

Raport z Zespołowego Projektu Studenckiego

Badanie parametrów fizycznych tomografów komputerowych funkcjonujących na terenie Polski

Alina Svekla, Hanna Adamiak, Piotr Kaszuba, Mikołaj Wośkowski

July 2024

1 Streszczenie

Celem projektu była analiza parametrów fizycznych tomografów komputerowych mierzonych podczas testów specjalistycznych. Do porównywania został wybrany objętościowy tomograficzny indeks dawki CTDIvol(Computed tomography dose index objętościowy). Ten parametr umożliwia porównanie dawek promieniowania dla różnych tomografów, a także różnych ustawień tego samego urządzenia. Wartości CTDIvol były analizowane ze względu na wiek lampy rentgenowskiej oraz ze względu na producenta. Dodatkowo dokonano porównania efektywności tomografów jednego producenta na przestrzeni lat.

2 Wstęp teoretyczny

Jednym z podstawowych badań obrazowych stała się w ciągu ostatnich lat rentgenowska tomografia komputerowa. Poza oczywistymi korzyściami tej techniki, niesie ona ze sobą pewne ryzyko, związane z narażeniem pacjenta na przyjęcie określonej dawki promieniowania jonizującego, wykorzystywanego do obrazowania ludzkiego ciała w badaniach tomografii komputerowej. W celu zapewnienia jak największego bezpieczeństwa pacjenta przeprowadza się fizyczne kontrole jakości urządzeń diagnostycznych wykorzystujących promieniowanie jonizujące. Jednym z elementów systemu kontroli jakości są przeprowadzane co najmniej raz w roku testy specjalistyczne. [1]

3 Metodologia i opis pomiarów

3.1 Tomograf komputerowy

Urządzenie do tomografii w komputerowej składa się w pewnym myślowym uproszczeniu z następujących części:

1. systemu akwizycji danych tworzącego projekcje przy wykorzystaniu promieniowania rentgenowskiego,
2. komputera przetwarzającego surowe dane otrzymane z detektorów promieniowania i rekonstruującego obraz tkanki,
3. generatora wysokiego napięcia zasilającego system,
4. ekranów wyświetlających zrekonstruowane obrazy,
5. stołu na którym pacjent jest badany.

3.1.1 System akwizycji danych

We wszystkich dotychczas skonstruowanych generacjach tomografów możemy wyróżnić system akwizycji danych składający się z kilku głównych podzespołów:

- Gantry – najbardziej charakterystyczna część tomografu, w której umieszczona jest wirując wokół stołu z pacjentem lampa rentgenowska oraz detektory promieniowania rentgenowskiego, w centralnej części gantry znajduje się otwór wewnątrz którego wsuwany jest pacjent
- Lampa rentgenowska – umieszczona wewnątrz gantry, porusza się dookoła pacjenta, jest źródłem promieniowania X, prześwietlającego pacjenta, jej konstrukcja musi umożliwiać długotrwałe wytwarzanie promieniowania rentgenowskiego, którego generowanie wymaga utrzymywania wysokiego napięcia na lampie, rzędu 70 kV – 140 kV
- Zestaw detektorów promieniowania rentgenowskiego - również umieszczony wewnątrz gantry, zadaniem detektorów jest zarejestrowanie natężenia promieniowania rentgenowskiego po przejściu przez ciało pacjenta i konwersja tej wartości na wielkości napięcia elektrycznego
- Stół – służy do ułożenia pacjenta przed badaniem, tak aby umieścić badany obszar ciała w centrum wiązki promieniowania rentgenowskiego, w trakcie badania porusza się automatycznie ruchem ciągłym lub krokowym

W obecnie wykorzystywanej generacji tomografów komputerowych konstruktorzy wprowadzili znaczącą modyfikację, polegającą na znaczącym zwiększeniu liczby detektorów w tablicy i uformowanie jej w kształt wachlarza, odpowiadającemu kształtowi wiązki promieniowania, której kąt rozwarcia został ustalony na 40 do 55 stopni szerokości, dzięki czemu promieniowanie rentgenowskie

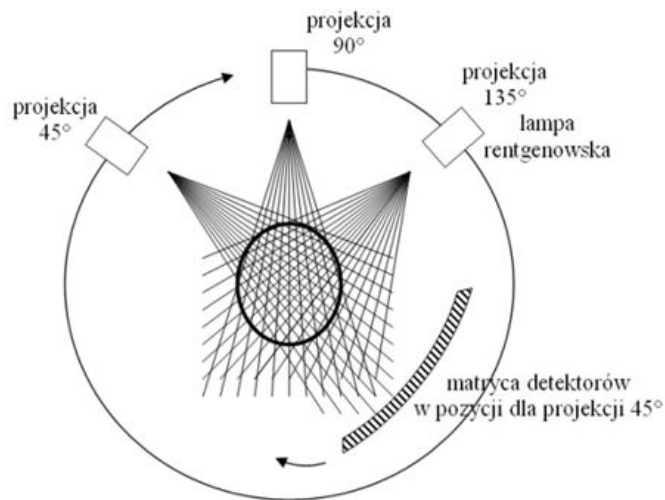


Rysunek 1: Nowoczesny tomograf komputerowy [2]

obejmuje cały badany obiekt. Lampa w stosunku do detektorów pozostaje nieruchomo, porusza się cały układ lampa – tablica detektorów, jedynie ruchem dookoła gantry. Schemat działania tomografu III generacji pokazano na Rysunku 2. Skrócono czas skanowania pojedynczej warstwy do kilku sekund, a obecnie nawet poniżej sekundy.[1]

3.2 Kontrola jakości medycznych urządzeń wykorzystujących promieniowanie jonizujące

Promieniowanie rentgenowskie, wykorzystywane powszechnie w diagnostyce medycznej, jest promieniowaniem jonizującym. Jest to szczególnie istotne z punktu widzenia oddziaływania takiego promieniowania z organizmami żywymi. Jonizacja w tkance spowodowana wiązką promieniowania, wywołuje pewne skutki biologiczne, mogące wpływać na pracę całego organizmu. Zależnie od kilku czynników tj.: ilości energii przekazanej przez promieniowanie, czasu narażenia, czy rodzaju promieniowania. W celu zminimalizowania wystąpienia negatywnych konsekwencji przeprowadzenia procedury medycznej, prawo nakazuje kontrolowanie urządzeń wykorzystujących promieniowanie jonizujące. W tym celu przeprowadza się cykliczne testy tego typu urządzeń. Niektóre, takie jak testy podstawowe, wykonywane są w niedługich odstępach czasu (np. co tydzień lub co miesiąc) przez pracowników danej placówki medycznej, natomiast inne, takie jak testy specjalistyczne, czy testy akceptacyjne obejmujące swoim zakresem znaczny obszar działania urządzenia, wykonywane są przez uprawnione jednost-



Rysunek 2: Schemat działania tomografów III generacji [3]

ki, posiadające odpowiednie akredytacje lub przez fizyków medycznych. Poza testami podstawowymi wykonywanymi na co dzień w placówce oraz najczęściej corocznymi testami specjalistycznymi po każdej znaczącej naprawie urządzenia lub po jego instalacji wykonuje się testy akceptacyjne, zwane również odbiorczymi. Wszystkie wymienione powyżej kontrole wykonuje się w celu zapewnienia wysokiej jakości działania urządzenia diagnostycznego, a także bezpieczeństwa pacjenta i personelu medycznego. Testy specjalistyczne oraz odbiorcze swoim zakresem obejmują m.in. parametry fizyczne lampy rentgenowskiej, takie powtarzalność oraz zgodność żądanych i rzeczywistych wartości: czasu ekspozycji, natężenia prądu, czy wysokiego napięcia, poprawność działania systemu AEC (automatycznej kontroli ekspozycji) oraz parametry geometryczne wiązki promieniowania rentgenowskiego. Ustawodawca wyznacza normy, w których powyższe parametry muszą się zawierać, a jeśli zmierzone wartości wykraczają poza nie, aparat zostaje wyłączony z użytkowania, do momentu usunięcia usterki powodującej przekroczenie dopuszczalnych norm. Do przeprowadzenia analizy można wybrać parametry liczbowe, mierzone podczas wykonywania testów specjalistycznych urządzeń wykorzystywanych w tomografii komputerowej. Charakter wybranych parametrów pozwala jednoznacznie ocenić i porównać ich wartości, zostały one również wybrane z powodu ich znaczącego wpływu na bezpieczeństwo pacjenta z punktu widzenia ochrony radiologicznej. Parametrami tymi są:

- dokładność ustawień wysokiego napięcia,
- powtarzalność ustawień wysokiego napięcia,
- stałość wysokiego napięcia przy zmianie natężenia prądu,

- powtarzalność wydajności lampy rentgenowskiej,
- stałość wydajności przy zmianie natężenia prądu i stałych wartościach obciążenia prądowo-czasowego,
- stałość wydajności przy zmianie obciążenia prądowo-czasowego,
- objętościowy tomograficzny indeks dawki CTDI vol.

W zebranych przez zespół danych skupiliśmy się na indeksie dawki. Należy dodać, że zebrane dane pochodzą z pewnego okresu działalności akredytowanego laboratorium i nie są reprezentatywnym zbiorem opisującym udział w rynku poszczególnych producentów. Dane są wynikiem działalności biznesowej laboratorium i zostały udostępnione za wiedzą kierownictwa podmiotu.

3.3 Objętościowy tomograficzny indeks dawki CTDI vol.

Objętościowy tomograficzny indeks dawki CTDI_{vol} jest parametrem, który obowiązkowo musi być wyświetlany przez tomograf w trakcie wykonywania badania. Parametr ten umożliwia porównanie dawek promieniowania dla różnych tomografów, a także różnych ustawień urządzenia. W celu obliczenia CTDI_{vol}, korzysta się z fantomów symulujących ciało pacjenta, pozwalających na umieszczenie wewnątrz detektora promieniowania. Na podstawie tych pomiarów wyznacza się parametry pośrednie CTDI_{100c}, CTDI_{100p}. Następnie, korzystając z następującego wzoru wyznacza się indeks:

$$CTDI_{vol} = \frac{L}{d} \left(\frac{1}{3} CTDI_{100c} + \frac{2}{3} CTDI_{100p} \right) \quad (1)$$

gdzie: L - całkowita nominalna szerokość czynnych detektorów, d - odległość o jaką przesuwa się stół podczas jednego pełnego obrotu lampy rentgenowskiej, $CTDI_{100c}$ wartość CTDI 100 zmierzona w środku fantomu dozymetrycznego, $CTDI_{100p}$ średnia z wartości CTDI 100 zmierzonych na brzegach fantomu dozymetrycznego, $CTDI_{100}$ profil dawki scałkowany na odcinku 100 mm wzdłuż linii równoległej do osi obrotu lampy rentgenowskiej dla pojedynczej warstwy, podzielony przez nominalną grubość warstwy. Do budżetu niepewności pomiaru tego parametru wchodzi niepewność miernika - pomiar dawki dla mierzonych energii jest otrzymywany z dokładnością 5%, powtarzalność i odtwarzalność pomiarowa ustalona przez laboratorium na 3%. Wartość niepewności jest wyliczana automatycznie w arkuszach kalkulacyjnych używanych podczas testów i została zebrana w bazie danych użytych do niniejszego opracowania.

3.4 Wymagania prawne

1 stycznia 2002 roku weszła w Polsce obowiązująca do dziś ustawa Prawo Atomowe. Aby dostosować stan prawny do norm europejskich dotyczących dziedziny promieniowania, w listopadzie 2000 roku uchwalono ustawę regulującą podejście do bezpieczeństwa oraz ochrony życia i zdrowia ludzi oraz bezpieczeństwa mienia

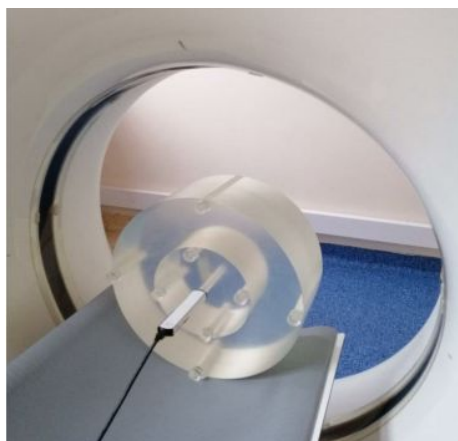
Tabela 1: Wymagania dotyczące wartości Objętościowego tomograficznego indeksu dawki CTDIvol, konieczne do otrzymania pozytywnego wyniku testów specjalistycznych [4]

Objętościowy tomograficzny indeks dawki (CTDIvol)	Uwaga: W przypadku braku wartości CTDIvol wyświetlanej na konsoli tomografu komputerowego lub podanej przez producenta należy wybrać wartość odniesienia, dla której podane są wszystkie nominalne wartości ekspozycji (m. in. wysokie napięcie, obciążenie prądowo-czasowe, FOV, czas ekspozycji, grubość warstwy, filtracja, wielkość ogniska)	
	Dla klinicznie stosowanych parametrów ekspozycji odchylenie objętościowego tomograficznego indeksu dawki od wartości wyświetlanej na konsoli tomografu komputerowego lub podanej przez producenta lub wartości odniesienia mieści się w zakresie	±20%

i ochrony środowiska. Do tej ustawy istnieje wiele rozporządzeń wykonawczych, które regulują między innymi ochronę fizyczną materiałów jądrowych i obiektów jądrowych, szczegółowe warunki bezpiecznej pracy ze źródłami promieniowania jonizującego, a także tworzą plan postępowania awaryjnego w przypadku zdarzeń radiacyjnych. Ostatnie zmiany tego aktu weszły w życie w październiku 2023 roku (Dz.U. z 2023 r. poz. 1890). W szczególności w artykule 33 w punkcie 1 ustawodawca wskazuje, że: "Urządzenia radiologiczne oraz urządzenia pomocnicze stosowane w jednostkach ochrony zdrowia wykonujących badania diagnostyczne, zabiegi lub leczenie, z zakresu rentgenodiagnostyki, radiologii zabiegowej, medycyny nuklearnej oraz radioterapii, podlegają kontroli ich parametrów fizycznych". Częścią tej kontroli są testy specjalistyczne polegające na sprawdzeniu serii parametrów fizycznych aparatu wytwarzającego promieniowanie jonizujące. Częstotliwość tych testów oraz dopuszczalne odchylenia mierzonych parametrów określone są w Rozporządzeniu Ministra Zdrowia.[4] W obowiązujący obecnie akcie prawnym ostatnie zmiany wprowadzono w grudniu 2022 roku (t. jedn. Dz. U. z 2022 r., poz. 2759). Załącznik nr 1 ww. Rozporządzenia szczegółowo określa zakres i podmiot testów. W punkcie I.2 opisane są testy specjalistyczne, ich zakres i dopuszczalne tolerancje. Test specjalistyczny polega na sprawdzeniu szeregu parametrów fizycznych charakteryzujących działanie tomografu. Wymagania co do CTDI przedstawiono poniżej.

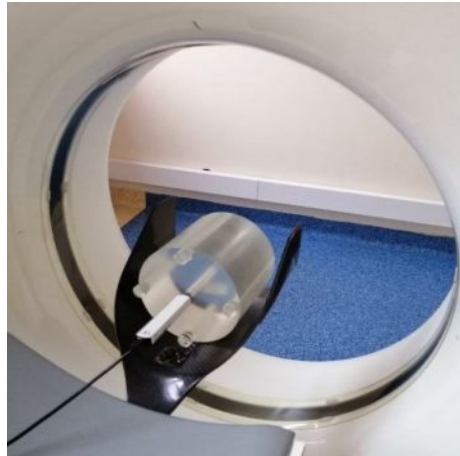
3.5 Metodologia pomiaru CTDI

Objętościowy tomograficzny indeks dawki jest obliczany ze Wzoru 1, na podstawie pomiarów pośrednich wykonanych ołówkową komorą jonizacyjną w kształcie cienkiego walca, którą umieszcza się wewnątrz otworów znajdujących się w fantomie dozymetrycznym. Fantom używany w trakcie pomiarów zbudowany jest z PMMA, materiału który swoją gęstością przypomina gęstość ciała ludzkiego. Ma on kształt walca o średnicy 32 cm lub 16 cm, odpowiednio dla symulowania



Rysunek 3: Pomiar objętościowego tomograficznego indeksu dawki CTDI vol dla fantomu tułowia, komora jonizacyjna w otworze środkowym.

tułowia człowieka lub jego głowy i długości ponad 14 cm. Fantom do pomiarów CTDIvol posiada pięć otworów ułożonych wzdłuż osi walca, przechodzących na wylot fantomu, jeden otwór umieszczonym jest centralnie, a cztery pozostałe umieszczone są naprzeciwko siebie, na górze i dole fantomu oraz z lewej i prawej strony z odstępem co 90° . W trakcie pojedynczego pomiaru komorę umieszcza się w wybranym otworze, pozostałe wypełniając prętami również wykonanymi z PMMA. Fantom umieszcza się centralnie w gantry tomografu, tak aby jego oś symetrii pokrywała się z osią obrotu lampy. Następnie na panelu sterującym tomografem rentgenowskim ustawia się parametry wykorzystywane klinicznie do badania tułowia lub głowy (zależnie od wykonywanego testu), a skan planuje się tak aby obrazowane warstwy znajdowały się w środku fantomu. Po wykonanej ekspozycji zmierzoną za pomocą komory jonizacyjnej dawkę promieniowania dzieli się przez szerokość ustawionej kolimacji, tak aby obliczyć CTDI 100. Pomiar powtarza się dla każdego otworu fantomu, a także dla dwóch innych wartości wysokiego napięcia, wykorzystywanych klinicznie. Tę procedurę pomiarową wykonuje się zarówno dla fantomu głowy, jak i tułowia. Następnie na podstawie Wzoru 1, oblicza się wartość CTDI vol i porównuje ją z wartością przewidzianą przez tomograf na etapie planowania ekspozycji, odchylenie nie może być większe niż 20% wartości wyświetlanej przez urządzenie. Poniżej przedstawiono zdjęcia z wykonywania pomiarów objętościowego tomograficznego indeksu dawki.

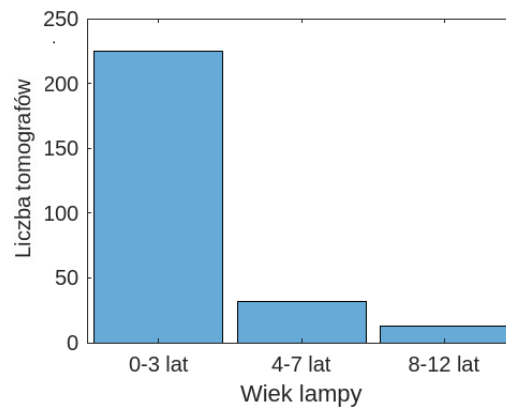


Rysunek 4: Pomiar objętościowego tomograficznego indeksu dawki CTDI vol dla fantomu głowy, komora jonizacyjna w otworze środkowym.

4 Analiza danych

4.1 Porównanie tomografów ze względu na rok produkcji lampy

Rok produkcji lampy w danych dla analizy jest w przedziałach od 2011 do 2023. Dane były zebrane w 2023 roku, więc na moment zebrania danych wiek lampy jest w przedziałach od 0 do 12 lat. Dane zostały podzielone na 3 grupy: 0-3 lat, 4-7 lat, 8-12 lat. Na Rysunku 5 jest przedstawiony histogram.



Rysunek 5: Liczba lamp wyprodukowanych w danych przedziałach czasowych.

Pomiary parametru CTDIvol były prowadzone według dwóch protokołów: GŁOWA, KLATKA PIERSIOWA. W Tabelach 2-4 przedstawione zostały średnie, minimalne i maksymalne wartości względnej różnicy CTDIvol dla każdej z grup.

Tabela 2: Średnia względna różnica parametru CTDIvol (%)

wiek lampy	CTDIvol, % (protokół badania - GŁOWA)	CTDIvol, % (protokół badania - KLATKA PIERSIOWA)
0-3 lat	0.81	4.25
4-7 lat	1.88	4.45
8-12 lat	8.20	7.40

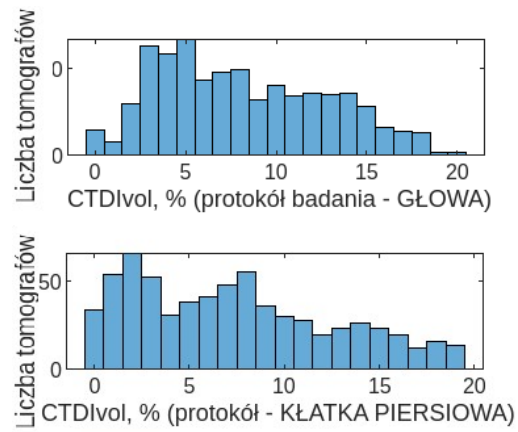
Tabela 3: Minimalna wartość CTDIvol(%)

wiek lampy	CTDIvol, % (protokół badania - GŁOWA)	CTDIvol, % (protokół badania - KLATKA PIERSIOWA)
0-3 lat	0	0
4-7 lat	0	0
8-12 lat	0	0

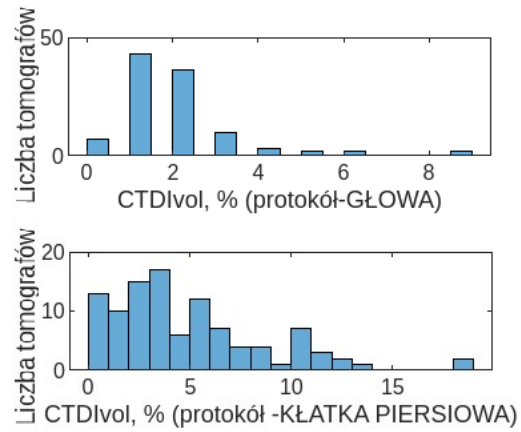
Tabela 4: Maksymalna wartość CTDIvol (%)

wiek lampy	CTDIvol, % (protokół badania - GŁOWA)	CTDIvol, % (protokół badania - KLATKA PIERSIOWA)
0-3 lat	4	15
4-7 lat	9	19
8-12 lat	20	19

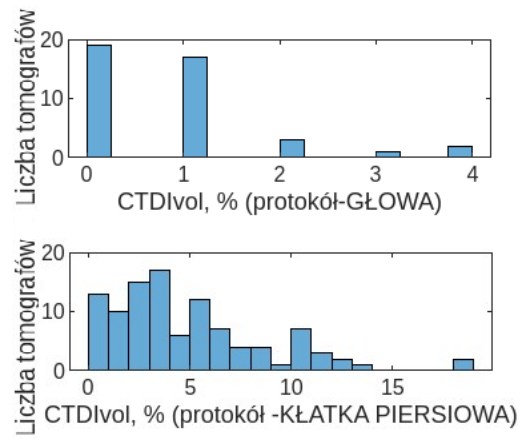
Histogramy względnych różnic CTDIvol dla każdej z grup zostały przedstawione na Rysunkach 7-9. Na Rysunkach 6-8 przedstawione histogramy maksymalnych i minimalnych wartości parametru CTDIvol.



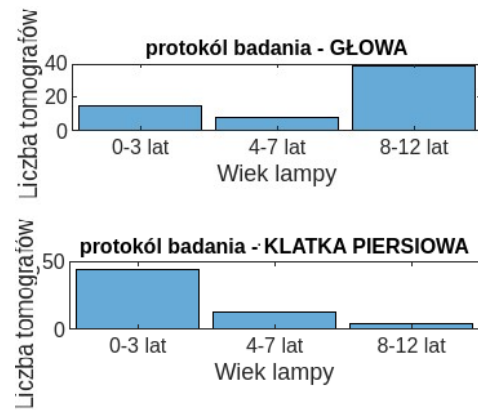
Rysunek 6: Histogramy - względna różnica CTDIvol dla pierwszej grupy (wiek lampy od 0 do 3 lat)



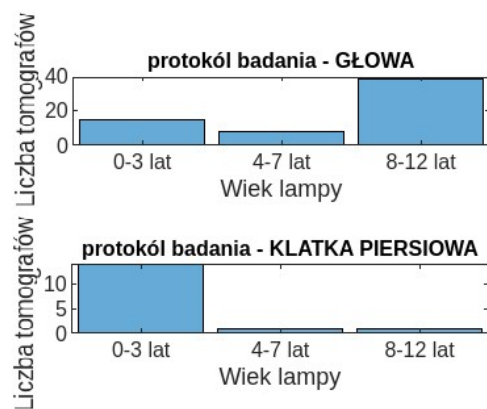
Rysunek 7: Histogramy - względna różnica CTDIvol dla drugiej grupy (wiek lampy od 4 do 7 lat)



Rysunek 8: Histogramy - względna różnica CTDIvol dla trzeciej grupy (wiek lampy od 8 do 12 lat)



Rysunek 9: Histogramy - minimalne wartości parametru CTDIvol



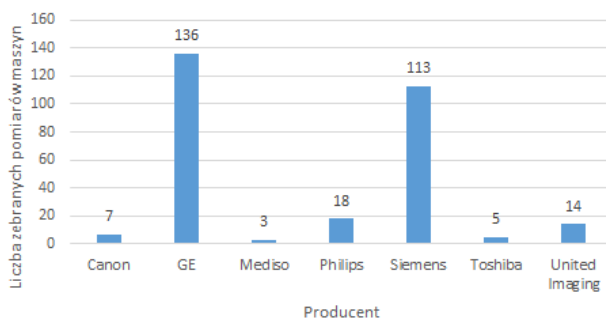
Rysunek 10: Histogramy - maksymalne wartości parametru CTDIvol

4.1.1 Wnioski

Dla każdego z protokołów były porównywane wartości CTDIvol spośród grup. Wartości CTDIvol się różnią w zależności od grupy wiekowej lampy (ANOVA, rang Kruskala-Walisa, poziom istotności 0.05). Lampy ze starszej grupy wiekowej mają większe wartości CTDIvol, co można wytłumaczyć większym użyciem tych lamp.

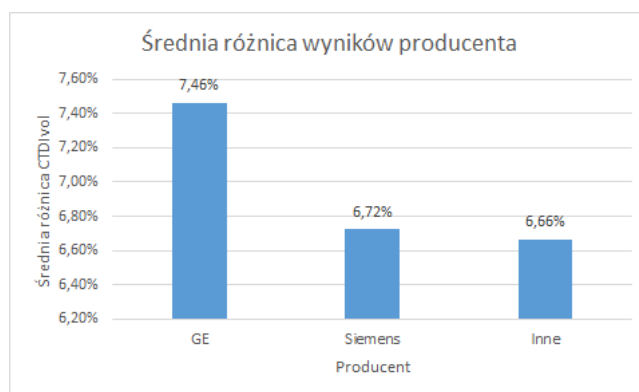
4.2 Porównanie tomografów ze względu na producenta

Analizowane dane dotyczyły tomografów siedmiu producentów: Canon, GE, Siemens, Philips, Mediso, Toshiba, United Imaging. Ze względu na różnice w wielkościach próbek dla konkretnych producentów, w analizie rozpatrywane były trzy grupy: GE, Siemens oraz inne (w tym Canon, Philips, Mediso, Toshiba, United Imaging). Wyżej wspomniane różnice pokazane zostały na Rysunku 11.

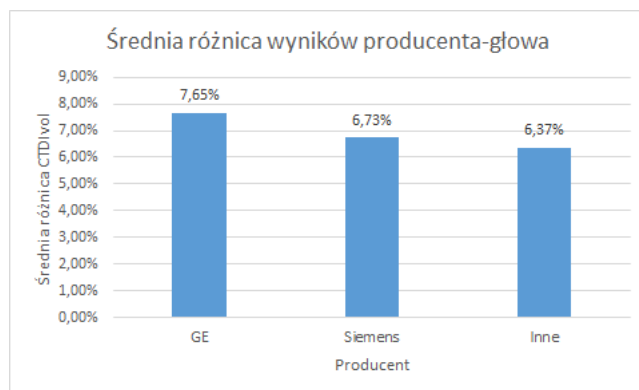


Rysunek 11: Liczba zebranych pomiarów dla danych producentów

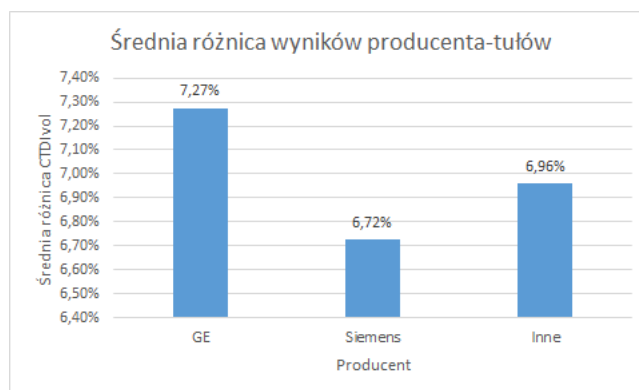
Dla każdej z grup obliczona została średnia względna różnica CTDIvol, pokazująca rozbieżność między oczekiwanym a otrzymanym wynikiem pomiaru. Rysunek 12 przedstawia średnie różnice CTDIvol dla danych producentów. Rysunki 13, 14 obrazują różnice średnich z podziałem na zastosowany protokół pomiaru- GŁOWA/KLATKA PIERSIOWA



Rysunek 12: Procentowe różnice między CTDI oczekiwanym a otrzymanym dla producenta



Rysunek 13: Procentowe różnice między CTDI oczekiwanym a otrzymanym dla producenta w pomiarze dla głowy



Rysunek 14: Procentowe różnice między CTDI oczekiwanym a otrzymanym dla producenta w pomiarze dla tułowia

4.2.1 Wnioski

Dla przedstawionych średnich pomiarów dla głowy i tułowia wykonana została analiza istotności różnic metodą resamplingową. Kod stworzony w celu wykonania testu zamieszczony został poniżej

```

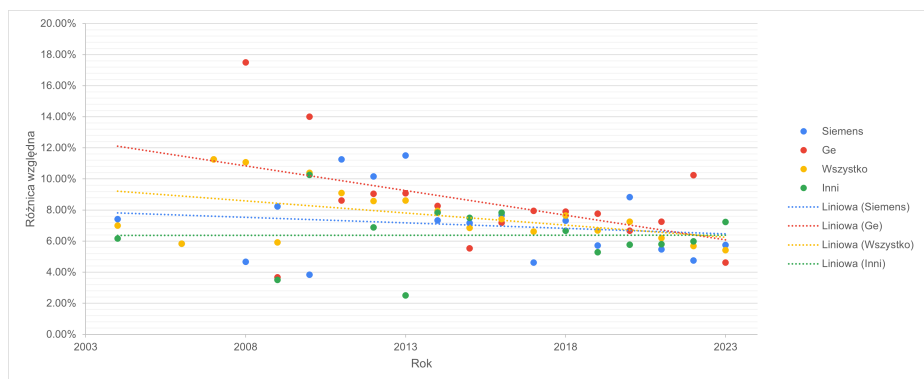
1
2 import numpy as np
3
4 def prawdopodobienstwo_resamplingu(array, n,
5   docelowa_srednia, liczba_prob=10000):
6     # licznik srednich wiekszych lub rownych pozadanej.
7     szukane_wyniki = 0
8
9     # Symulacja losowych wyborow i obliczanie srednich.
10    for x in range(liczba_prob):
11        # Losowy wybor n elementow z tablicy bez zwracania.
12        probka = np.random.choice(array, size=n, replace=
13            False)
14
15        # Obliczanie sredniej z probki.
16        srednia_probki = np.mean(probka)
17
18        # Inkrementacja licznika, jesli srednia jest wieksza
19        # lub rowna wartosci docelowej.
20        if srednia_probki >= docelowa_srednia:
21            szukane_wyniki += 1
22
23    # Obliczanie prawdopodobienstwa.
24    prawdopodobienstwo = szukane_wyniki / liczba_prob
25
26    return prawdopodobienstwo

```

Wyniki analizy pokazują, że na poziomie istotności 5% średnia różnica CTDIvol dla producenta GE jest istotnie większa niż dla reszty producentów.

4.3 Porównanie efektywności tomografów jednego producenta na przestrzeni lat

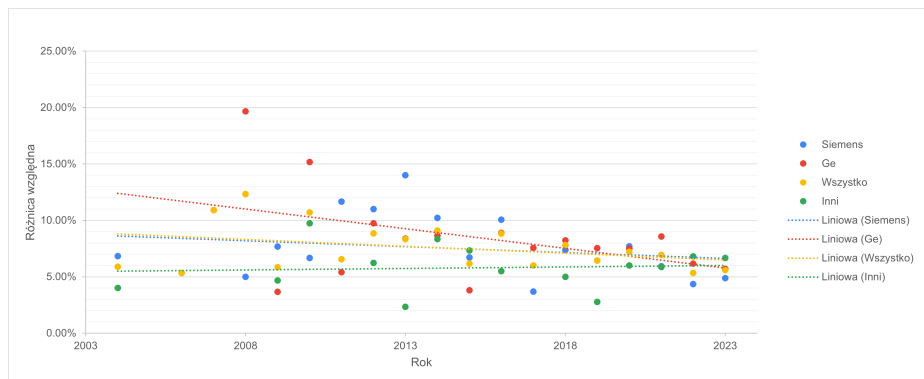
Z racji na różnice w wielkości próbek zebrane dane podzielono w sposób analogiczny jak przy porównaniu tomografów ze względu na producenta. Dla trzech grup obliczono średnie względne różnice CTDIvol na przestrzeni. Średnie różnice obliczono w procentach dla protokołów głowa, tułów oraz dla średniej wszystkich pomiarów. Wykresy wraz z dopasowaniami funkcji liniowej dla kolejnych lat przedstawiono na rysunkach: 15, 16, 17.



Rysunek 15: Średnie procentowe wyniki z wszystkich pomiarów z dopasowaniami liniowymi.

Grupa	Równanie	R^2
Siemens	$y = -0.00071x + 1.50214$	0.03121
GE	$y = -0.00317x + 6.46587$	0.23048
Wszyscy	$y = -0.00156x + 3.21519$	0.25201
Inni	$y = 0.00001x + 0.0422$	0.00001

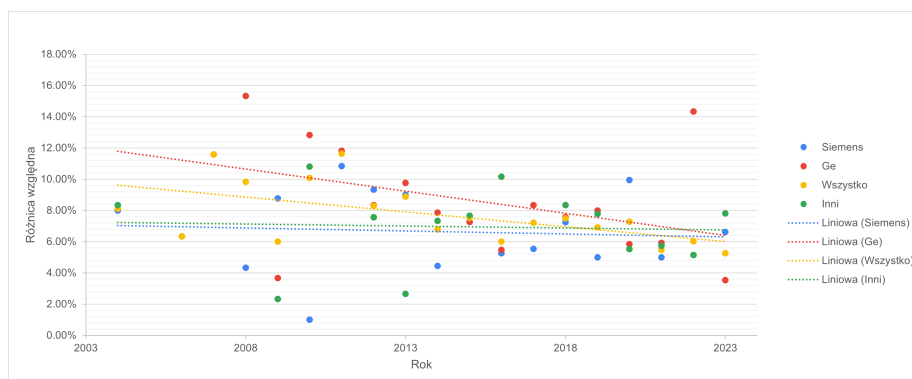
Tabela 5: Dopasowania liniowe i wartości R^2 dla średnich wyników procentowych



Rysunek 16: Średnie procentowe wyniki dla protokołu głowa z dopasowaniami liniowymi.

Grupa	Równanie	R^2
Siemens	$y = -0.00104x + 2.17563$	0.04383
GE	$y = -0.00350x + 7.13277$	0.20134
Wszyscy	$y = -0.00122x + 2.53665$	0.11424
Inni	$y = -0.00027x - 0.48802$	-0.00549

Tabela 6: Dopasowania liniowe i wartości R^2 dla średnich wyników procentowych dla protokołu głowa



Rysunek 17: Średnie procentowe wyniki dla protokołu tułów z dopasowaniami liniowymi.

Grupa	Równanie	R^2
Siemens	$y = -0.00038x + 0.82865$	0.00757
GE	$y = -0.00283x + 5.79897$	0.16808
Wszyscy	$y = -0.00190x + 3.89372$	0.32025
Inni	$y = -0.00025x + 0.57646$	0.00320

Tabela 7: Dopasowania liniowe i wartości R^2 dla średnich wyników procentowych dla protokołu tułów

4.3.1 Wnioski

Ze względu na niskie liczebności starszych sprzętów - 73 z 301 przebadanych tomografów pochodziło z okresu sprzed 2015 roku, trudno jest z dostateczną pewnością mówić o różnicach między producentami. Da się jednak odczytać zdecydowaną tendencję do poprawy dokładności tomografów dla wszystkich producentów.

5 Podsumowanie

Przeprowadzone zostało badanie zależności pomiędzy tomografami funkcjonującymi na terenie Polski. Dla każdego z tomografów porównywana była wartość tomograficznego indeksu dawki CTDIvol - parametru, mającego znaczący wpływ na bezpieczeństwo pacjenta z punktu widzenia ochrony radiologicznej. Zauważono, że wartość parametru CTDIvol zależy od wieku lampy. Dla tomografów, wykorzystujących lampę ze starszej grupy wiekowej, parametr CTDIvol jest większy w sposób statystycznie znaczący. Dla tomografów wykorzystujących lampę o wieku nie większym niż 3 lata, parametr CTDIvol jest mniejszy. Maksymalne zmierzone wartości CTDIvol dla starszej grupy wiekowej wynosiły 20% dla protokołu GŁOWA oraz 19 % dla protokołu KLATKA PIERSIOWA. Wartość parametru CTDIvol 20% jest graniczną wartością, przy przekroczeniu której tomograf ma być wyłączony z użytku. Te różnice można wytłumaczyć większym zyciem starych lamp. Przy porównywaniu parametru CTDIvol spośród producentów znaleziono, że ten parametr jest większy dla producenta GE w sposób statystycznie znaczący, co może wynikać z różnic w maszynach różnych producentów. Dla producentów GE, SIEMENS oraz pozostałych znalezione zostały średnie wartości parametru CTDIvol na przestrzeni lat. Na chwilę obecną ilość danych jest niewystarczająca aby mówić o różnicach pomiędzy producentami na przestrzeni lat. Dokładnie widać jednak tendencję, że dla każdej grupy producentów wartość parametru CTDIvol jest tym mniejsza, im nowsza jest maszyna.

Literatura

- [1] Patryk Krajewski. Analiza wybranych parametrów rentgenowskich tomografów komputerowych na podstawie danych z kontroli fizycznych parametrów urządzeń radiologicznych w jednostkach ochrony zdrowia., 2023.
- [2] <https://www.siemens-healthineers.com/es/computed-tomography/single-source-ct/somatom-definition-as>, dostęp na dzień 10.12.2022.
- [3] <https://www.siemens-healthineers.com/es/computed-tomography/single-source-ct/somatom-definition-as>, dostęp na dzień 10.12.2022.
- [4] Rozporządzenie ministra zdrowia w sprawie testów eksploatacyjnych urządzeń radiologicznych i urządzeń pomocniczych.