS (COMPUTED) ORAZ Z WYKONANYCH POMIARÓW (RANO/WIECZÓR): (A) OD PARAMETRÓW DAWKI D99, AVERAGE I D1, (B) Z UWZGLĘDNIENIEM NIEPEWNOŚCI OD PARAMETRÓW DAWKI AVERAGE I D1. ....	52
RYSUNEK 39. WYKRES WARTOŚCI DAWEK W OBSZARZE KLATKI PIERSIOWEJ OTRZYMANEYCH Z TPS ORAZ Z WYKONANYCH POMIARÓW W CIĄGU 30 DNI (RANO/WIECZÓR) DLA PARAMETRU D1 DLA KANAŁU KRĘGOWEGO W ZALEŻNOŚCI OD DNIA POMIARU (OD 19 JAN DO 23 MAR). ....	53
RYSUNEK 40. WYKRES ZALEŻNOŚCI DAWKI W OBSZARZE KLATKI PIERSIOWEJ DLA KANAŁU KRĘGOWEGO OTRZYMANEYCH Z TPS, OPROGRAMOWANIA COMPASS (COMPUTED) ORAZ Z WYKONANYCH POMIARÓW (RANO/WIECZÓR): (A) OD PARAMETRÓW DAWKI D99, AVERAGE I D1, (B) Z UWZGLĘDNIENIEM NIEPEWNOŚCI OD PARAMETRÓW DAWKI AVERAGE I D1. ....	53
RYSUNEK 41. WYKRES ZALEŻNOŚCI DAWKI W OBSZARZE KLATKI PIERSIOWEJ DLA KANAŁU KRĘGOWEGO Z TRZYMILIMETROWYM MARGINESEM OTRZYMANEYCH Z TPS , OPROGRAMOWANIA COMPASS (COMPUTED) ORAZ Z WYKONANYCH POMIARÓW (RANO/WIECZÓR): (A) OD PARAMETRÓW DAWKI D99, AVERAGE I D1, (B) Z UWZGLĘDNIENIEM NIEPEWNOŚCI OD PARAMETRÓW DAWKI AVERAGE I D1. ....	54
RYSUNEK 42. WYKRES WARTOŚCI DAWEK W OBSZARZE KLATKI PIERSIOWEJ OTRZYMANEYCH Z TPS ORAZ Z WYKONANYCH POMIARÓW W CIĄGU 30 DNI (RANO/WIECZÓR) DLA PARAMETRU AVERAGE DLA SERCE W ZALEŻNOŚCI OD DNIA POMIARU(OD 19 JAN DO 23 MAR). ....	55
RYSUNEK 43. WYKRES ZALEŻNOŚCI DAWKI W OBSZARZE KLATKI PIERSIOWEJ DLA KANAŁU KRĘGOWEGO Z TRZYMILIMETROWYM MARGINESEM OTRZYMANEYCH Z TPS , OPROGRAMOWANIA COMPASS (COMPUTED) ORAZ Z WYKONANYCH POMIARÓW (RANO/WIECZÓR): A) OD PARAMETRÓW DAWKI D99, AVERAGE I D1, B) Z UWZGLĘDNIENIEM NIEPEWNOŚCI OD PARAMETRÓW DAWKI D99, AVERAGE I D1. ....	55
RYSUNEK 44. WYKRES WARTOŚCI DAWEK W OBSZARZE GŁOWY/SZYI OTRZYMANEYCH Z TPS ORAZ Z WYKONANYCH POMIARÓW W CIĄGU 30 DNI (RANO/WIECZÓR) DLA PARAMETRU AVERAGE DLA CTV W ZALEŻNOŚCI OD DNIA POMIARU (OD 19 JAN DO 23 MAR). ....	57
RYSUNEK 45. WYKRES ZALEŻNOŚCI DAWKI OTRZYMANEYCH Z TPS, OPROGRAMOWANIA COMPASS (COMPUTED) ORAZ Z WYKONANYCH POMIARÓW (RANO/WIECZÓR) OD PARAMETRÓW DAWKI D99, AVERAGE I D1 DLA OBSZARU CTV.....	57
RYSUNEK 46. WYKRES ZALEŻNOŚCI UŚREDNIONYCH WARTOŚCI DAWEK W OBSZARZE GŁOWY/SZYI OTRZYMANEYCH Z TPS, OPROGRAMOWANIA COMPASS (COMPUTED) ORAZ Z WYKONANYCH POMIARÓW (RANO/WIECZÓR) Z UWZGLĘDNIENIEM NIEPEWNOŚCI OD PARAMETRÓW DAWKI D99, AVERAGE I D1 DLA OBSZARU CTV. ....	58

RYSUNEK 47. WYKRES WARTOŚCI DAWEK W OBSZARZE GŁOWY/SZYI OTRZYMANÝCH Z TPS ORAZ Z WYKONANYCH POMIARÓW W CIĄGU 30 DNI (RANO/WIECZÓR) DLA PARAMETRU AVERAGE DLA PTV W ZALEŻNOŚCI OD DNIA POMIARU (OD 19 JAN DO 23 MAR). .....	58
RYSUNEK 48. WYKRES ZALEŻNOŚCI DAWKI W OBSZARZE GŁOWY/SZYI OTRZYMANÝCH Z TPS, OPROGRAMOWANIA COMPASS (COMPUTED) ORAZ Z WYKONANYCH POMIARÓW (RANO/WIECZÓR) OD PARAMETRÓW DAWKI D99, AVERAGE I D1 DLA OBSZARU PTV.....	59
RYSUNEK 49. WYKRES ZALEŻNOŚCI UŚREDNIONÝCH WARTOŚCI DAWEK W OBSZARZE GŁOWY/SZYI OTRZYMANÝCH Z TPS, OPROGRAMOWANIA COMPASS (COMPUTED) ORAZ Z WYKONANYCH POMIARÓW (RANO/WIECZÓR) Z UWZGLĘDNIENIEM NIEPEWNOŚCI OD PARAMETRÓW DAWKI D99, AVERAGE I D1 DLA OBSZARU PTV. ....	59
RYSUNEK 50. WYKRES ZALEŻNOŚCI UŚREDNIONÝCH WARTOŚCI DAWEK W OBSZARZE GŁOWY/SZYI OTRZYMANÝCH Z TPS, OPROGRAMOWANIA COMPASS (COMPUTED) ORAZ Z WYKONANYCH POMIARÓW (RANO/WIECZÓR) Z UWZGLĘDNIENIEM NIEPEWNOŚCI OD PARAMETRU DAWKI D99 DLA OBSZARU CTV I PTV.....	60
RYSUNEK 51. WYKRES ZALEŻNOŚCI UŚREDNIONÝCH WARTOŚCI DAWEK W OBSZARZE GŁOWY/SZYI OTRZYMANÝCH Z TPS, OPROGRAMOWANIA COMPASS (COMPUTED) ORAZ Z WYKONANYCH POMIARÓW (RANO/WIECZÓR) Z UWZGLĘDNIENIEM NIEPEWNOŚCI OD PARAMETRU DAWKI AVERAGE DLA OBSZARU CTV I PTV. ....	60
RYSUNEK 52. WYKRES ZALEŻNOŚCI UŚREDNIONÝCH WARTOŚCI DAWEK W OBSZARZE GŁOWY/SZYI OTRZYMANÝCH Z TPS, OPROGRAMOWANIA COMPASS (COMPUTED) ORAZ Z WYKONANYCH POMIARÓW (RANO/WIECZÓR) Z UWZGLĘDNIENIEM NIEPEWNOŚCI OD PARAMETRU DAWKI D1 DLA OBSZARU CTV I PTV.....	61
RYSUNEK 53. WYKRES WARTOŚCI DAWEK W OBSZARZE GŁOWY/SZYI OTRZYMANÝCH Z TPS ORAZ Z WYKONANYCH POMIARÓW W CIĄGU 30 DNI (RANO/WIECZÓR) DLA PARAMETRU D1 DLA KANAŁU KRĘGOWEGO W ZALEŻNOŚCI OD DNIA POMIARU (OD 19 JAN DO 23 MAR). .....	62
RYSUNEK 54. WYKRES ZALEŻNOŚCI DAWKI W OBSZARZE GŁOWY/SZYI DLA KANAŁU KRĘGOWEGO OTRZYMANÝCH Z TPS , OPROGRAMOWANIA COMPASS (COMPUTED) ORAZ Z WYKONANYCH POMIARÓW (RANO/WIECZÓR): (A) OD PARAMETRÓW DAWKI D99, AVERAGE I D1, (B) Z UWZGLĘDNIENIEM NIEPEWNOŚCI OD PARAMETRÓW DAWKI AVERAGE I D1.....	62
RYSUNEK 55. WYKRES ZALEŻNOŚCI DAWKI W OBSZARZE GŁOWY/SZYI DLA KANAŁU KRĘGOWEGO Z TRZYMILIMETROWYM MARGINESEM OTRZYMANÝCH Z TPS , OPROGRAMOWANIA COMPASS (COMPUTED) ORAZ Z WYKONANYCH POMIARÓW (RANO/WIECZÓR): (A) OD PARAMETRÓW DAWKI D99, AVERAGE I D1, (B) Z UWZGLĘDNIENIEM NIEPEWNOŚCI OD PARAMETRÓW DAWKI AVERAGE I D1.....	63
RYSUNEK 56. WYKRES WARTOŚCI DAWEK W OBSZARZE GŁOWY/SZYI OTRZYMANÝCH Z TPS ORAZ Z WYKONANYCH POMIARÓW W CIĄGU 30 DNI (RANO/WIECZÓR) DLA PARAMETRU D1 DLA PNIA MÓZGU W ZALEŻNOŚCI OD DNIA POMIARU (OD 19 JAN DO 23 MAR). .....	64
RYSUNEK 57. WYKRES ZALEŻNOŚCI DAWKI W OBSZARZE GŁOWY/SZYI DLA PNIA MÓZGU OTRZYMANÝCH Z TPS , OPROGRAMOWANIA COMPASS (COMPUTED) ORAZ Z WYKONANYCH POMIARÓW (RANO/WIECZÓR): (A) OD PARAMETRÓW DAWKI D99, AVERAGE I D1, (B) Z UWZGLĘDNIENIEM NIEPEWNOŚCI OD PARAMETRÓW DAWKI AVERAGE I D1.....	65
RYSUNEK 58. WYKRES ZALEŻNOŚCI DAWKI W OBSZARZE GŁOWY/SZYI DLA PNIA MÓZGU Z TRZYMILIMETROWYM MARGINESEM OTRZYMANÝCH Z TPS , OPROGRAMOWANIA COMPASS (COMPUTED) ORAZ Z WYKONANYCH POMIARÓW (RANO/WIECZÓR): A) OD PARAMETRÓW DAWKI D99, AVERAGE I D1, B) Z UWZGLĘDNIENIEM NIEPEWNOŚCI OD PARAMETRÓW DAWKI AVERAGE I D1.....	65
RYSUNEK 59. WYKRES WARTOŚCI DAWEK W OBSZARZE GŁOWY/SZYI OTRZYMANÝCH Z TPS ORAZ Z WYKONANYCH POMIARÓW W CIĄGU 30 DNI (RANO/WIECZÓR) DLA PARAMETRU AVERAGE DLA ŚLINIANKI PRZYUSZNEJ LEWEJ W ZALEŻNOŚCI OD DNIA POMIARU (OD 19 JAN DO 23 MAR). .....	66
RYSUNEK 60. WYKRES ZALEŻNOŚCI DAWKI W OBSZARZE GŁOWY/SZYI DLA ŚLINIANKI PRZYUSZNEJ LEWEJ OTRZYMANÝCH Z TPS , OPROGRAMOWANIA COMPASS (COMPUTED) ORAZ Z WYKONANYCH POMIARÓW (RANO/WIECZÓR): (A) OD PARAMETRÓW DAWKI D99, AVERAGE I D1, (B) Z UWZGLĘDNIENIEM NIEPEWNOŚCI OD PARAMETRÓW DAWKI AVERAGE I D1.....	67
RYSUNEK 61. WYKRES WARTOŚCI DAWEK W OBSZARZE GŁOWY/SZYI OTRZYMANÝCH Z TPS ORAZ Z WYKONANYCH POMIARÓW W CIĄGU 30 DNI (RANO/WIECZÓR) DLA PARAMETRU AVERAGE DLA ŚLINIANKI PRZYUSZNEJ PRAWIEJ W ZALEŻNOŚCI OD DNIA POMIARU (OD 19 JAN DO 23 MAR). .....	67
RYSUNEK 62. WYKRES ZALEŻNOŚCI DAWKI W OBSZARZE GŁOWY/SZYI DLA ŚLINIANKI PRZYUSZNEJ PRAWIEJ OTRZYMANÝCH Z TPS , OPROGRAMOWANIA COMPASS (COMPUTED) ORAZ Z WYKONANYCH POMIARÓW (RANO/WIECZÓR): (A) OD PARAMETRÓW DAWKI D99, AVERAGE I D1, (B) Z UWZGLĘDNIENIEM NIEPEWNOŚCI OD PARAMETRÓW DAWKI AVERAGE I D1.....	68
RYSUNEK 63. WYKRES WARTOŚCI DAWEK W OBSZARZE GŁOWY/SZYI OTRZYMANÝCH Z TPS ORAZ Z WYKONANYCH POMIARÓW W CIĄGU 30 DNI (RANO/WIECZÓR) DLA PARAMETRU D1 DLA ŻUCHWY W ZALEŻNOŚCI OD DNIA POMIARU (OD 19 JAN DO 23 MAR). .....	69
RYSUNEK 64. WYKRES ZALEŻNOŚCI DAWKI W OBSZARZE GŁOWY/SZYI DLA ŻUCHWY OTRZYMANÝCH Z TPS , OPROGRAMOWANIA COMPASS (COMPUTED) ORAZ Z WYKONANYCH POMIARÓW (RANO/WIECZÓR): (A) OD	

PARAMETRÓW DAWKI D99, AVERAGE I D1, (B) Z UWZGLĘDNIENIEM NIEPEWNOŚCI OD PARAMETRÓW DAWKI AVERAGE I D1. ....	69
RYSUNEK 65. WYKRES WARTOŚCI DAWEK W OBSZARZE MIEDNICY OTRZYMANÝCH Z TPS ORAZ Z WYKONANYCH POMIARÓW W CIĄGU 30 DNI (RANO/WIECZÓR) DLA PARAMETRU AVERAGE DLA CTV W ZALEŻNOŚCI OD DNIA POMIARU (OD 19 JAN DO 23 MAR). ....	71
RYSUNEK 66. WYKRES ZALEŻNOŚCI DAWKI W OBSZARZE MIEDNICY OTRZYMANÝCH Z TPS, OPROGRAMOWANIA COMPASS (COMPUTED) ORAZ Z WYKONANYCH POMIARÓW (RANO/WIECZÓR) OD PARAMETRÓW DAWKI D99, AVERAGE I D1 DLA OBSZARU CTV. ....	71
RYSUNEK 67. WYKRES ZALEŻNOŚCI UŚREDNIONÝCH WARTOŚCI DAWEK W OBSZARZE MIEDNICY OTRZYMANÝCH Z TPS, OPROGRAMOWANIA COMPASS (COMPUTED) ORAZ Z WYKONANYCH POMIARÓW (RANO/WIECZÓR) Z UWZGLĘDNIENIEM NIEPEWNOŚCI OD PARAMETRÓW DAWKI D99, AVERAGE I D1 DLA OBSZARU CTV. ....	72
RYSUNEK 68. WYKRES WARTOŚCI DAWEK W OBSZARZE MIEDNICY OTRZYMANÝCH Z TPS ORAZ Z WYKONANYCH POMIARÓW W CIĄGU 30 DNI (RANO/WIECZÓR) DLA PARAMETRU AVERAGE DLA PTV W ZALEŻNOŚCI OD DNIA POMIARU (OD 19 JAN DO 23 MAR). ....	72
RYSUNEK 69. WYKRES ZALEŻNOŚCI DAWKI W OBSZARZE MIEDNICY OTRZYMANÝCH Z TPS, OPROGRAMOWANIA COMPASS (COMPUTED) ORAZ Z WYKONANYCH POMIARÓW (RANO/WIECZÓR) OD PARAMETRÓW DAWKI D99, AVERAGE I D1 DLA OBSZARU PTV. ....	73
RYSUNEK 70. WYKRES ZALEŻNOŚCI UŚREDNIONÝCH WARTOŚCI DAWEK W OBSZARZE MIEDNICY OTRZYMANÝCH Z TPS, OPROGRAMOWANIA COMPASS (COMPUTED) ORAZ Z WYKONANYCH POMIARÓW (RANO/WIECZÓR) Z UWZGLĘDNIENIEM NIEPEWNOŚCI OD PARAMETRÓW DAWKI D99, AVERAGE I D1 DLA OBSZARU PTV. ....	73
RYSUNEK 71. WYKRES ZALEŻNOŚCI UŚREDNIONÝCH WARTOŚCI DAWEK W OBSZARZE MIEDNICY OTRZYMANÝCH Z TPS, OPROGRAMOWANIA COMPASS (COMPUTED) ORAZ Z WYKONANYCH POMIARÓW (RANO/WIECZÓR) Z UWZGLĘDNIENIEM NIEPEWNOŚCI OD PARAMETRU DAWKI D99 DLA OBSZARU CTV I PTV. ....	74
RYSUNEK 72. WYKRES ZALEŻNOŚCI UŚREDNIONÝCH WARTOŚCI DAWEK W OBSZARZE MIEDNICY OTRZYMANÝCH Z TPS, OPROGRAMOWANIA COMPASS (COMPUTED) ORAZ Z WYKONANYCH POMIARÓW (RANO/WIECZÓR) Z UWZGLĘDNIENIEM NIEPEWNOŚCI OD PARAMETRU DAWKI AVERAGE DLA OBSZARU CTV I PTV. ....	75
RYSUNEK 73. WYKRES ZALEŻNOŚCI UŚREDNIONÝCH WARTOŚCI DAWEK W OBSZARZE MIEDNICY OTRZYMANÝCH Z TPS, OPROGRAMOWANIA COMPASS (COMPUTED) ORAZ Z WYKONANYCH POMIARÓW (RANO/WIECZÓR) Z UWZGLĘDNIENIEM NIEPEWNOŚCI OD PARAMETRU DAWKI D1 DLA OBSZARU CTV I PTV. ....	75
RYSUNEK 74. WYKRES WARTOŚCI DAWEK W OBSZARZE MIEDNICY OTRZYMANÝCH Z TPS ORAZ Z WYKONANYCH POMIARÓW W CIĄGU 30 DNI (RANO/WIECZÓR) DLA PARAMETRU AVERAGE DLA PĘCHERZA MOCZOWEGO W ZALEŻNOŚCI OD DNIA POMIARU (OD 19 JAN DO 23 MAR). ....	76
RYSUNEK 75. WYKRES ZALEŻNOŚCI DAWKI W OBSZARZE MIEDNICY DLA PĘCHERZA MOCZOWEGO OTRZYMANÝCH Z TPS, OPROGRAMOWANIA COMPASS (COMPUTED) ORAZ Z WYKONANYCH POMIARÓW (RANO/WIECZÓR): (A) OD PARAMETRÓW DAWKI D99, AVERAGE I D1, (B) Z UWZGLĘDNIENIEM NIEPEWNOŚCI OD PARAMETRÓW DAWKI AVERAGE I D1. ....	76
RYSUNEK 76. WYKRES WARTOŚCI DAWEK W OBSZARZE MIEDNICY OTRZYMANÝCH Z TPS ORAZ Z WYKONANYCH POMIARÓW W CIĄGU 30 DNI (RANO/WIECZÓR) DLA PARAMETRU AVERAGE DLA ODBYTNIICY W ZALEŻNOŚCI OD DNIA POMIARU (OD 19 JAN DO 23 MAR). ....	77
RYSUNEK 77. WYKRES ZALEŻNOŚCI DAWKI W OBSZARZE MIEDNICY DLA ODBYTNIICY OTRZYMANÝCH Z TPS , OPROGRAMOWANIA COMPASS (COMPUTED) ORAZ Z WYKONANYCH POMIARÓW (RANO/WIECZÓR): (A) OD PARAMETRÓW DAWKI D99, AVERAGE I D1, (B) Z UWZGLĘDNIENIEM NIEPEWNOŚCI OD PARAMETRÓW DAWKI AVERAGE I D1. ....	78
RYSUNEK 78. WYKRES WARTOŚCI DAWEK W OBSZARZE MIEDNICY OTRZYMANÝCH Z TPS ORAZ Z WYKONANYCH POMIARÓW W CIĄGU 30 DNI (RANO/WIECZÓR) DLA PARAMETRU D1 DLA GŁOWY KOŚCI UDOWEJ LEWEJ W ZALEŻNOŚCI OD DNIA POMIARU (OD 19 JAN DO 23 MAR). ....	78
RYSUNEK 79. WYKRES ZALEŻNOŚCI DAWKI W OBSZARZE MIEDNICY DLA GŁOWY KOŚCI UDOWEJ LEWEJ OTRZYMANÝCH Z TPS, OPROGRAMOWANIA COMPASS (COMPUTED) ORAZ Z WYKONANYCH POMIARÓW (RANO/WIECZÓR): (A) OD PARAMETRÓW DAWKI D99, AVERAGE I D1, (B) Z UWZGLĘDNIENIEM NIEPEWNOŚCI OD PARAMETRÓW DAWKI AVERAGE I D1. ....	79
RYSUNEK 80. WYKRES WARTOŚCI DAWEK W OBSZARZE MIEDNICY OTRZYMANÝCH Z TPS ORAZ Z WYKONANYCH POMIARÓW W CIĄGU 30 DNI (RANO/WIECZÓR) DLA PARAMETRU D1 DLA GŁOWY KOŚCI UDOWEJ PRAWEJ W ZALEŻNOŚCI OD DNIA POMIARU (OD 19 JAN DO 23 MAR). ....	80
RYSUNEK 81. WYKRES ZALEŻNOŚCI DAWKI W OBSZARZE MIEDNICY DLA GŁOWY KOŚCI UDOWEJ PRAWEJ OTRZYMANÝCH Z TPS, OPROGRAMOWANIA COMPASS (COMPUTED) ORAZ Z WYKONANYCH POMIARÓW (RANO/WIECZÓR): (A) OD PARAMETRÓW DAWKI D99, AVERAGE I D1, (B) Z UWZGLĘDNIENIEM NIEPEWNOŚCI OD PARAMETRÓW DAWKI AVERAGE I D1. ....	80
RYSUNEK 82. SCHEMAT PRZEPROWADZONYCH TESTÓW KONTROLI JAKOŚCI MLC Z PODZIAŁEM NA SMLC I DMLC. ....	82



RYSUNEK 83. WYNIK TESTU DTLS2 DLA KOLIMATORA MLC AGILITY AKCELERATORA MEDYCZNEGO ELEKTA VERSA HD DLA KĄTA GANTRY 0° ZAPREZENTOWANY W OPROGRAMOWANIU OMNIPRO I'MRT. ....	83
RYSUNEK 84. POLE UTWORZONE NA AKCELERATORZE PRZEZ LISTKI W CELU WYKONANIA TESTU DTLS2 (FOTOGRAFIA WŁASNA). ....	83
RYSUNEK 85. WYNIK TESTU DTLS2 DLA KOLIMATORA MLC AGILITY AKCELERATORA MEDYCZNEGO ELEKTA VERSA HD PRZY JEDNOCZESNYM OBRODZIE GANTRY ZAPREZENTOWANY W OPROGRAMOWANIU OMNIPRO I'MRT. ....	84
RYSUNEK 86. POLA UTWORZONE NA AKCELERATORZE PRZEZ LISTKI W CELU WYKONANIA TESTU 1234W (FOTOGRAFIA WŁASNA). ....	84
RYSUNEK 87. WYNIK TESTU 1234W DLA KOLIMATORA MLC AGILITY AKCELERATORA MEDYCZNEGO ELEKTA VERSA HD DLA KĄTA GANTRY 0° ZAPREZENTOWANY W OPROGRAMOWANIU OMNIPRO I'MRT. ....	85
RYSUNEK 88. WYNIK TESTU 1234W DLA KOLIMATORA MLC AGILITY AKCELERATORA MEDYCZNEGO ELEKTA VERSA HD PRZY JEDNOCZESNYM OBRODZIE GANTRY ZAPREZENTOWANY W OPROGRAMOWANIU OMNIPRO I'MRT. ....	85
RYSUNEK 89. POLE UTWORZONE NA AKCELERATORZE PRZEZ LISTKI W CELU WYKONANIA TESTU 1234S (FOTOGRAFIA WŁASNA). ....	86
RYSUNEK 90. WYNIK TESTU 1234S DLA KOLIMATORA MLC AGILITY AKCELERATORA MEDYCZNEGO ELEKTA VERSA HD DLA KĄTA GANTRY 0° ZAPREZENTOWANY W OPROGRAMOWANIU OMNIPRO I'MRT. ....	86
RYSUNEK 91. WYNIK TESTU 1234S DLA KOLIMATORA MLC AGILITY AKCELERATORA MEDYCZNEGO ELEKTA VERSA HD PRZY JEDNOCZESNYM OBRODZIE GANTRY ZAPREZENTOWANY W OPROGRAMOWANIU OMNIPRO I'MRT. ....	87
RYSUNEK 92. POLA UTWORZONE NA AKCELERATORZE PRZEZ LISTKI W CELU WYKONANIA TESTU VW07S (FOTOGRAFIA WŁASNA). ....	87
RYSUNEK 93. WYNIK TESTU VW07S DLA KOLIMATORA MLC AGILITY AKCELERATORA MEDYCZNEGO ELEKTA VERSA HD DLA KĄTA GANTRY 0° ZAPREZENTOWANY W OPROGRAMOWANIU OMNIPRO I'MRT. ....	88
RYSUNEK 94. WYNIK TESTU VW07S DLA KOLIMATORA MLC AGILITY AKCELERATORA MEDYCZNEGO ELEKTA VERSA HD PRZY JEDNOCZESNYM OBRODZIE GANTRY ZAPREZENTOWANY W OPROGRAMOWANIU OMNIPRO I'MRT. ....	88
RYSUNEK 95. POLE UTWORZONE NA AKCELERATORZE PRZEZ LISTKI W CELU WYKONANIA TESTU YONLY (FOTOGRAFIA WŁASNA). ....	89
RYSUNEK 96. WYNIK TESTU YONLY DLA KOLIMATORA MLC AGILITY AKCELERATORA MEDYCZNEGO ELEKTA VERSA HD DLA KĄTA GANTRY 0° ZAPREZENTOWANY W OPROGRAMOWANIU OMNIPRO I'MRT. ....	89
RYSUNEK 97. WYNIK TESTU YONLY DLA KOLIMATORA MLC AGILITY AKCELERATORA MEDYCZNEGO ELEKTA VERSA HD PRZY JEDNOCZESNYM OBRODZIE GANTRY ZAPREZENTOWANY W OPROGRAMOWANIU OMNIPRO I'MRT. ....	90
RYSUNEK 98. POLA UTWORZONE NA AKCELERATORZE PRZEZ LISTKI W CELU WYKONANIA TESTU 3ABUT (FOTOGRAFIA WŁASNA). ....	90
RYSUNEK 99. WYNIK TESTU 3ABUT DLA KOLIMATORA MLC AGILITY AKCELERATORA MEDYCZNEGO ELEKTA VERSA HD DLA KĄTA GANTRY 0° ZAPREZENTOWANY W OPROGRAMOWANIU OMNIPRO I'MRT. ....	91
RYSUNEK 100. WYNIK TESTU 3ABUT DLA KOLIMATORA MLC AGILITY AKCELERATORA MEDYCZNEGO ELEKTA VERSA HD PRZY JEDNOCZESNYM OBRODZIE GANTRY ZAPREZENTOWANY W OPROGRAMOWANIU OMNIPRO I'MRT. ....	91
RYSUNEK 101. POLA UTWORZONE NA AKCELERATORZE PRZEZ LISTKI W CELU WYKONANIA TESTU 7SEGA (FOTOGRAFIA WŁASNA). ....	92
RYSUNEK 102. WYNIK TESTU 7SEGA DLA KOLIMATORA MLC AGILITY AKCELERATORA MEDYCZNEGO ELEKTA VERSA HD DLA KĄTA GANTRY 0° ZAPREZENTOWANY W OPROGRAMOWANIU OMNIPRO I'MRT. ....	92
RYSUNEK 103. WYNIK TESTU 7SEGA DLA KOLIMATORA MLC AGILITY AKCELERATORA MEDYCZNEGO ELEKTA VERSA HD PRZY JEDNOCZESNYM OBRODZIE GANTRY ZAPREZENTOWANY W OPROGRAMOWANIU OMNIPRO I'MRT. ....	93
RYSUNEK 104. POLA UTWORZONE NA AKCELERATORZE PRZEZ LISTKI W CELU WYKONANIA TESTU FOURL (FOTOGRAFIA WŁASNA). ....	93
RYSUNEK 105. WYNIK TESTU FOURL DLA KOLIMATORA MLC AGILITY AKCELERATORA MEDYCZNEGO ELEKTA VERSA HD DLA KĄTA GANTRY 0° ZAPREZENTOWANY W OPROGRAMOWANIU OMNIPRO I'MRT. ....	94
RYSUNEK 106. WYNIK TESTU FOURL DLA KOLIMATORA MLC AGILITY AKCELERATORA MEDYCZNEGO ELEKTA VERSA HD PRZY JEDNOCZESNYM OBRODZIE GANTRY ZAPREZENTOWANY W OPROGRAMOWANIU OMNIPRO I'MRT. ....	94
RYSUNEK 107. WYNIK TESTU FOURL DLA KOLIMATORA MLC AGILITY AKCELERATORA MEDYCZNEGO ELEKTA VERSA HD PRZY JEDNOCZESNYM OBRODZIE GANTRY ZAPREZENTOWANY W OPROGRAMOWANIU OMNIPRO I'MRT. ....	95
RYSUNEK 108. WYNIK TESTU HIMRT DLA KOLIMATORA MLC AGILITY AKCELERATORA MEDYCZNEGO ELEKTA VERSA HD DLA KĄTA GANTRY 0° ZAPREZENTOWANY W OPROGRAMOWANIU OMNIPRO I'MRT. ....	95
RYSUNEK 109. WYNIK TESTU HIMRT DLA KOLIMATORA MLC AGILITY AKCELERATORA MEDYCZNEGO ELEKTA VERSA HD PRZY JEDNOCZESNYM OBRODZIE GANTRY ZAPREZENTOWANY W OPROGRAMOWANIU OMNIPRO I'MRT. ....	96
RYSUNEK 110. POLE UTWORZONE NA AKCELERATORZE PRZEZ LISTKI W CELU WYKONANIA TESTU VW07T (FOTOGRAFIA WŁASNA). ....	96
RYSUNEK 111. WYNIK TESTU VW07T DLA KOLIMATORA MLC AGILITY AKCELERATORA MEDYCZNEGO ELEKTA VERSA HD DLA KĄTA GANTRY 0° ZAPREZENTOWANY W OPROGRAMOWANIU OMNIPRO I'MRT. ....	97

RYSUNEK 112. WYNIK TESTU VW07T DLA KOLIMATORA MLC AGILITY AKCELERATORA MEDYCZNEGO ELEKTA VERSA HD PRZY JEDNOCZESNYM OBRODZIE GANTRY ZAPREZENTOWANY W OPROGRAMOWANIU OMNIPRO I'MRT. ....	97
RYSUNEK 113. POLA UTWORZONE NA AKCELERATORZE PRZEZ LISTKI W CELU WYKONANIA TESTU HDMLC (FOTOGRAFIA WLASNA). ....	98
RYSUNEK 114. WYNIK TESTU HDMLC DLA KOLIMATORA MLC AGILITY AKCELERATORA MEDYCZNEGO ELEKTA VERSA HD DLA KĄTA GANTRY 0° ZAPREZENTOWANY W OPROGRAMOWANIU OMNIPRO I'MRT. ....	98
RYSUNEK 115. WYNIK TESTU HDMLC DLA KOLIMATORA MLC AGILITY AKCELERATORA MEDYCZNEGO ELEKTA VERSA HD PRZY JEDNOCZESNYM OBRODZIE GANTRY ZAPREZENTOWANY W OPROGRAMOWANIU OMNIPRO I'MRT. ....	99
RYSUNEK 116. POLA UTWORZONE NA AKCELERATORZE PRZEZ LISTKI W CELU WYKONANIA TESTU DMLC1 (FOTOGRAFIA WLASNA). ....	99
RYSUNEK 117. WYNIK TESTU DMLC1 DLA KOLIMATORA MLC AGILITY AKCELERATORA MEDYCZNEGO ELEKTA VERSA HD DLA KĄTA GANTRY 0° ZAPREZENTOWANY W OPROGRAMOWANIU OMNIPRO I'MRT. ....	100
RYSUNEK 118. WYNIK TESTU DMLC1 DLA KOLIMATORA MLC AGILITY AKCELERATORA MEDYCZNEGO ELEKTA VERSA HD DLA KĄTA GANTRY 90° ZAPREZENTOWANY W OPROGRAMOWANIU OMNIPRO I'MRT. ....	100
RYSUNEK 119. WYNIK TESTU DMLC1 DLA KOLIMATORA MLC AGILITY AKCELERATORA MEDYCZNEGO ELEKTA VERSA HD DLA KĄTA GANTRY 270° ZAPREZENTOWANY W OPROGRAMOWANIU OMNIPRO I'MRT. ....	101
RYSUNEK 120. WYNIK TESTU DMLC1 DLA KOLIMATORA MLC AGILITY AKCELERATORA MEDYCZNEGO ELEKTA VERSA HD DLA KĄTA GANTRY 180° ZAPREZENTOWANY W OPROGRAMOWANIU OMNIPRO I'MRT. ....	102
RYSUNEK 121. WYNIK TESTU DMLC1 DLA KOLIMATORA MLC AGILITY AKCELERATORA MEDYCZNEGO ELEKTA VERSA HD PRZY JEDNOCZESNYM OBRODZIE GANTRY ZAPREZENTOWANY W OPROGRAMOWANIU OMNIPRO I'MRT. ....	101
RYSUNEK 122. POLA UTWORZONE NA AKCELERATORZE PRZEZ LISTKI W CELU WYKONANIA TESTU DMLCA (FOTOGRAFIA WLASNA). ....	102
RYSUNEK 123. WYNIK TESTU DMLC1 DLA KOLIMATORA MLC AGILITY AKCELERATORA MEDYCZNEGO ELEKTA VERSA HD DLA KĄTA GANTRY 0° ZAPREZENTOWANY W OPROGRAMOWANIU OMNIPRO I'MRT. ....	103
RYSUNEK 124. WYNIK TESTU DMLCA DLA KOLIMATORA MLC AGILITY AKCELERATORA MEDYCZNEGO ELEKTA VERSA HD PRZY JEDNOCZESNYM OBRODZIE GANTRY ZAPREZENTOWANY W OPROGRAMOWANIU OMNIPRO I'MRT. ....	103
RYSUNEK 125. WYKRES ZALEŻNOŚCI ZNORMALIZOWANEJ DAWKI DLA TESTÓW LISTKÓW MLC OD OFFSETU MLC. ....	105
RYSUNEK 126. WYKRES ZALEŻNOŚCI WYNIKÓW TESTÓW LISTKÓW MLC OD INTERPOLOWANYCH WARTOŚCI OFFSETU MLC. ....	106
RYSUNEK 127. WYKRES KRZYWEJ PROFILU W TEŚCIE 7SEGA DLA RÓŻNYCH WARTOŚCI OFFSETÓW MLC. ....	106
RYSUNEK 128. WYKRES ZALEŻNOŚCI WARTOŚCI WZGLĘDNEJ DAWKI DLA NARZĄDÓW W OBSZARZE KLATKI PIERSIOWEJ OD WARTOŚCI OFFSETU MLC ZNORMALIZOWANY DO OFFSETU 0.0MM. ....	108
RYSUNEK 129. WYKRES ZALEŻNOŚCI WARTOŚCI WZGLĘDNEJ DAWKI DLA NARZĄDÓW W OBSZARZE GŁOWY/SZYI OD WARTOŚCI OFFSETU MLC ZNORMALIZOWANY DO OFFSETU 0.0MM. ....	109
RYSUNEK 130. WYKRES ZALEŻNOŚCI WARTOŚCI WZGLĘDNEJ DAWKI DLA NARZĄDÓW W OBSZARZE MIEDNICY OD WARTOŚCI OFFSETU MLC ZNORMALIZOWANY DO OFFSETU 0.0 MM. ....	110
RYSUNEK 131. WYKRES ZALEŻNOŚCI WYNIKÓW TESTÓW LISTKÓW MLC OD INTERPOLOWANYCH WARTOŚCI OFFSETU MLC. ....	111