

Jednostki dawek stosowanych w tomografii komputerowej – teoria i praktyka



Izabela Milcewicz-Mika, Renata Kopeć

Instytut Fizyki Jądrowej PAN w Krakowie

Maria A. Staniszevska

Uniwersytet Medyczny w Łodzi



XVII Konferencja Inspektorów Ochrony Radiologicznej

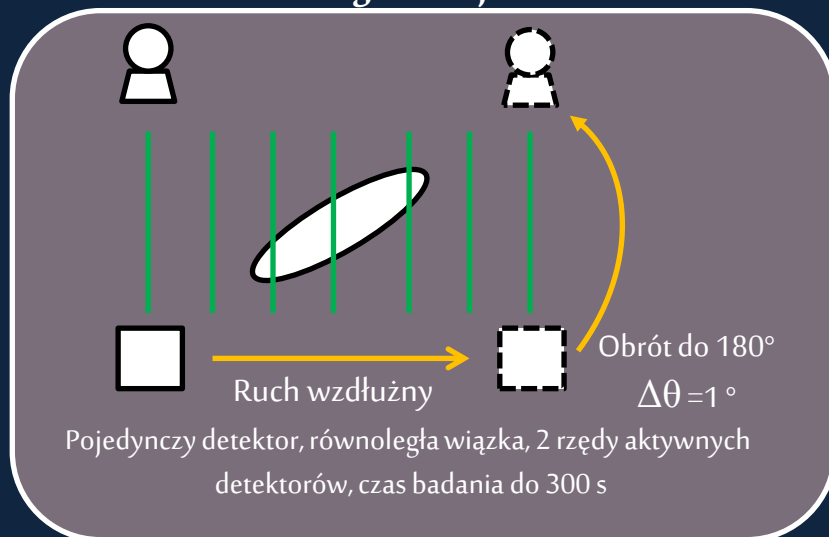
Skorzęcin, 11-14.06.2014

Krótką historia tomografii komputerowej

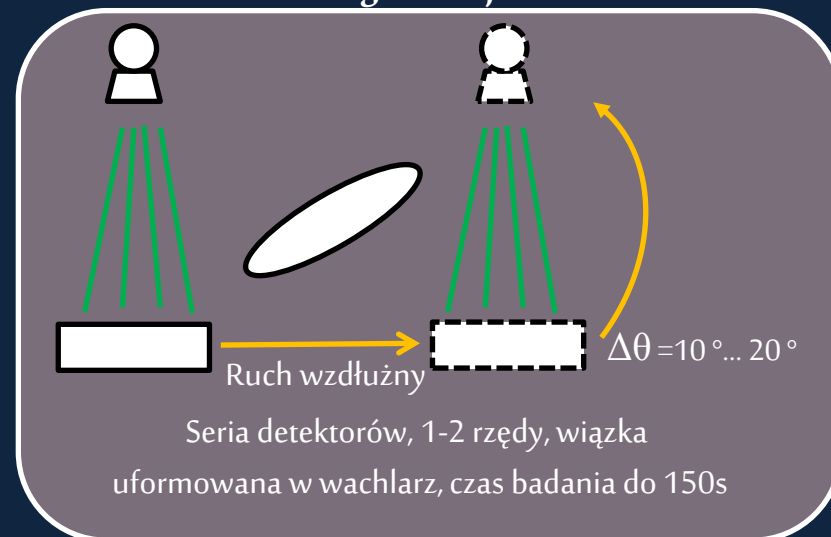
- 1895 Odkrycie promieniowania rentgenowskiego
- 1905 Twierdzenie Radona: „Obraz obiektu dwuwymiarowego można zrekonstruować na podstawie nieskończonej ilości rzutów jednowymiarowych”.
Realizacja poprzez transformatę Radona, odwrotna transformacja umożliwia rekonstrukcję obrazu. Podwaliny matematyczne pod tomografię
- 1963 Allan M. Cormack: prace nad rekonstrukcją obrazu
- 1971 Sir Godfrey N. Hounsfield: opracowanie prototypu tomografu komputerowego (tomograf głowy **EMI Mark I**)
- 1974 Tomograf komputerowy do badania całego ciała (**ACTA**)
- 1974 Tomograf komputerowy trzeciej generacji
- 1977 Tomograf komputerowy czwartej generacji
- 1979 Nagroda Nobla dla G. N. Hounsfield’a oraz A. M. Cormack’a
„za rozwój tomografii komputerowej”

Generacje tomografii komputerowej

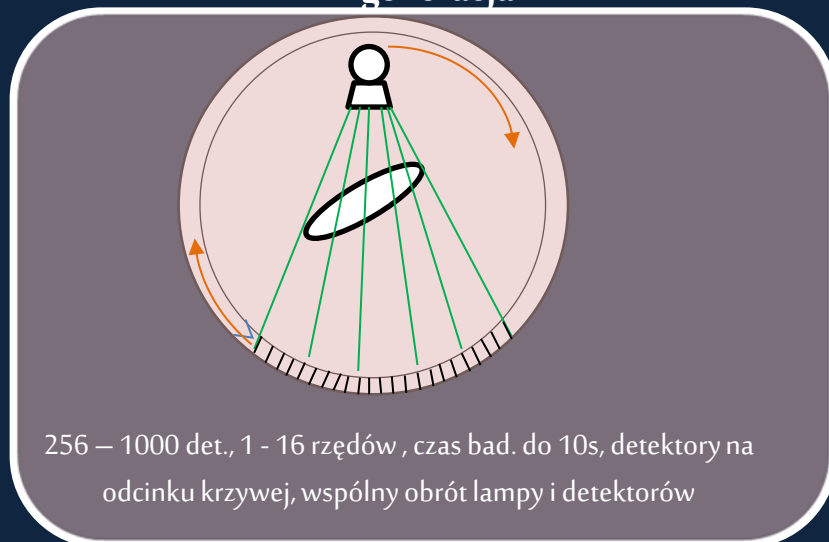
I generacja



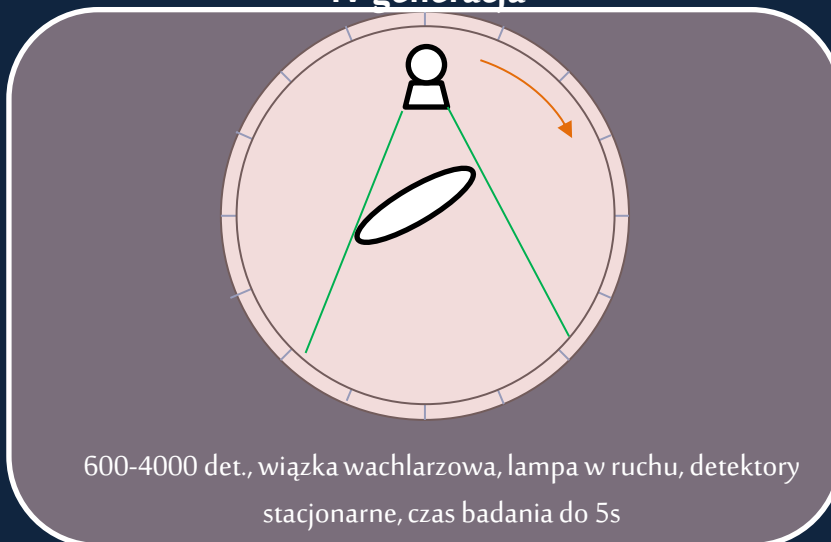
II generacja



III generacja

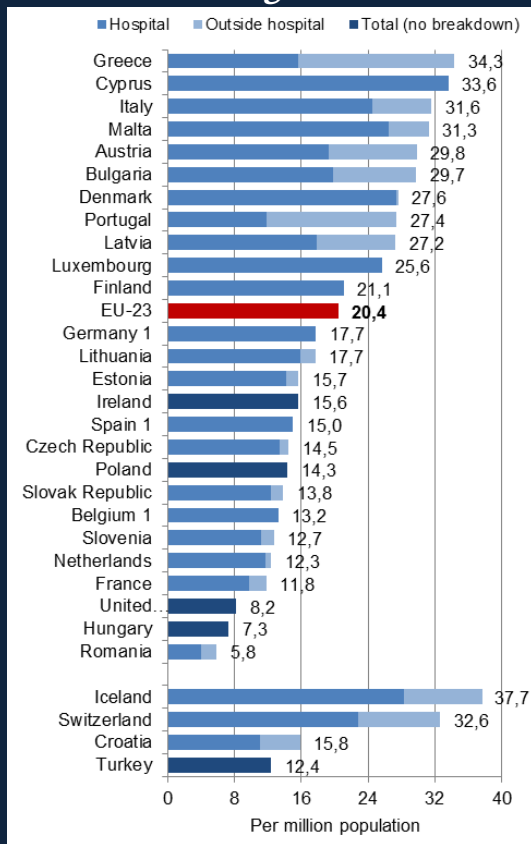


IV generacja

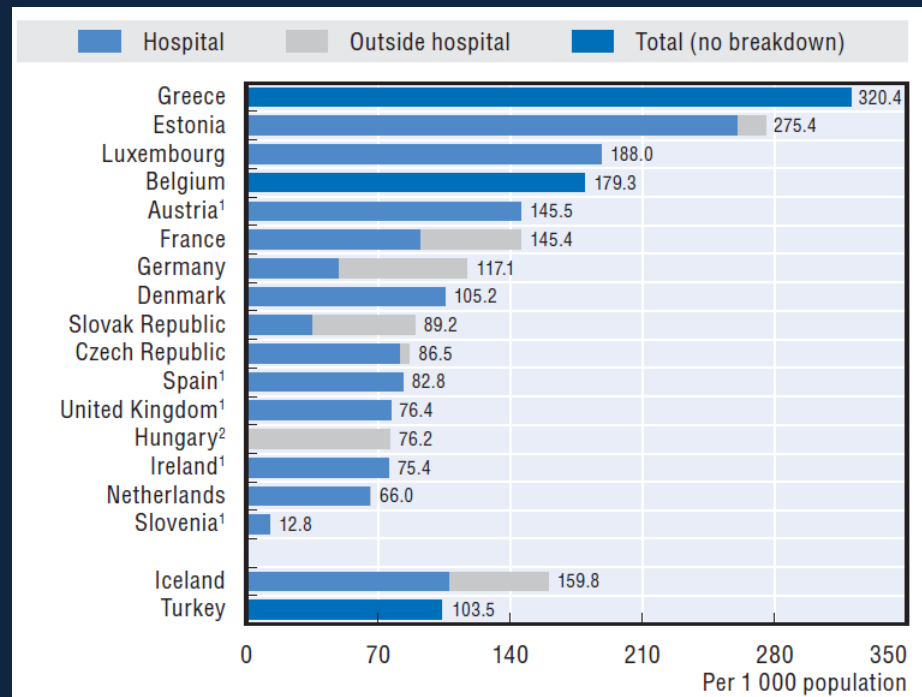


Liczba tomografów oraz badań CT

Liczba tomografów , 2010



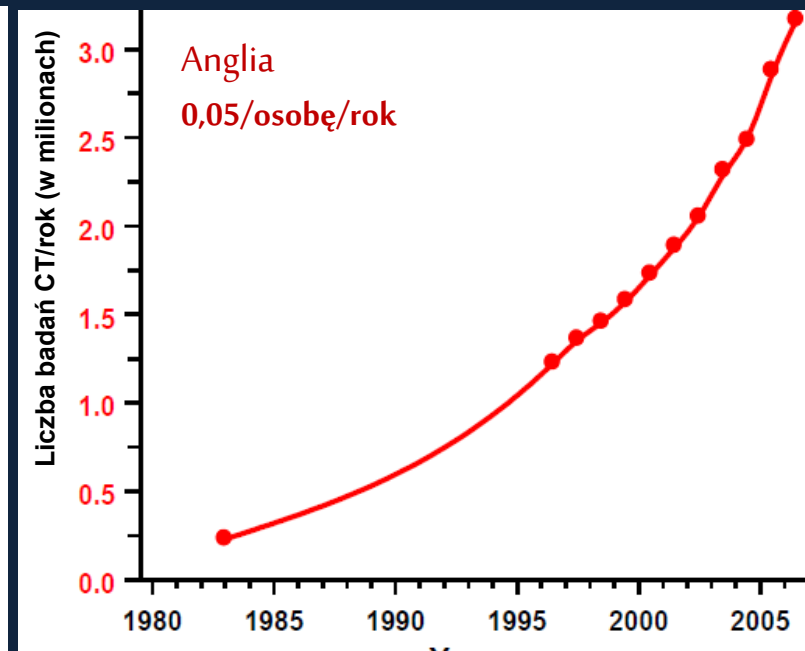
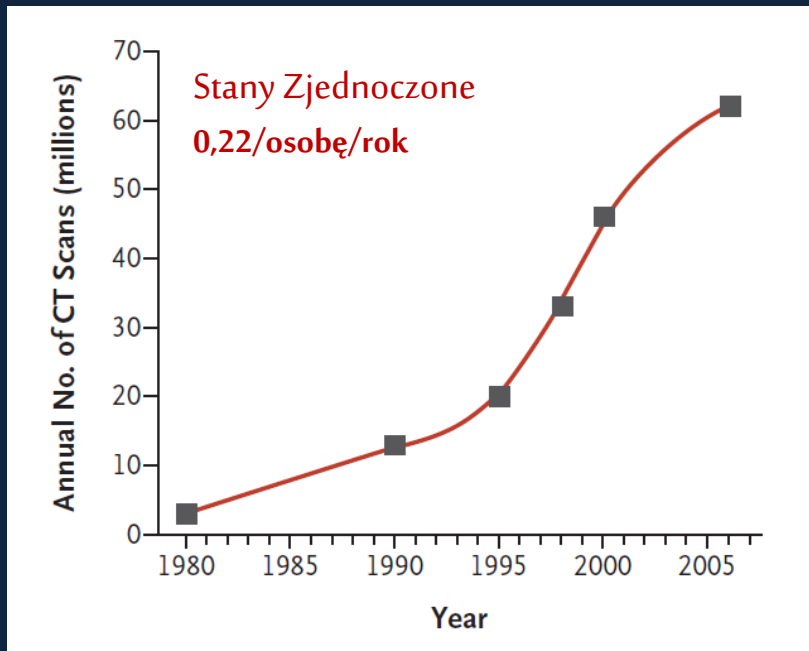
Liczba badań CT, 2010



- 1) Nie uwzględniono badań poza szpitalami
- 2) Nie uwzględniono badań w szpitalach

- 1) Nie uwzględniono urządzeń CT poza szpitalami
- 2) Nie uwzględniono urządzeń w sektorze prywatnym

Liczba badań CT Stany Zjednoczone vs Anglia



- Liczba tomografów komputerowych i wykonywanych badań tomograficznych wzrosła kilkukrotnie w ciągu ostatnich 20 lat.

Dlaczego dozymetria jest taka ważna w CT ?

- Tomografy są stosowane na całym świecie w ponad 30000 ośrodków
- Liczba badań CT gwałtownie wzrosła w ciągu ostatnich lat i nadal będzie rosła
- Badania CT dają zdecydowanie większą dawkę niż zwykłe badania radiologiczne
- Dawki pochodzące od badań CT są na takim poziomie, że istnieją epidemiologiczne dowody na wzrost ryzyka zachorowania na raka (badania ocalałych po wybuchu bomby atomowej w Hiroszimie i Nagasaki)
- Rośnie zastosowanie CT do diagnozowania dzieci

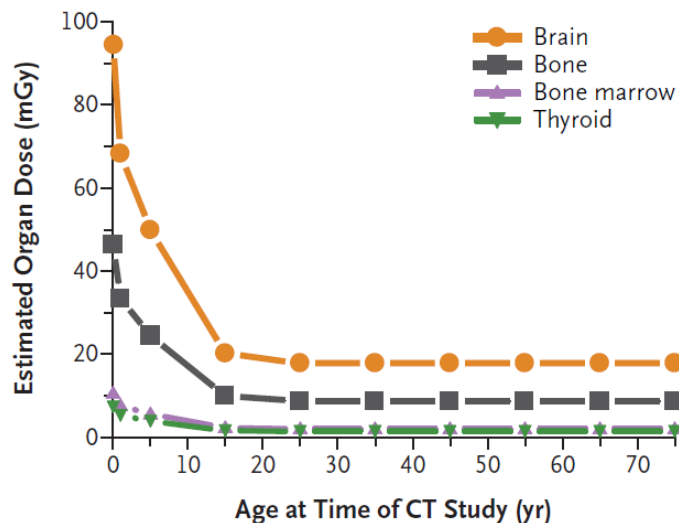
Dlaczego dozymetria jest taka ważna w CT ?

Badania CT pediatryczne różnią się od badań CT przeprowadzanych u dorosłych:

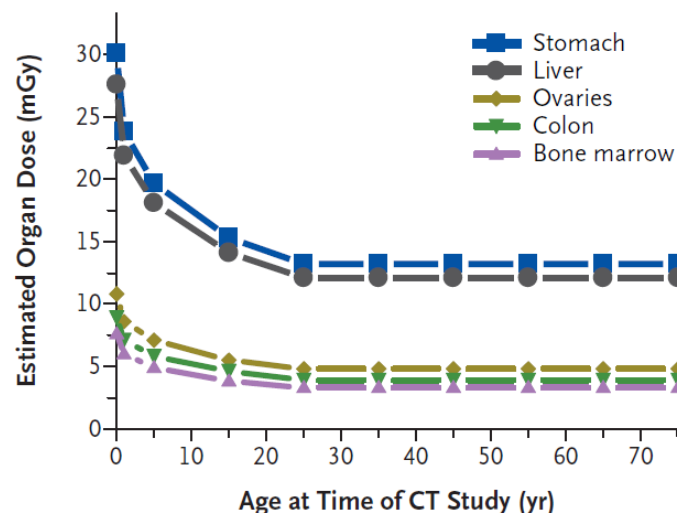
- Dawki otrzymane przez dzieci mogą być dużo wyższe niż w przypadku dorosłych
- Gwałtownie rośnie liczba wykonywanych pediatrycznych badań CT
- Dzieci są bardziej wrażliwe na promieniowanie niż dorośli (większa frakcja komórek podlegających podziałom, dłuższy czas na zachorowanie, mniejsze rozmiary)

Dlaczego dozymetria jest taka ważna w CT ?

A Head CT, 340 mAs



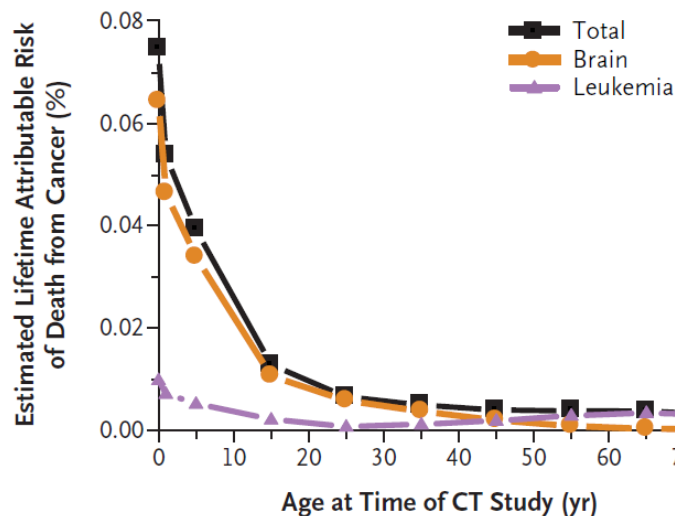
Abdominal CT, 240 mAs



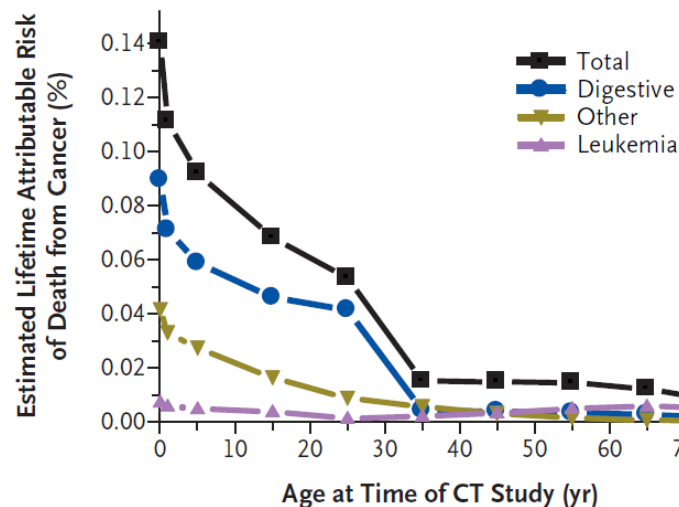
Szacowane dawki na wybrane organy pochodzące od pojedynczego typowego badania CT głowy oraz brzucha. Zgodnie z oczekiwaniami podczas badania CT głowy największą dawkę otrzymuje mózg, natomiast podczas badania CT brzucha organy związane z trawieniem: żołądek i wątroba (Brenner, Hall 2007)

Wskaźniki ryzyka napromieniowania w CT.

Head CT, 340 mAs



Abdominal CT, 240 mAs



Oszacowane ryzyko śmierci w wyniku raka wywołanego pojedynczym badaniem CT głowy lub brzucha. Oszacowane wartości zostały uśrednione dla męskich i żeńskich pacjentów. Pomimo tego, że dawki dla badań głowy są większe, to dla układu trawiennego większe jest prawdopodobieństwo zachorowania na raka. (Brenner , Hall 2007)

**Dla procedur medycznych
nie ma
określonych limitów dawek!!!**

- **Poziomy referencyjne**

Rozsądne wielkości dawek, które można osiągnąć stosując w sposób normalny poprawne procedury, w przypadku typowych badań lub zabiegów i pacjentów o przeciętnej budowie ciała.

Wartości poziomów referencyjnych muszą być stosowane elastycznie.

ALARA – As Low As Reasonably Achievable

Dozymetria

Dawka efektywna – suma ważonych dawek równoważnych we wszystkich określonych w rozporządzeniu tkankach i narządach od narażenia zewnętrznego i wewnętrznego. Wagą jest bezwymiarowy czynnik tkanki w_T . Określa wielkość szkód w organizmie wywołanych oddziaływaniem promieniowania.

$$E = \sum_T w_T H_T [Sv]$$

E – dawka efektywna

w_T – współczynnik wagowy narządy lub tkanki

H_T – dawka równoważna w narządzie lub tkance

Dawka efektywna jest niemierzalna !!

Dawka efektywna

Uwzględnia promieniowrażliwość poszczególnych narządów. Współczynniki tkankowe zostały wyznaczone głównie na podstawie badań epidemiologicznych populacji, która przeżyła wybuch bomby atomowej w Hiroszynie i Nagasaki.

Tkanka/narząd	w_T ICRP103, 2007
gruczoły płciowe	0,08
szpik kostny	0,12
jelito grube	0,12
płuca	0,12
żołądek	0,12
pęcherz moczowy	0,04
gruczoły sutkowe	0,012
wątroba	0,04
przełyk	0,04
tarczyca	0,04
skóra	0,01
powierzchnia kości	0,01
mózg	0,01
ślinianki	0,01
pozostałe	0,12
całe ciało	1,00

Dawkę pochłoniętego promieniowania określa się dla przeciętnego mężczyzny oraz przeciętnej kobiety z użyciem odpowiednich modeli matematycznych.

Modele matematyczne są oparte z kolei na matematycznych fantomach ludzkiego ciała o standardowych rozmiarach. Istnieją oddzielne dane do obliczania dawek dla mężczyzn i kobiet w różnym wieku, jednakże w praktyce klinicznej stosuje się dane dla **standardowego mężczyzny ważącego 70 kg**.

Prowadzi to do niedoszacowania ryzyka napromieniowania dla dzieci i osób szczupłych.

Dozymetria w tomografii komputerowej

Dozymetria w CT

- CTDI (Computed Tomography Dose Index)
- DLP (Dose-Length Product)
- MSAD (Multiple Scan Average Dose)
- SSDE (Size Specific Dose Estimate)

CTDI – Computed Tomography Dose Index

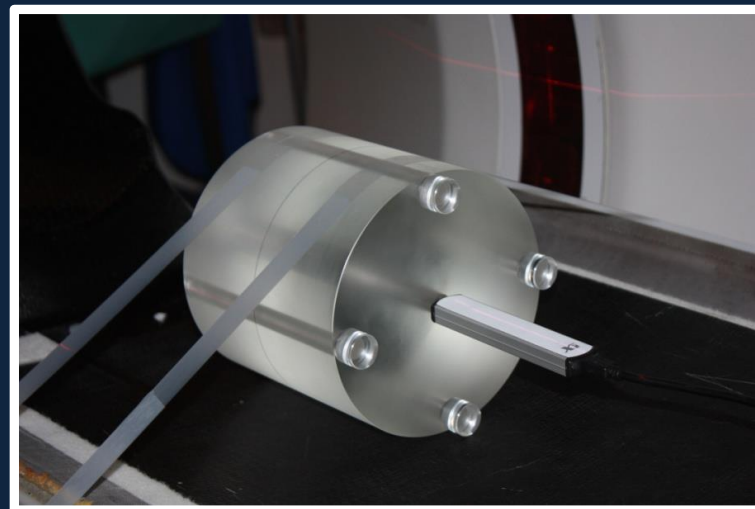
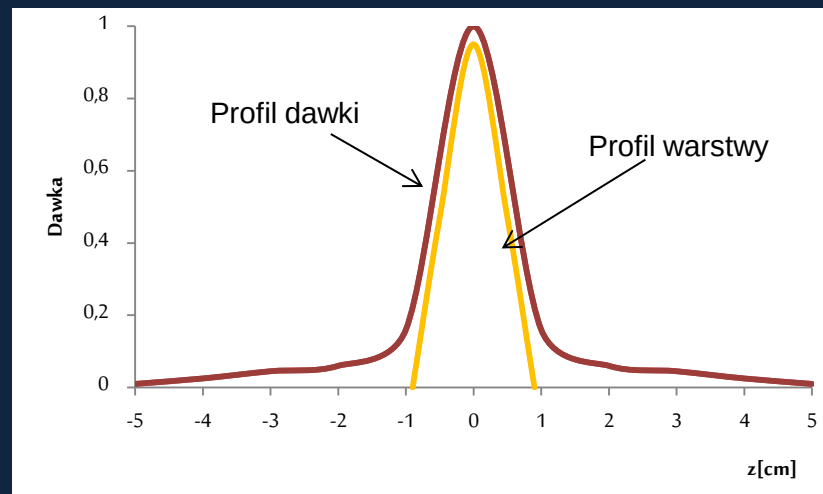
CTDI – tomograficzny wskaźnik dawki [mGy]

Jest to podstawowy, bezpośredni pomiar dawki promieniowania w TK. Określa go pole pod krzywą profilu dawki $D(z)$ dla pojedynczej warstwy TK.

$$CTDI = \frac{1}{N \cdot T} \int D(z) dz$$

Zależy od:

- Widma promieniowania
- Natężenia prądu płynącego przez lampę
- Czasu ekspozycji



Fantom PMMA HEAD, gęstość $1,19 \pm 0,01 \text{ g/cm}^3$

$CTDI_{vol}$ – objętościowy tomograficzny wskaźnik dawki

Objętościowy tomograficzny wskaźnik dawki $CTDI_{vol}$ razem z wskaźnikiem dawki do długości skanowanego obszaru DLP zgodnie z normą IEC 60601 dotyczącą bezpieczeństwa w CT muszą być wyświetlane przez tomografy.

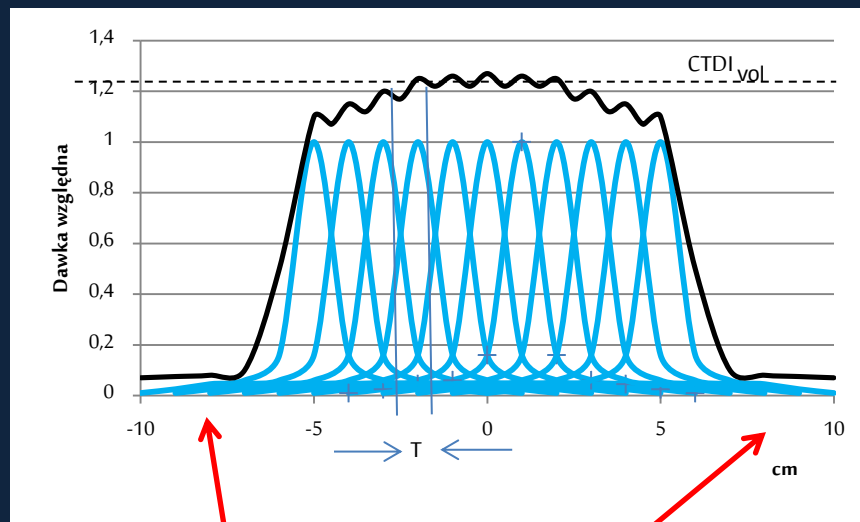
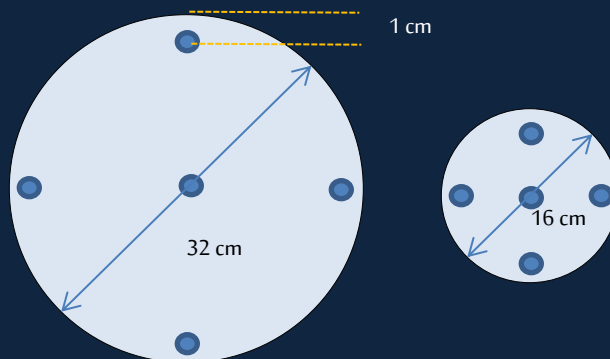
$CTDI_{vol}$ umożliwia bezpośrednie porównanie dawek promieniowania dla różnych ustawień parametrów. A także różnych tomografów.

$$CTDI_{vol} = \frac{1}{N \cdot T} \int_{-L/2}^{+L/2} D(z) dz$$

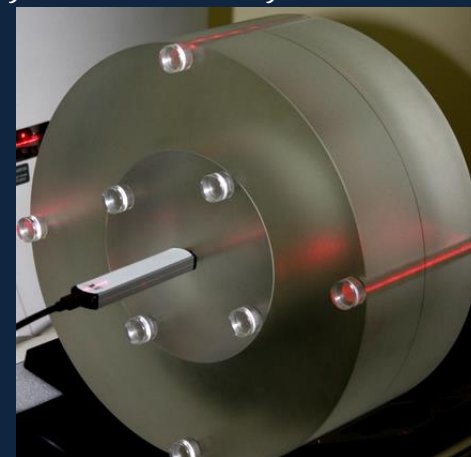
N – liczba warstw

T – nominalna szerokość warstwy

L – skanowana długość



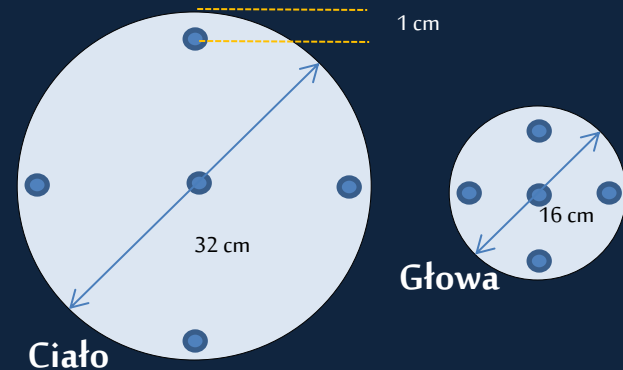
Pomiar $CTDI_{vol}$ powinien obejmować sumę wszystkich dawek z badania. Również tych z końcowych odcinków zarysu dawki.



CTDI₁₀₀ oraz CTDI_w

W praktyce stosuje się pomiar dawki w obszarze ograniczonym do 100 mm (mierzone komorą jonizacyjną o długości 100 mm)

$$CTDI_{100} = \frac{1}{N \cdot T} \int_{-50mm}^{+50mm} D(z) dz [mGy]$$



Wartość CTDI liczona z pomiarów na fantomach:

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{100c} + \frac{2}{3} CTDI_{100o}$$

Gdzie:

CTDI_w – ważony tomograficzny indeks dawki [mGy]

CTDI_{100c} – wartość tomograficznego indeksu dawki zmierzonego w środku fantomu

CTDI_{100o} – wartość tomograficznego indeksu dawki zmierzonego na obwodzie fantomu

W przypadku skanowania spiralnego
ze współczynnikiem skoku $\neq 1$

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{P}$$

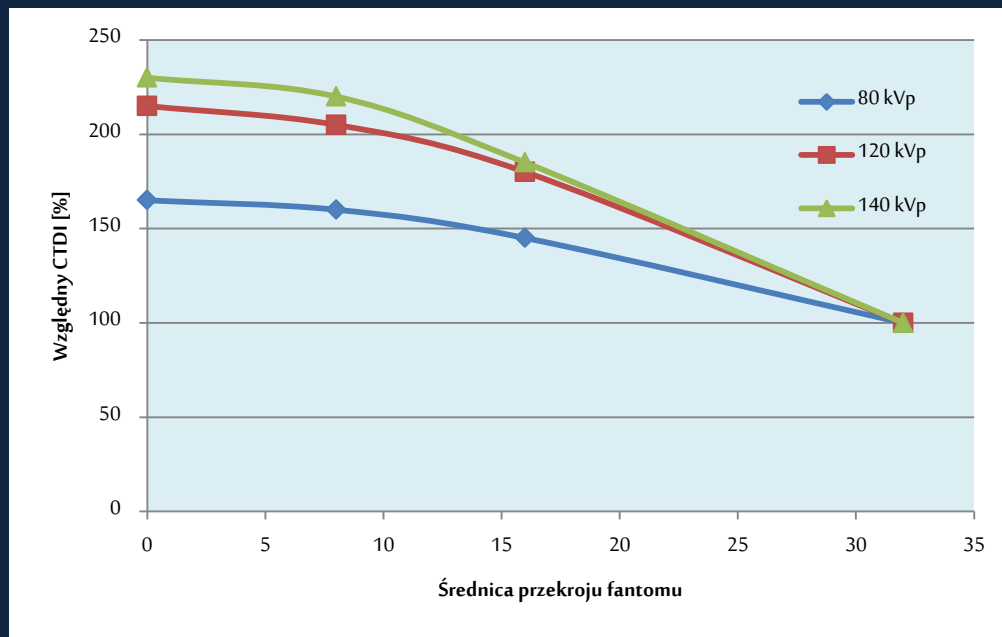
Zależność $CTDI_{vol}$ od średnicy fantomu

$CTDI_{vol}$ jest zdefiniowane jako dawka w standardowym fantomie, na określonej tomografii oraz dla ściśle określonych parametrów skanu.

Stąd $CTDI_{vol}$ nie jest wskaźnikiem dawki pacjenta!!!

$CTDI_{vol}$ można by traktować jako wskaźnik średniej dawki pacjenta, tylko jeśli skanowany obszar ma średnicę zbliżoną do średnicy fantomu używanego do pomiarów.

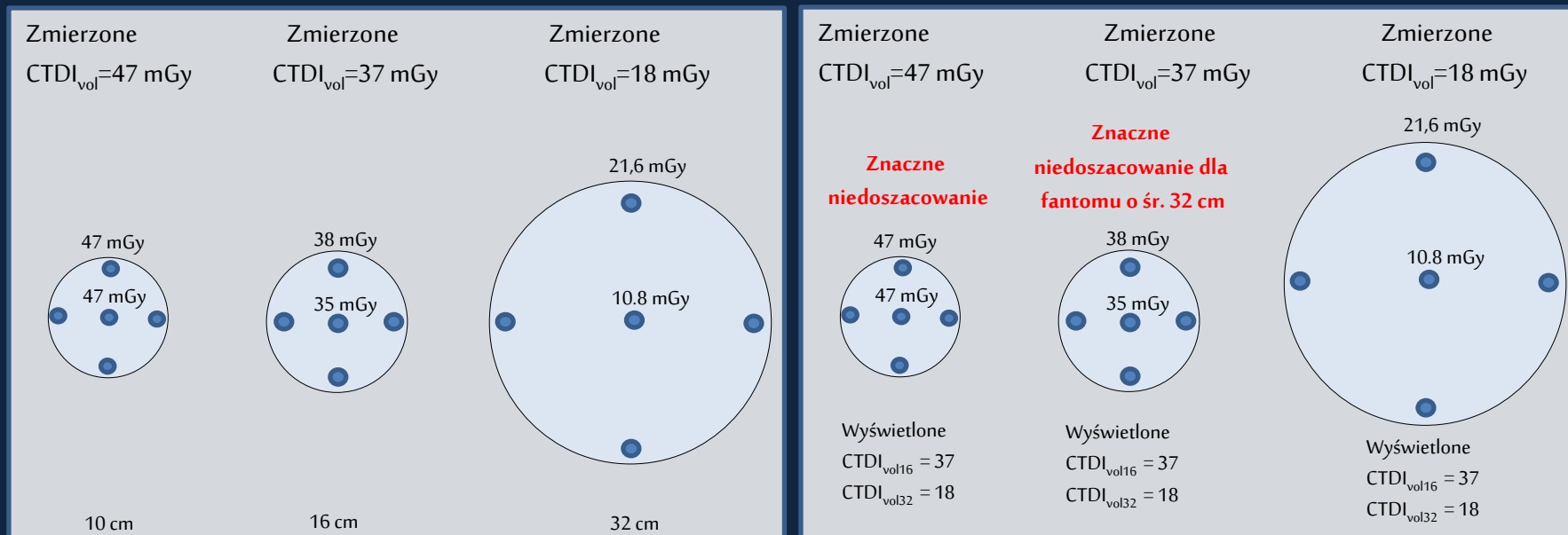
W przypadku grubszych pacjentów $CTDI_{vol}$ będzie zawyżone, w przypadku szczupłych pacjentów, dzieci a także przy skanowaniu obszarów ciała o niższym współczynniku osłabienia zaniżone.



Wartość dawki wskazana przez $CTDI$ jest określa przeciętną miejscową dawkę promieniowania, którą otrzymuje pacjent. Będąc parametrem lokalnym nie odzwierciedla różnic w dawkach otrzymywanych przez pacjenta w wyniku różnic w skanowanym zakresie.

Zależność $CTDI_{vol}$ od średnicy fantomu

Parametry skanu identyczne dla wszystkich trzech fantomów



Mierzone $CTDI_{vol}$ silnie zależy od wielkości użytego fantomu. Zmieniając wielkość fantomu od 10-32 cm, zmierzona wartość $CTDI_{vol}$ zmaleje ~ 2.5 krotnie.

Wartość $CTDI_{vol}$ wyświetlona na monitorze zależy natomiast od tego jaka wielkość fantomu została wybrana do danego badania.

Różni producenci używają różnych kryteriów wyboru rozmiaru fantomu!!

DLP – Dose Length Product

DLP - iloczyn dawka-długość – reprezentuje dawkę z całego badania

$$DLP = CTDI_{vol} \cdot L \text{ [mGy}\cdot\text{cm]}$$

Gdzie:

L – długość skanowanego obszaru

W konwencjonalnej TK **długość skanowanego obszaru** jest sumą wszystkich warstw, w spiralnej może to być np. różnica w początkowym i końcowym ustawieniu stołu. Jednakże w spiralnej TK tomograf zbiera dodatkowe dane na początku i końcu skanowanego zakresu, co zwiększa dawkę promieniowania.

Ponieważ $CTDI_{vol}$ nie jest wskaźnikiem dawki pacjenta, DLP liczone na podstawie $CTDI_{vol}$, również nie jest wskaźnikiem dawki pacjenta !!!

$$E = E_{DLP} \cdot DLP$$

E_{DLP} – współczynnik przeliczeniowy

CTDI_{FDA}

CTDI_{FDA} był pierwszym dobrze zdefiniowanym wskaźnikiem dawki promieniowania w TK (**zdefiniowany przez U. S. Food and Drug Administration - FDA**).

Pomiar dawki odbywa się na odcinku 14 kolejnych warstw:

$$CTDI_{FDA} = \frac{1}{N \cdot T} \int_{-7T}^{7T} D(z) dz$$

Różnica pomiędzy CTDI_{FDA} a CTDI₁₀₀ jest znikoma dla badań z użyciem szerokiej kolimacji (> 7mm). Dla badań z użyciem kolimacji < 5mm (TK spiralna lub wielorzędowa) CTDI_{FDA} znacznie zaniża dawki promieniowania.

Im mniejsza kolimacja tym mniejsza wartość CTDI_{FDA}.

MSAD – Multiple Scan Average Dose

MSAD określa średnią dawkę promieniowania dostarczoną w czasie badania do obszaru skanowanego, wieloma ciągłymi warstwami.

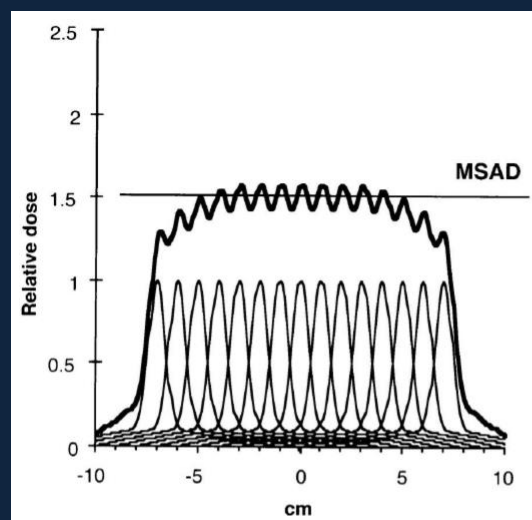
Aby wyznaczyć MSAD wykonuje się serię skanów na pacjencie, za każdym razem przesuwając stół o tzw. odległość „bed index” („couch increment”). MSAD otrzymujemy poprzez zsumowanie dawek od poszczególnych skanów.

$$MSAD = CTDI \cdot \frac{T}{BI}$$

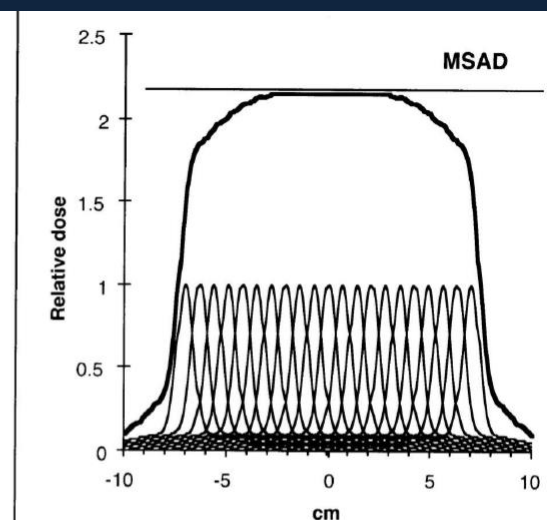
gdzie:

T – szerokość warstwy

BI – bed index



Jeżeli $T = BI$,
 $CTDI_{vol} = MSAD$

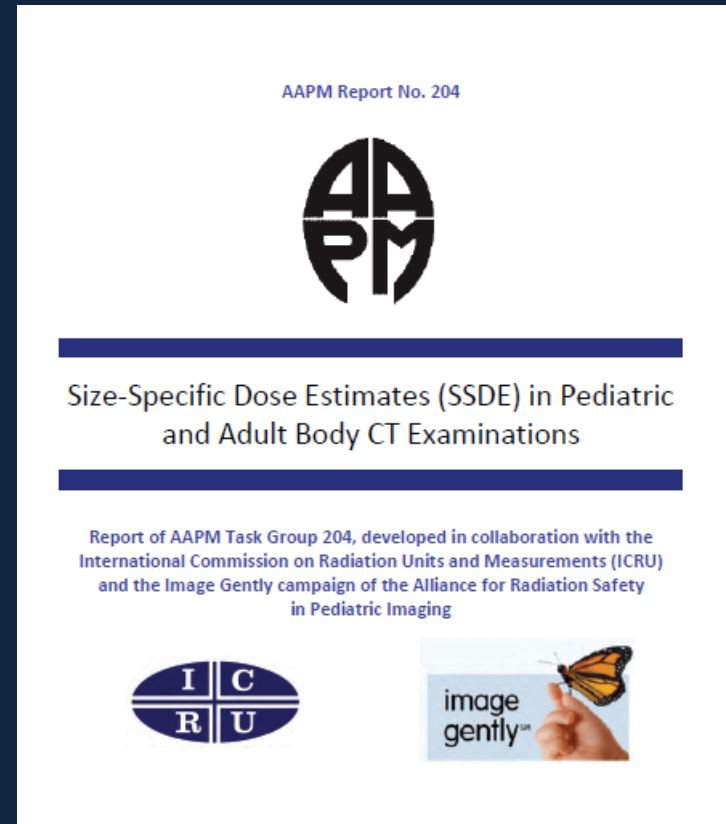


Jeżeli $T > BI$,
MSAD rośnie

SSDE – Size Specific Dose Estimate

Raport Amerykańskiego Stowarzyszenia Fizyków Medycznych z 2011 roku (**TG204**) opracowany został aby umożliwić oszacowanie dawki jaką otrzymuje pacjent w wyniku danej procedury CT na podstawie wyświetlanej na konsoli CT wartości $CTDI_{vol}$.

Ponieważ przewidywana wartość $CTDI_{vol}$ pojawia się na konsoli zaraz po wykonaniu topogramu przed właściwym badaniem, może ono zostać użyte do oszacowania dawki pacjenta jeszcze przed badaniem.



RAPORT TG204

Raport **nie** :

- Definiuje współczynników korekcyjnych dla głowy ($< 10\%$)
- Nie uwzględnia dawki od topogramów ($< 1\%$)
- Nie uwzględnia różnic w osłabianiu wiązki przez **klatkę piersiową** i **brzuch** ($\sim 5-10\%$)
- Nie uwzględnia zmian w dawkach przed i po kontraście
- Nie uwzględnia błędów w pomiarze dawki wynikających z szerokości wiązki

SSDE - materiały

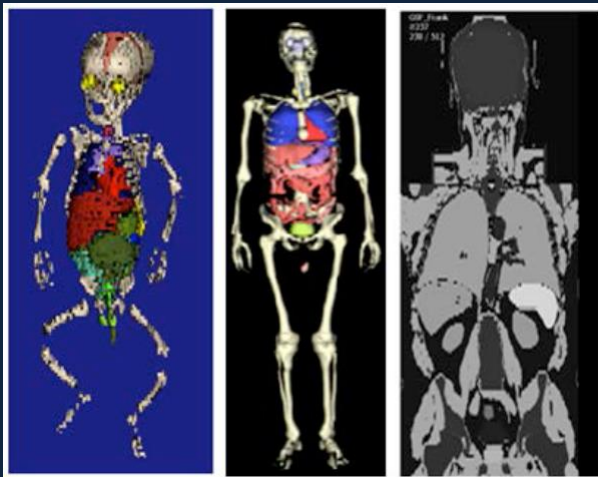


McCollough Laboratory

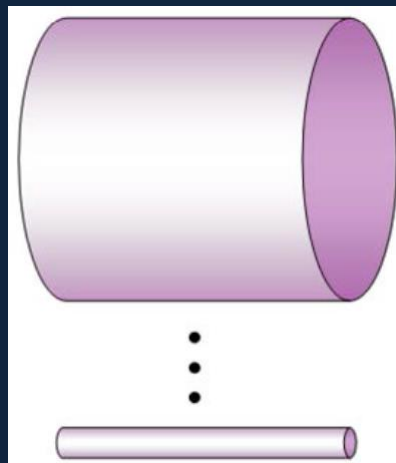


Toth/Strauss Collaboration

Pomiary na antropomorficznych fantomach, oraz fantomach PMMA o średnicy 10, 16 oraz 32 cm.



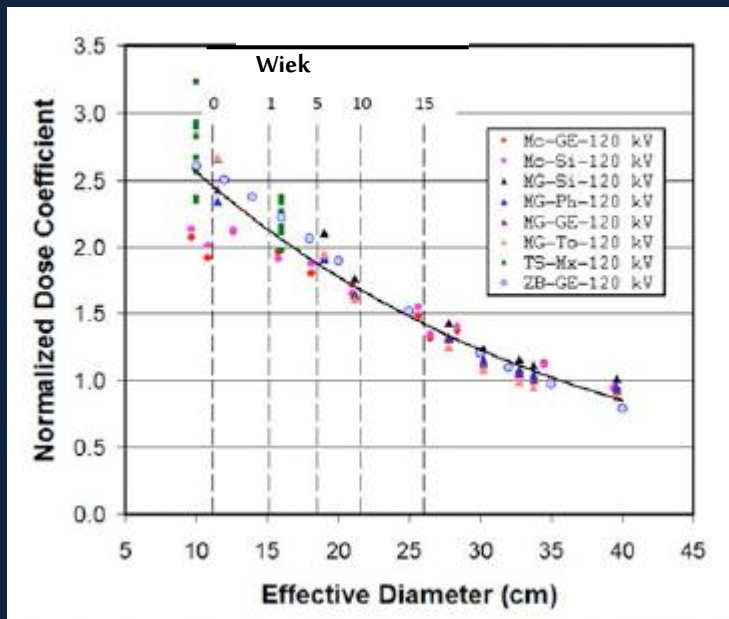
McNitt-Gray Laboratory



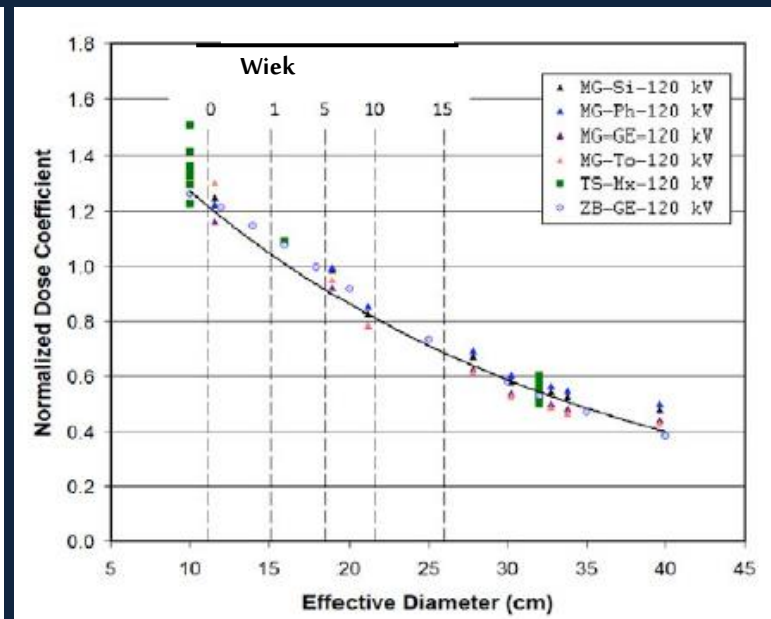
Boone Laboratory

Obliczenia Monte Carlo były wykonywane na siedmiu antropomorficznych, matematycznych modelach oraz cylindrycznych modelach o różnej średnicy.

SSDE – współczynniki korekcyjne

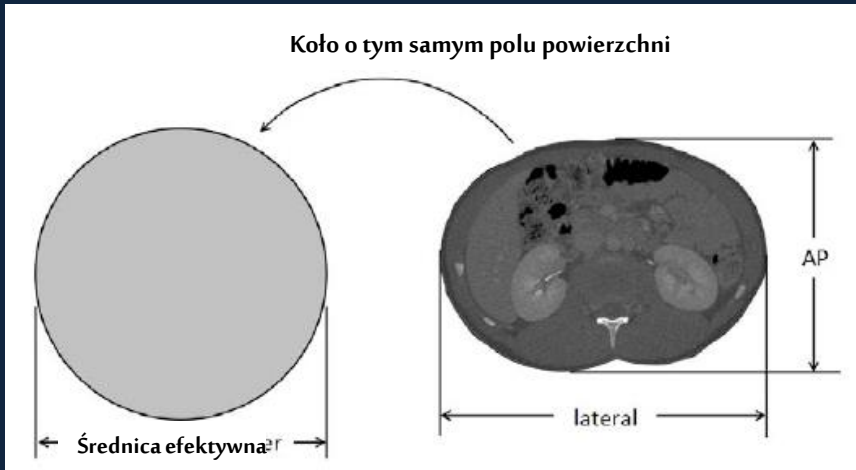


Znormalizowane współczynniki w funkcji efektywnej średnicy dla fantomu 32 cm oraz $U = 120$ kV



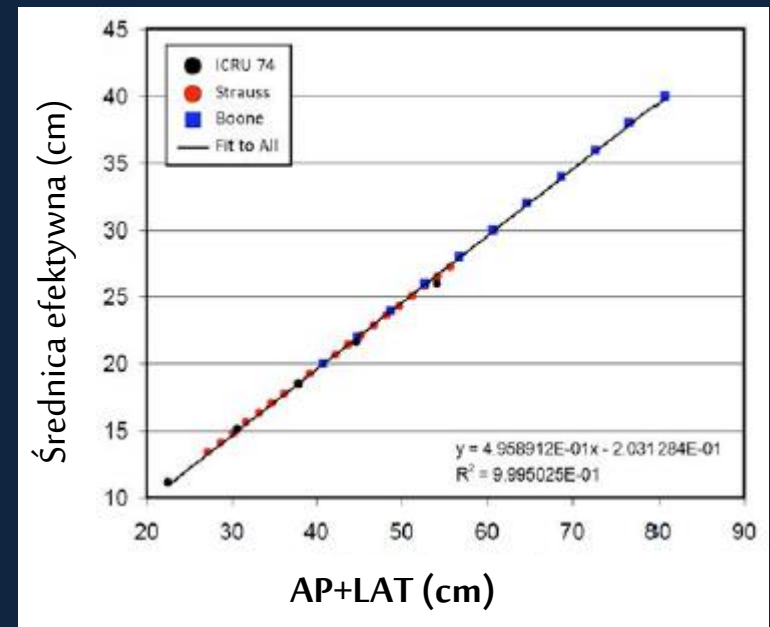
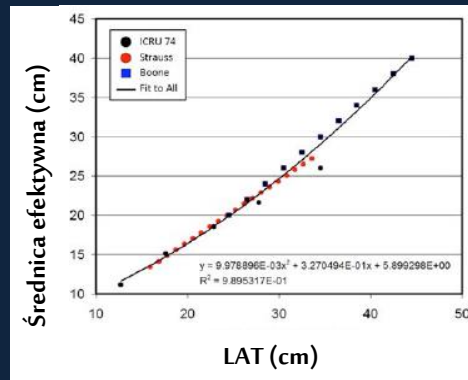
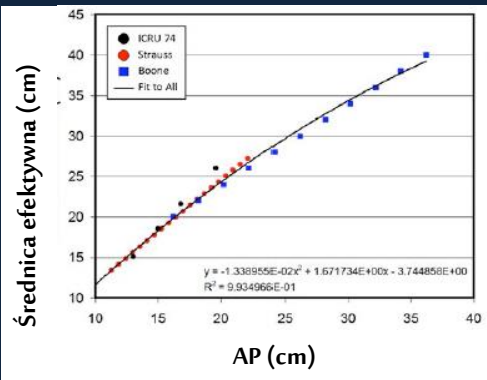
Znormalizowane współczynniki w funkcji efektywnej średnicy dla fantomu 16 cm oraz $U = 120$ kV

SSDE – średnica efektywna



Średnica efektywna odpowiada kołu o polu powierzchni równym przekrojowi poprzecznemu pacjenta na obrazie tomograficznym.

Wielkości związane z SSDE.



Wymiar AP+LAT – suma wymiarów AP oraz LAT. Suma ta jest liniowo proporcjonalna do średnicy efektywnej

SSDE

Dla fantomu o średnicy 32 cm:

$$SSDE = f_{size}^{32x} \cdot CTDI_{vol}^{32}$$

Dla fantomu o średnicy 16 cm:

$$SSDE = f_{size}^{16x} \cdot CTDI_{vol}^{16}$$

Obliczanie SSDE – po badaniu

1. Ustalić wymiary badanego pacjenta:

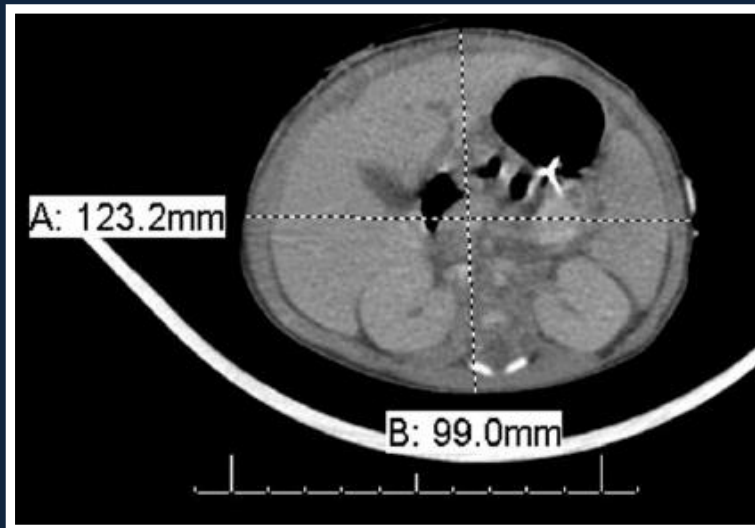
- AP = 9,9 cm LAT = 12,3 cm

$$AP + LAT = 22,2 \text{ cm}$$

2. Średnica fantomu związana z użytym protokołem – 16 cm

3. Wyświetlona wartość $CTDI_{vol} = 10,8 \text{ mGy}$

4. $SSDE = 1,24 \cdot 10,8 \text{ mGy} = 13 \text{ mGy}$



(Na podstawie raportu TG204)

Lat + AP Dim (cm)	Effective Dia (cm)	Conversion Factor
12	5.7	1.50
13	6.2	1.47
14	6.7	1.44
15	7.2	1.42
16	7.7	1.39
17	8.2	1.36
18	8.7	1.34
19	9.2	1.31
20	9.7	1.29
21	10.2	1.26
22	10.7	1.24
23	11.2	1.22
24	11.7	1.19
25	12.2	1.17
26	12.7	1.15
27	13.2	1.13
28	13.7	1.10
29	14.2	1.08
30	14.7	1.06
31	15.2	1.04
32	15.7	1.02
33	16.2	1.00
34	16.7	0.98
35	17.2	0.97
36	17.6	0.95
37	18.1	0.93

Obliczanie SSDE – po badaniu

1. Ustalić wymiary badanego pacjenta:

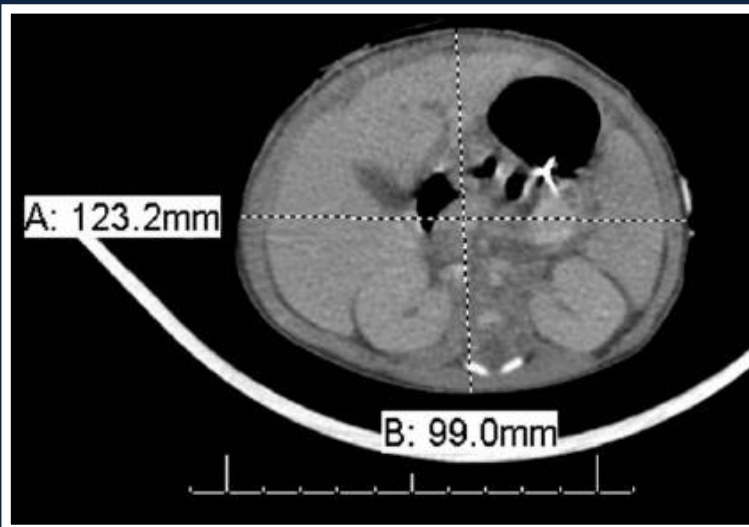
- AP = 9,9 cm LAT = 12,3 cm

$$AP + LAT = 22,2 \text{ cm}$$

2. Średnica fantomu związana z użytym protokołem – 32 cm

3. Wyświetlona wartość $CTDI_{vol} = 5,4 \text{ mGy}$

4. $SSDE = 2,5 \cdot 5,4 \text{ mGy} = 13 \text{ mGy}$



(Na podstawie raportu TG204)

Lat+AP Dim (cm)	Effective Dia (cm)	Conversion Factor
16	7.7	2.79
18	8.7	2.69
20	9.7	2.59
22	10.7	2.50
24	11.7	2.41
26	12.7	2.32
28	13.7	2.24
30	14.7	2.16
32	15.7	2.08
34	16.7	2.01
36	17.6	1.94
38	18.6	1.87
40	19.6	1.80
42	20.6	1.74
44	21.6	1.67
46	22.6	1.62
48	23.6	1.56
50	24.6	1.50
52	25.6	1.45
54	26.6	1.40
56	27.6	1.35
58	28.6	1.30
60	29.6	1.25
62	30.5	1.21
64	31.5	1.16
66	32.5	1.12
68	33.5	1.08

Obliczanie SSDE – przed badaniem

1. Ustalić wymiary badanego pacjenta:
 - LAT = **16,8 cm** (na podstawie topogramu)
2. Średnica fantomu związana z użytym protokołem – **16 cm**
3. Wyświetlona wartość $\text{CTDI}_{\text{vol}} = 9,29 \text{ mGy}$
4. $\text{SSDE} = 1,08 \cdot 9,29 \text{ mGy} = \mathbf{10 \text{ mGy}}$



(Na podstawie raportu TG204)

Lateral Dim (cm)	Effective Dia (cm)	Conversion Factor
6	8.2	1.36
7	8.7	1.34
8	9.2	1.32
9	9.7	1.29
10	10.2	1.26
11	10.7	1.24
12	11.3	1.21
13	11.8	1.19
14	12.4	1.16
15	13.1	1.13
16	13.7	1.10
17	14.3	1.08
18	15.0	1.05
19	15.7	1.02
20	16.4	0.99
21	17.2	0.96
22	17.9	0.94
23	18.7	0.91
24	19.5	0.88
25	20.3	0.85
26	21.1	0.83
27	22.0	0.80
28	22.9	0.77
29	23.8	0.75
30	24.7	0.72
31	25.6	0.70

TG204

- Szacowana dokładność SSDE 20%
- SSDE jest **oszacowaniem** dawki jaką otrzymuje pacjent w wyniku badania tomograficznego
- Szacunkowe wartości dawek należy odpowiednio raportować :

dla **SSDE $\geq$ 5 mGy**, jako liczby całkowite

np. 7 mGy lub 23 mGy

dla **SSDE $<$ 5 mGy**, z jedną cyfrą po przecinku

np. 2,5 mGy lub 4,1 mGy



Image Wisely: A Campaign to Increase Awareness about Adult Radiation Protection



The Alliance for Radiation Safety in Pediatric Imaging

Dziękuję za uwagę

Bibliografia

- The Organisation for Economic Co-operation and Development , „**Health at a Glance: Europe 2012**”
- David J. Brenner, Eric J. Hall, „Computed Tomography — An Increasing Source of Radiation Exposure.”, N Engl J Med 2007;357:2277-84.
- AAPM Report TG204 , „Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in Pediatric and Adult Body CT”, 2011