

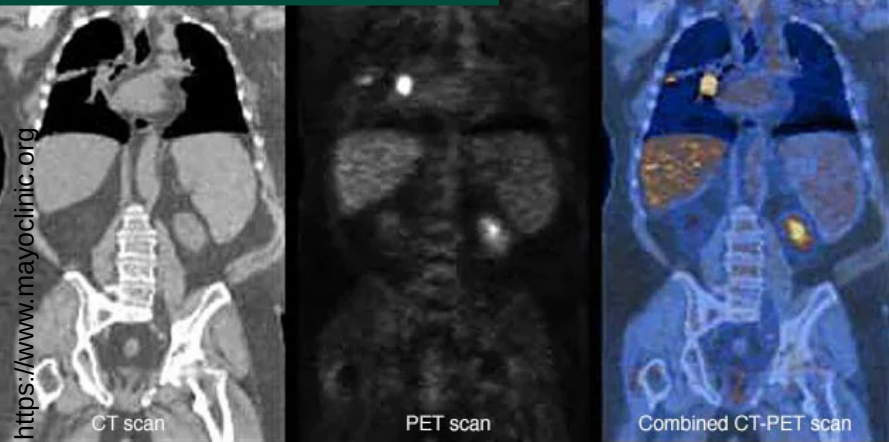
Radioterapia wprowadzenie Cz. II



Akcelerator medyczny
EDGE w Narodowym
Instytucie Onkologii w
Warszawie

Wirtualny spacer:
<https://zwiedzajkraj.pl/centrum-onkologii-w-warszawie>

1. Diagnostyka i obrazowanie

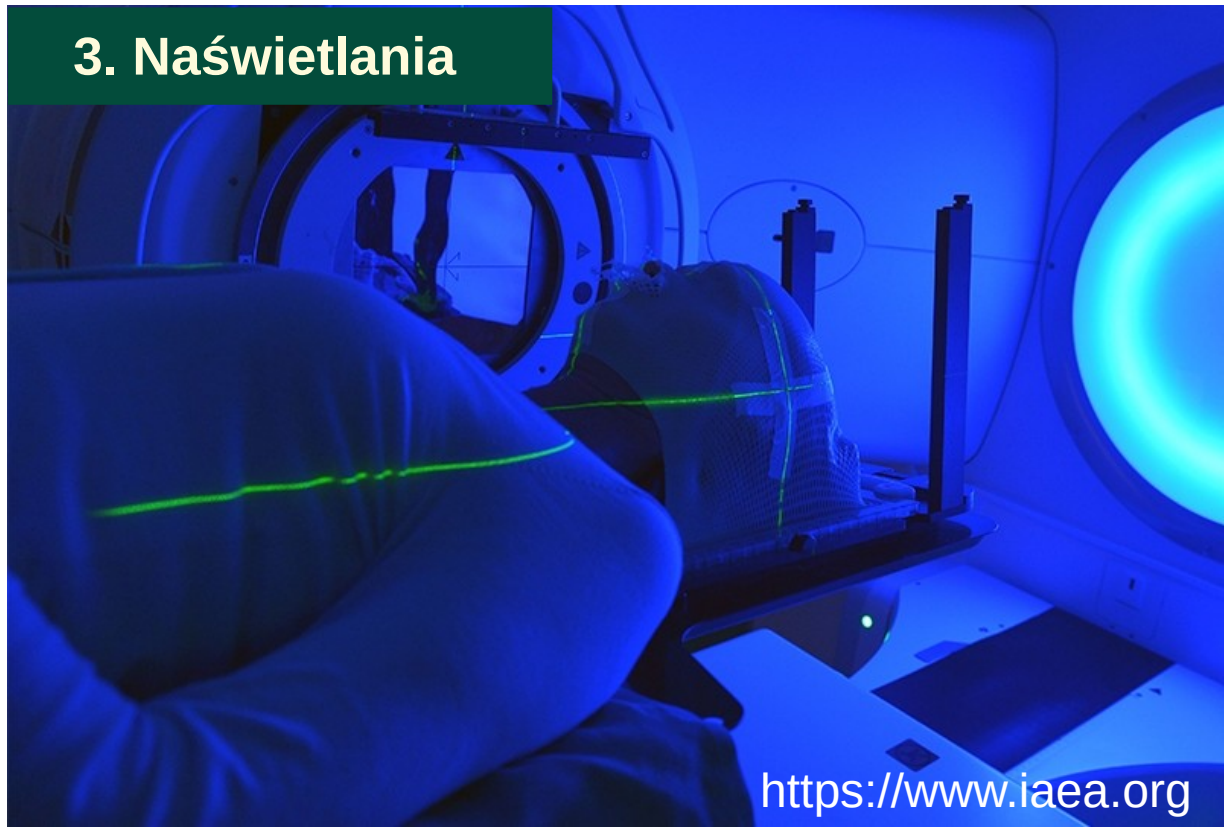


2. Planowanie leczenia



Radioterapia: Główne etapy

3. Naświetlania






Diagnostyka i obrazowanie

Ultrasonografia, USG

Głowica USG

Wysłanie ultradźwięków

t_0 

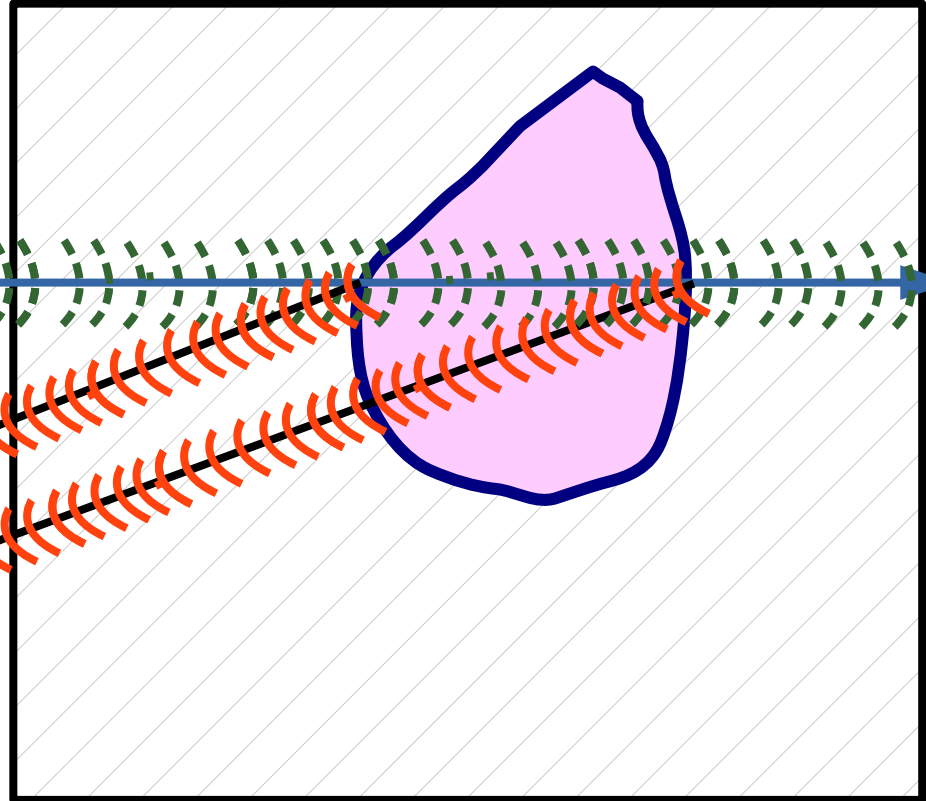


Echo 1

t_1 

Echo 2

t_2 



Głowica USG

Ultrasonograf
SIEMENS

<https://www.siemens-healthineers.com/pl/akademia/ultrasonografia>

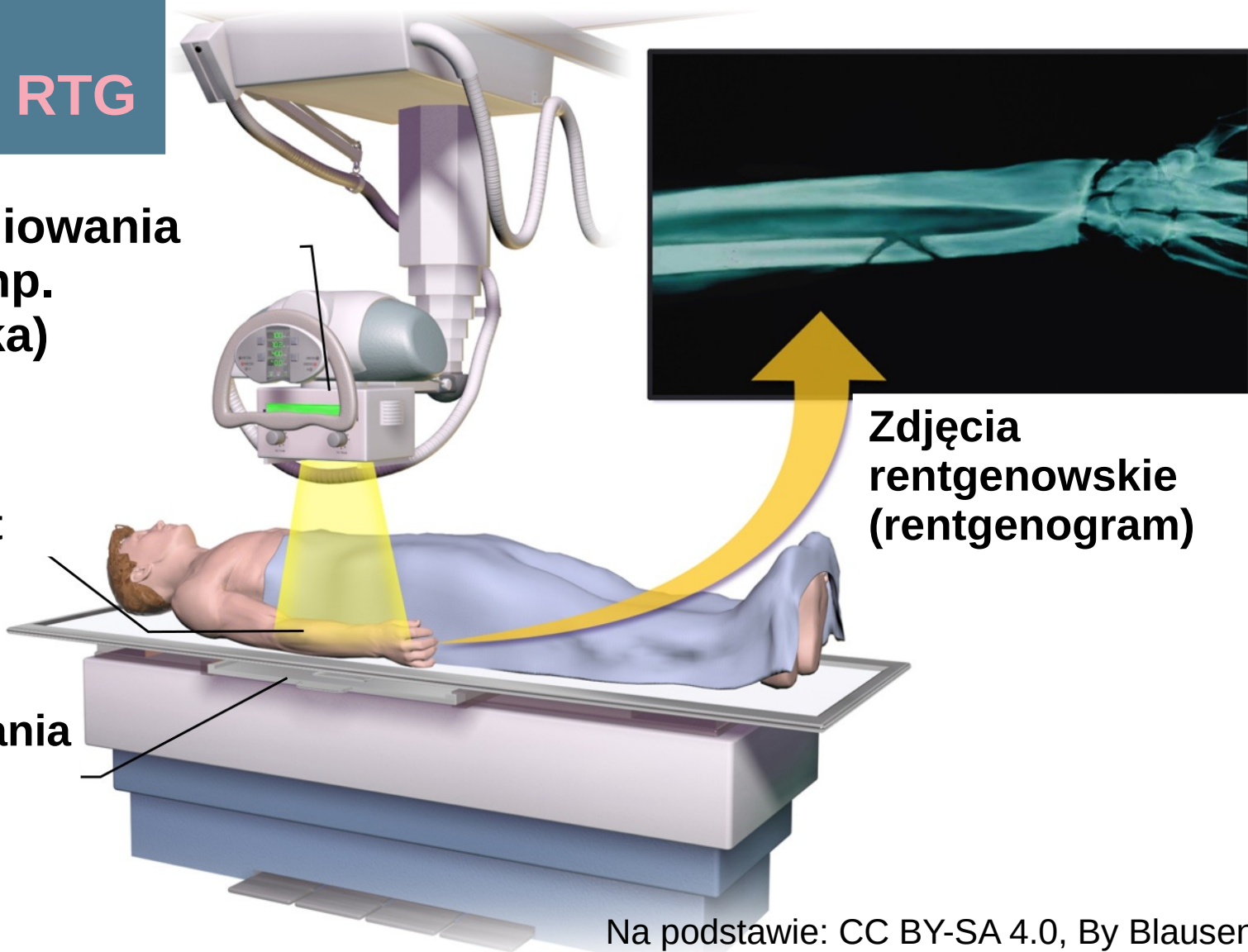


Zdjęcie rentgenowskie, RTG

Generator promieniowania rentgenowskiego (np. lampa rentgenowska)

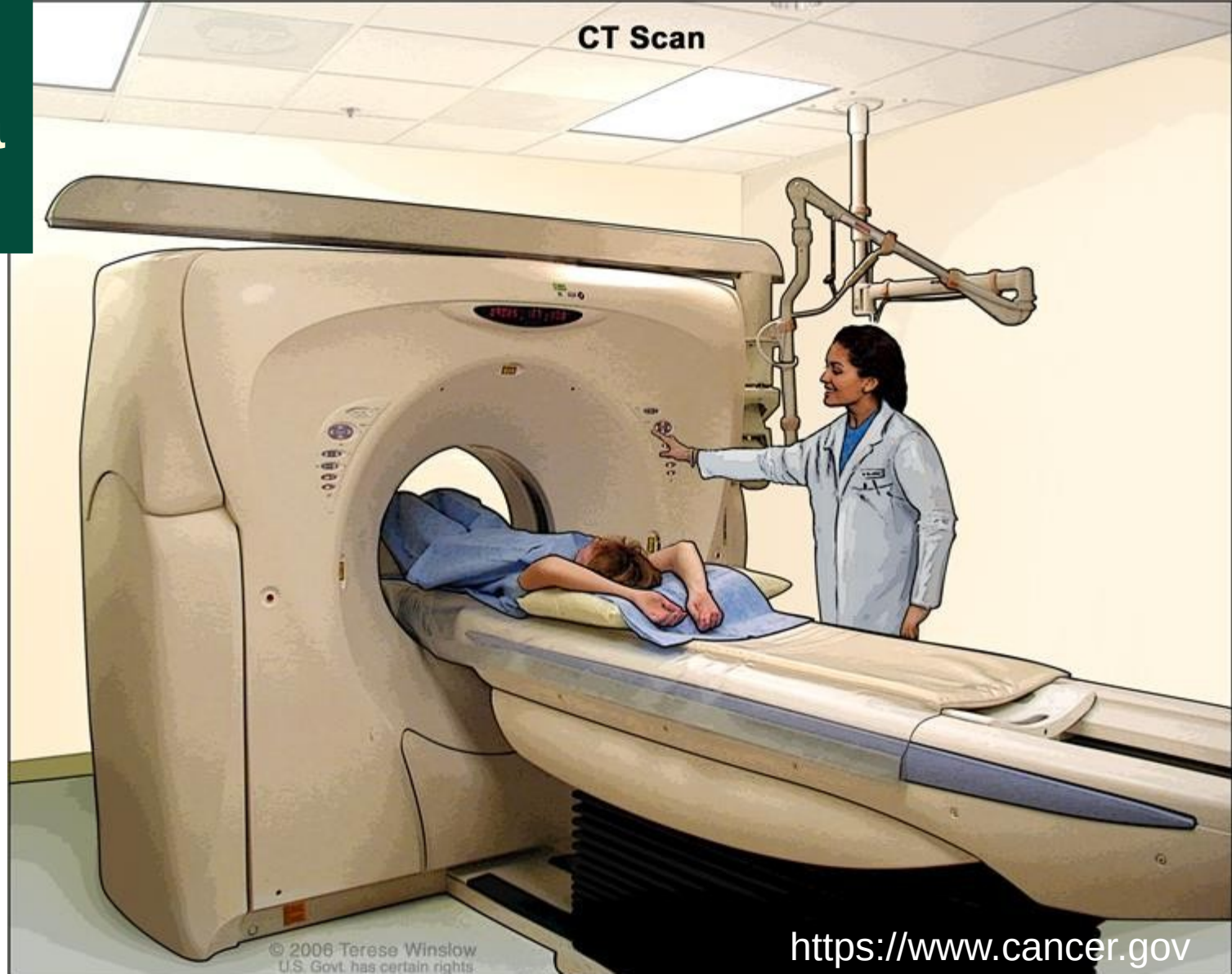
Prześwietlany obiekt

Detektor promieniowania rentgenowskiego (np. klisza)

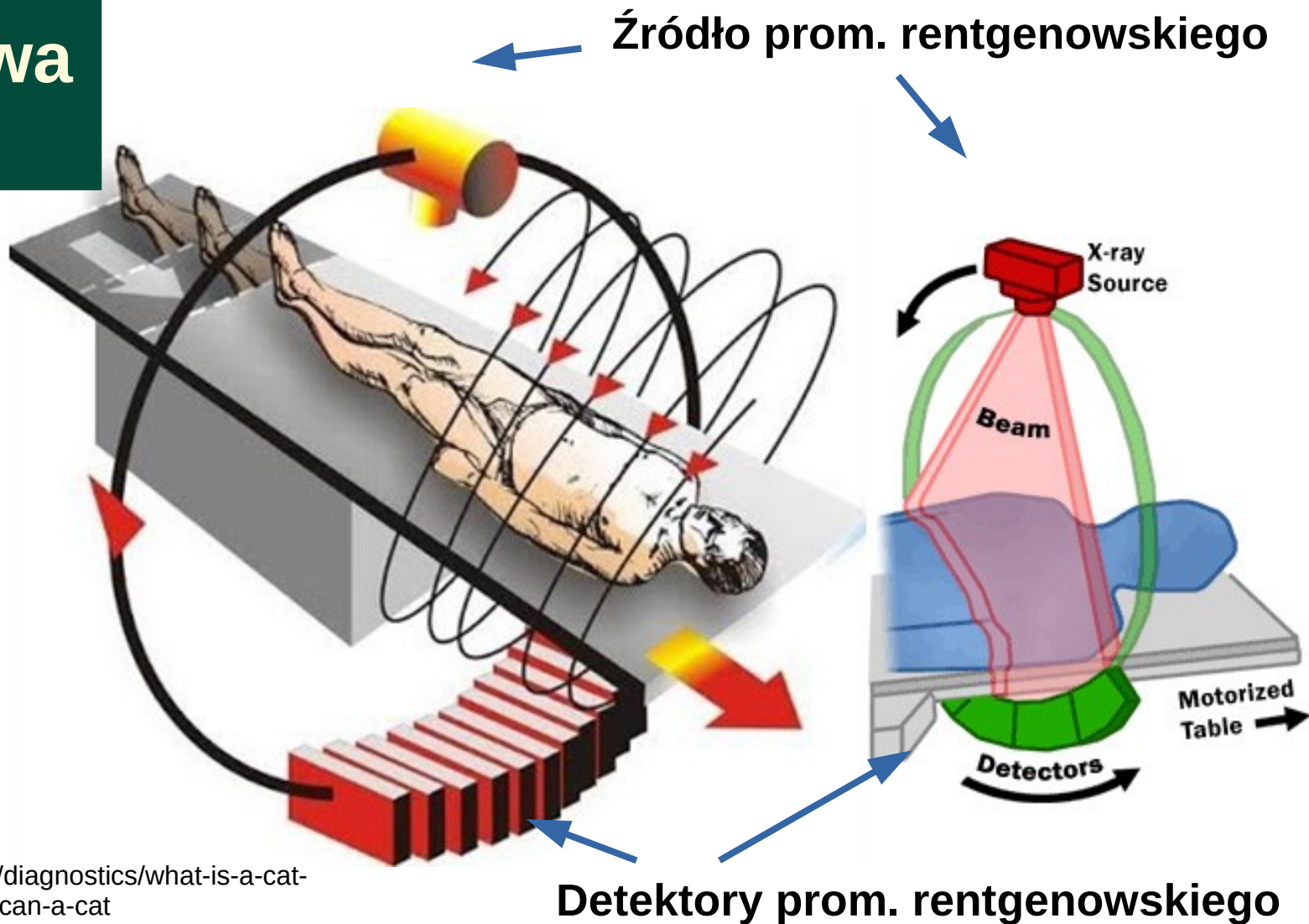


Zdjęcia rentgenowskie (rentgenogram)

Tomografia komputerowa TK / CT



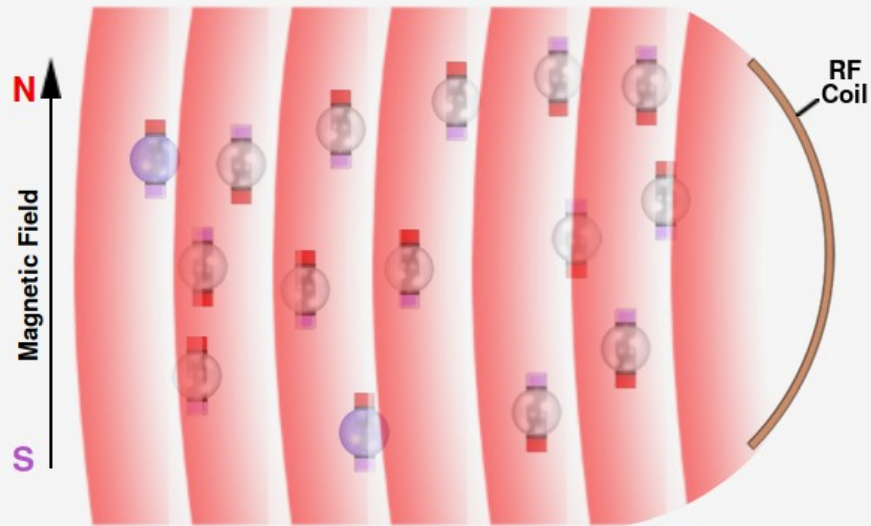
Tomografia komputerowa TK / CT



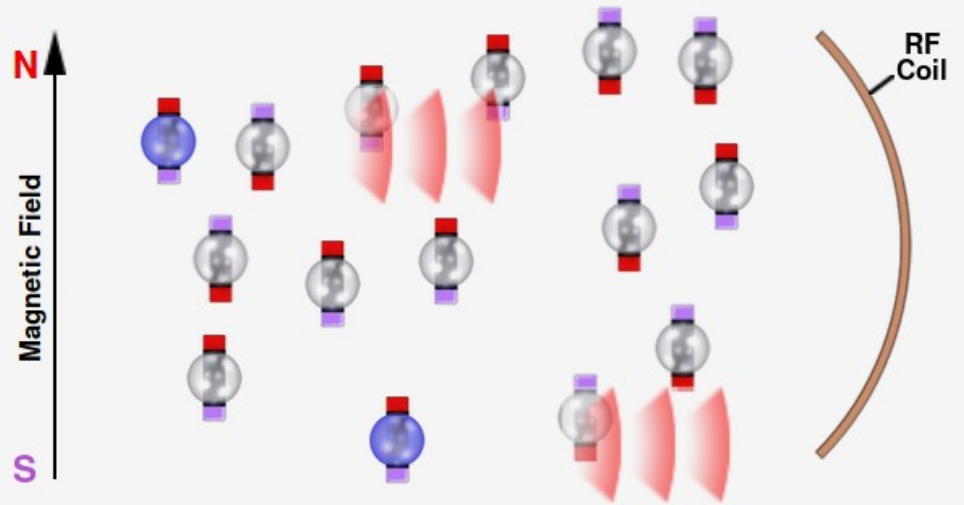
Rysunek zaczerpnięty z
<https://www.medicwiz.com/medtech/diagnostics/what-is-a-cat-scanner-hint-it-s-not-a-machine-to-scan-a-cat>

Magnetyczny Rezonans Jądrowy, MRI

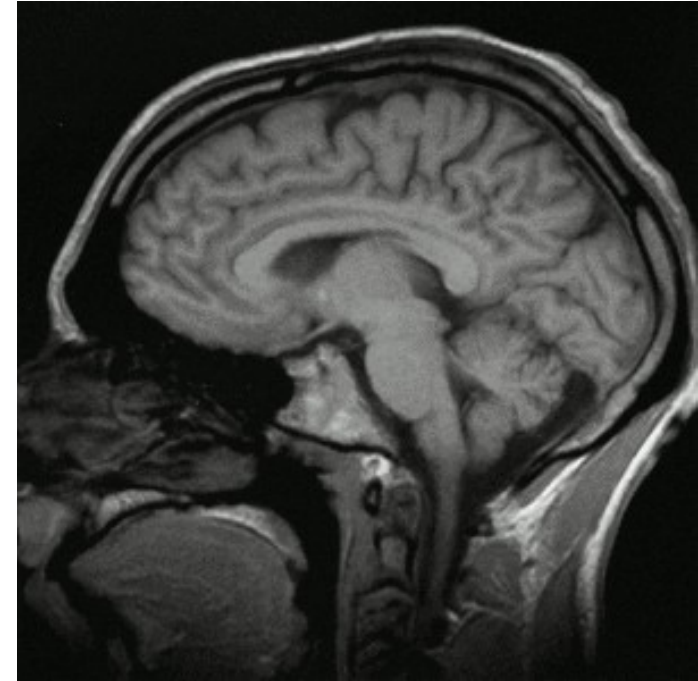
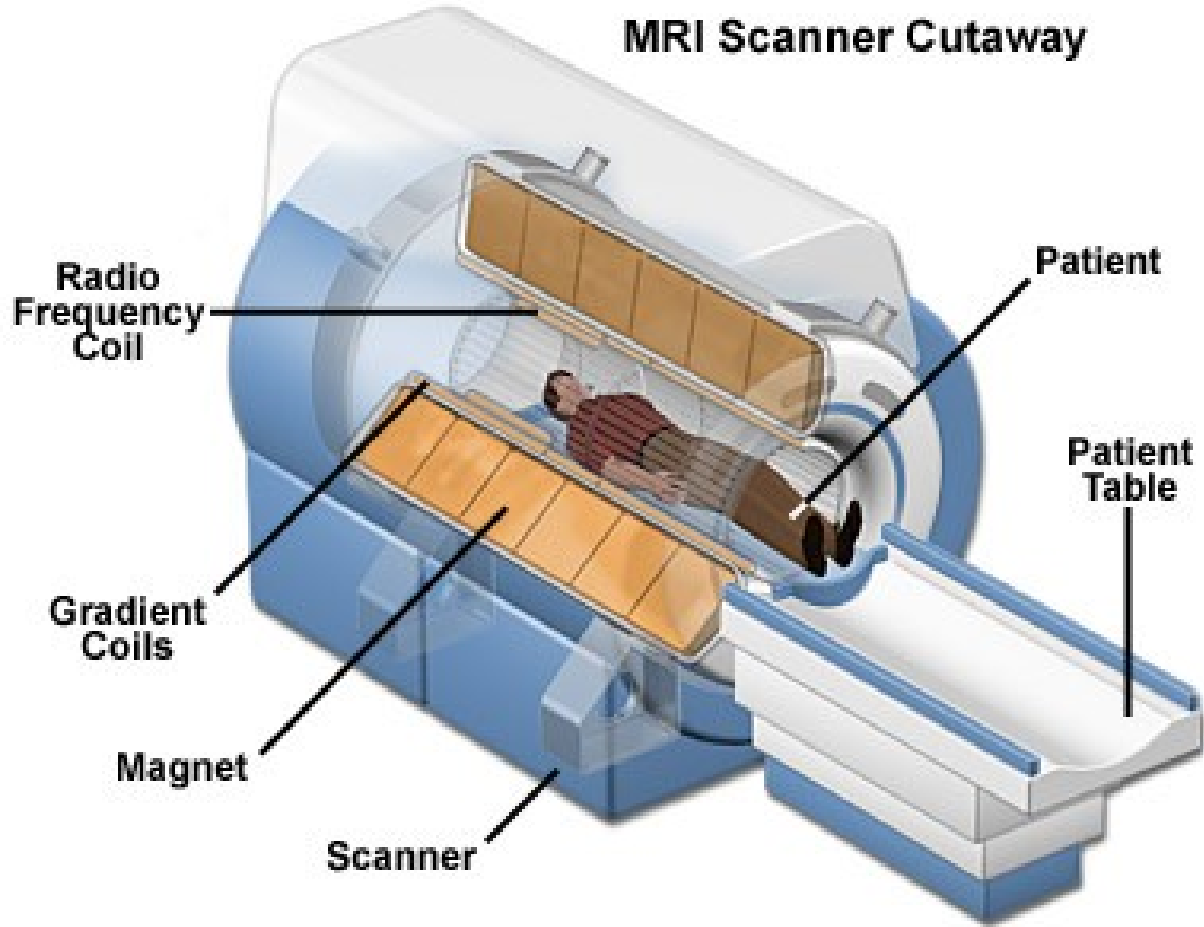
1. Wysłana fala elektromagnetyczna „pobudza” atomy



2. Atomy wracając do równowagi emitują fale elektromagnetyczne



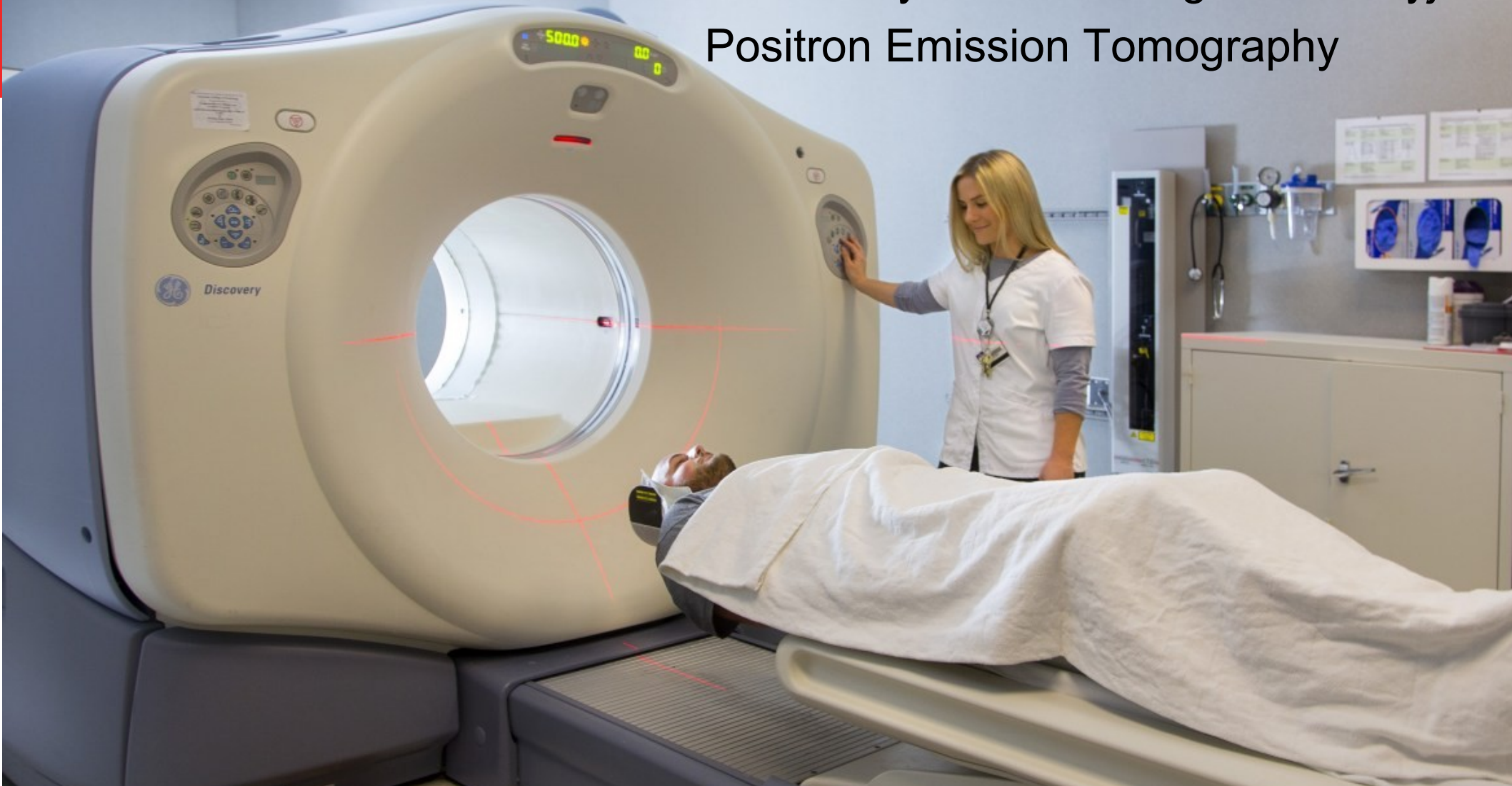
Magnetyczny Rezonans Jądrowy

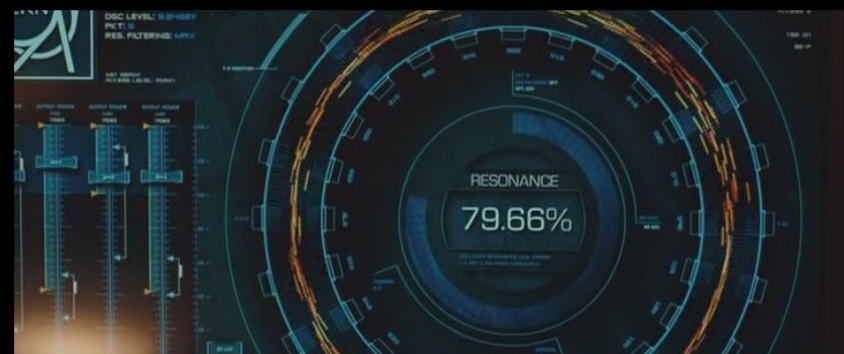


By Christian R. Linder, CC BY-SA 3.

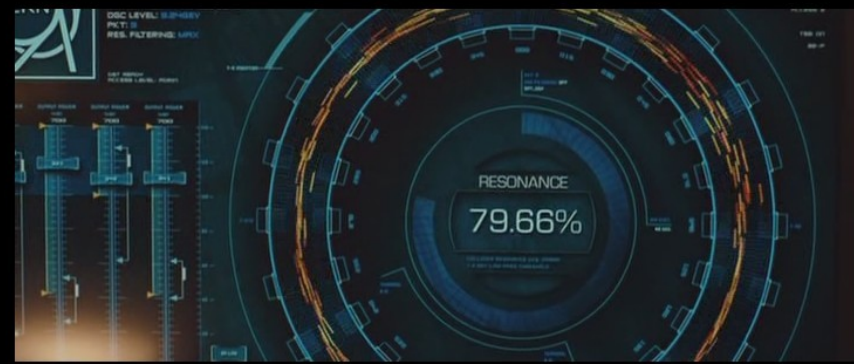
PET: Pozytonowa tomografia emisyjna

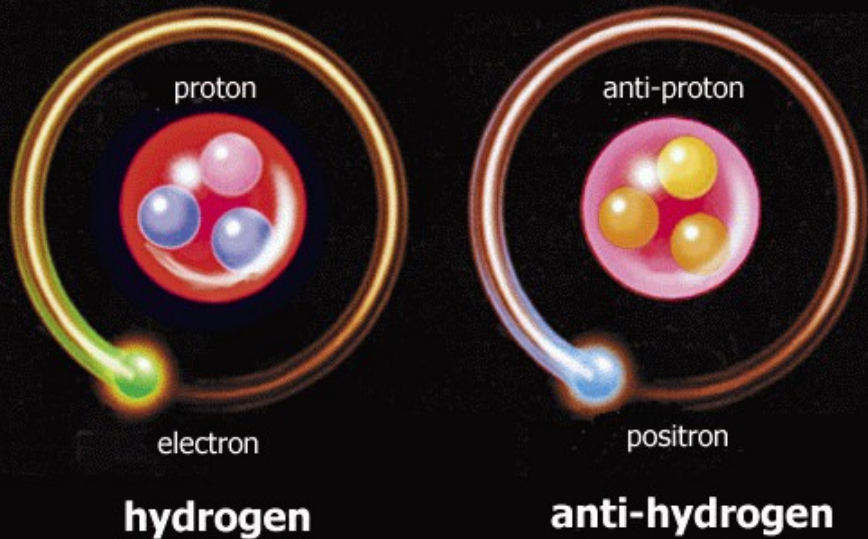
Positron Emission Tomography





Kadry z filmu „Anioły i demony”





Czym jest antymateria?

Ta sama masa, przeciwny ładunek

Czy antymaterię możemy zaobserwować, złapać i uwięzić?





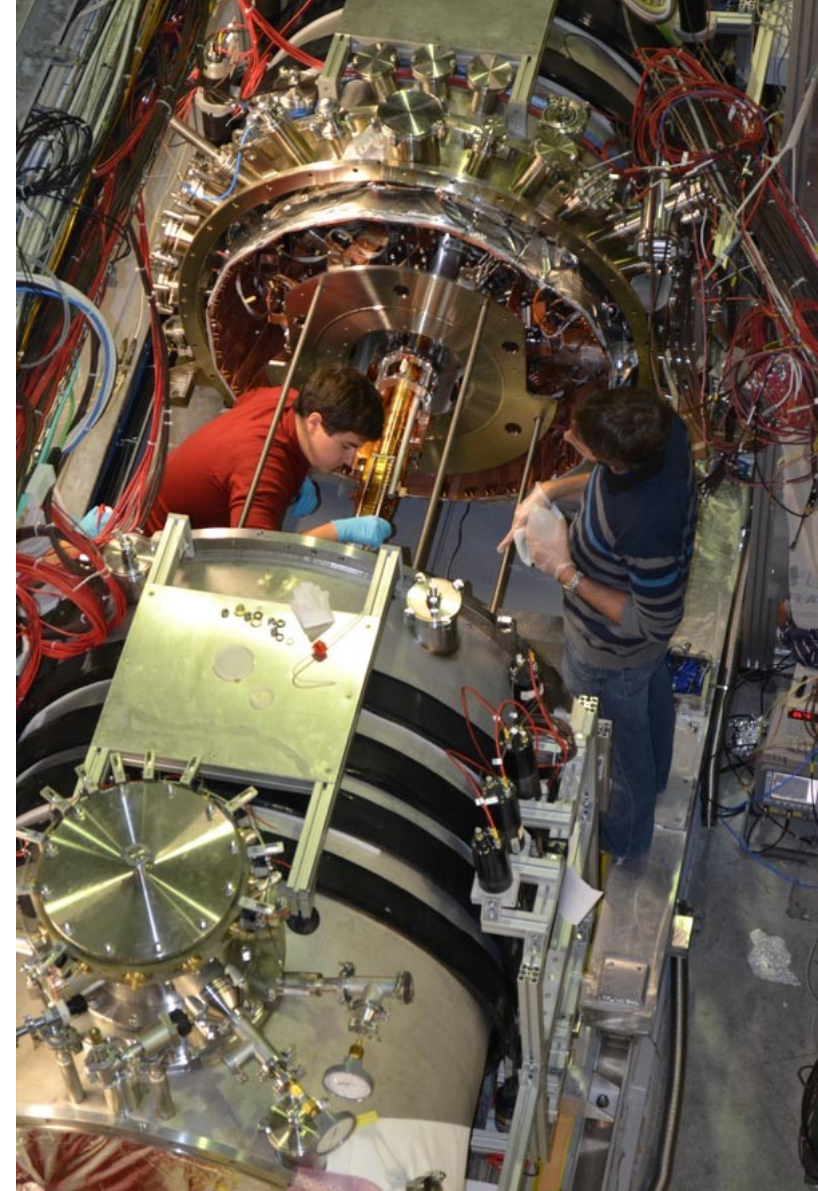


AEGIS EXPERIMENT

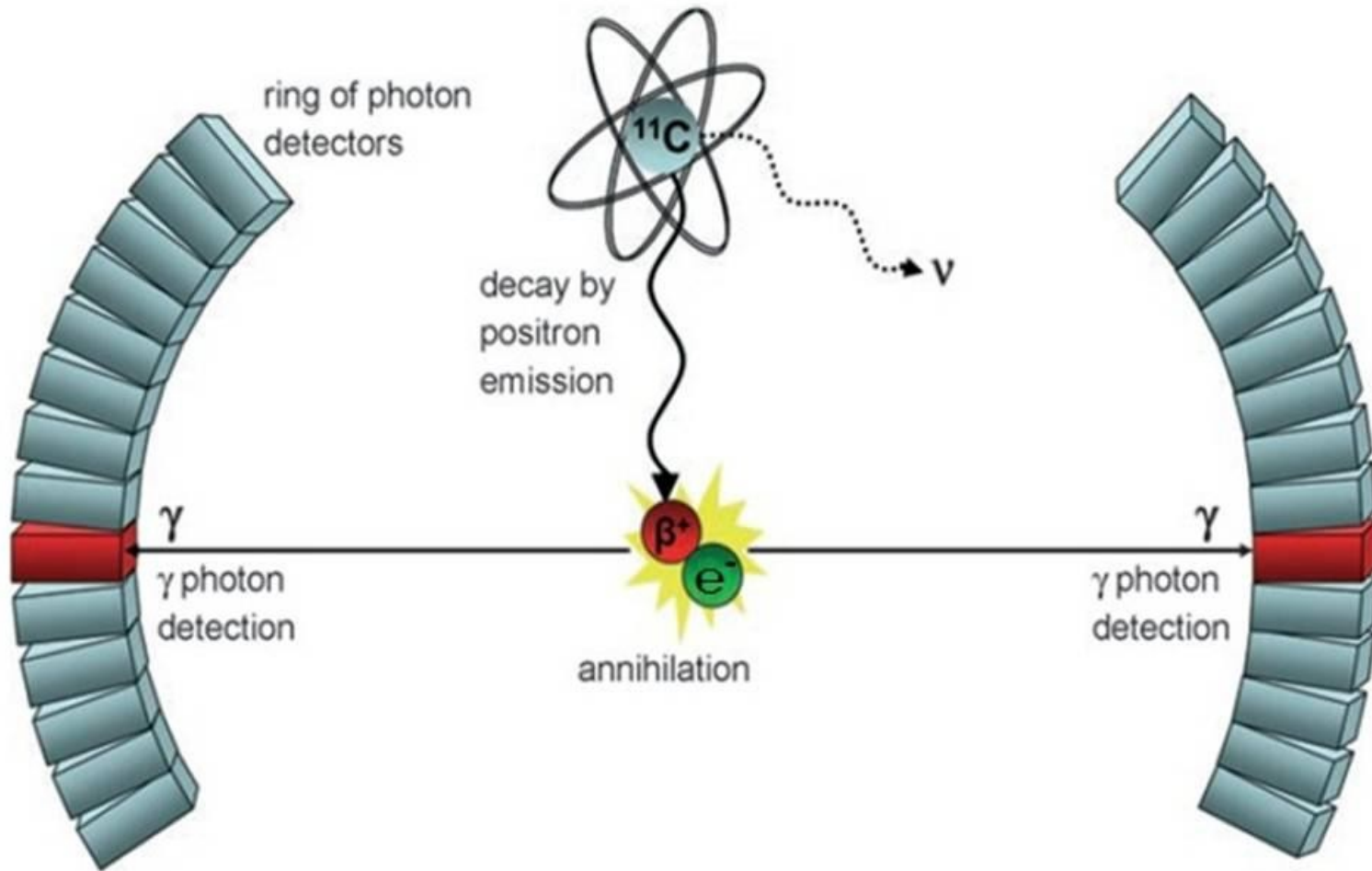
<https://aegis.web.cern.ch/home.html>

Antihydrogen Experiment: Gravity, Interferometry, Spectroscopy (AEGIS)

Główny cel: badanie
oddziaływania grawitacji na
antymaterię



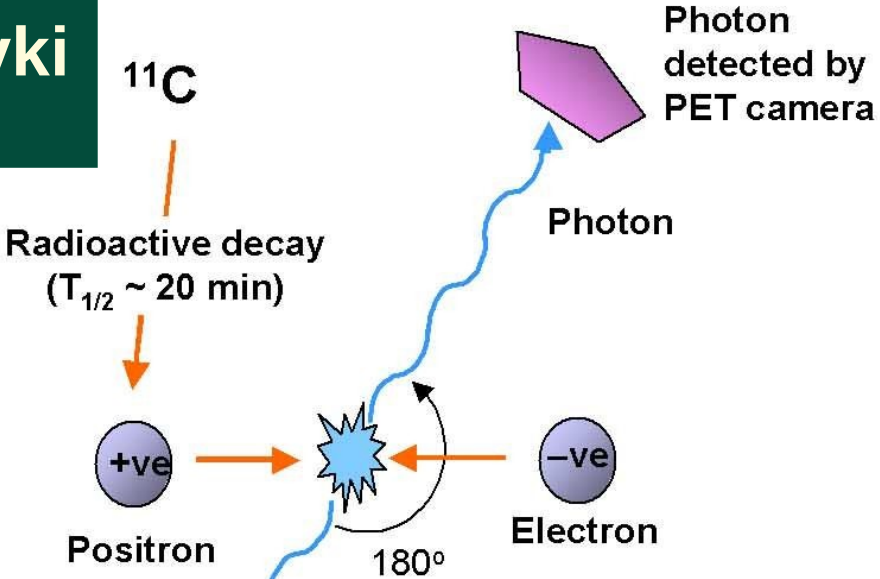
Positron Emission Tomography (PET)



Radiofarmaceutyki

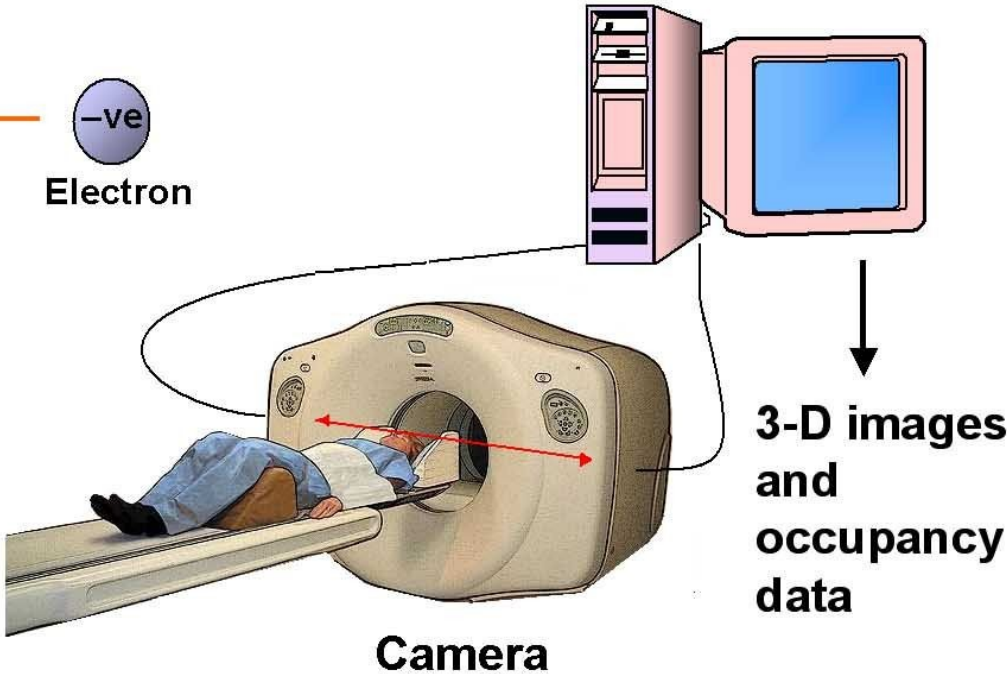
PET scan

Rozpad beta+

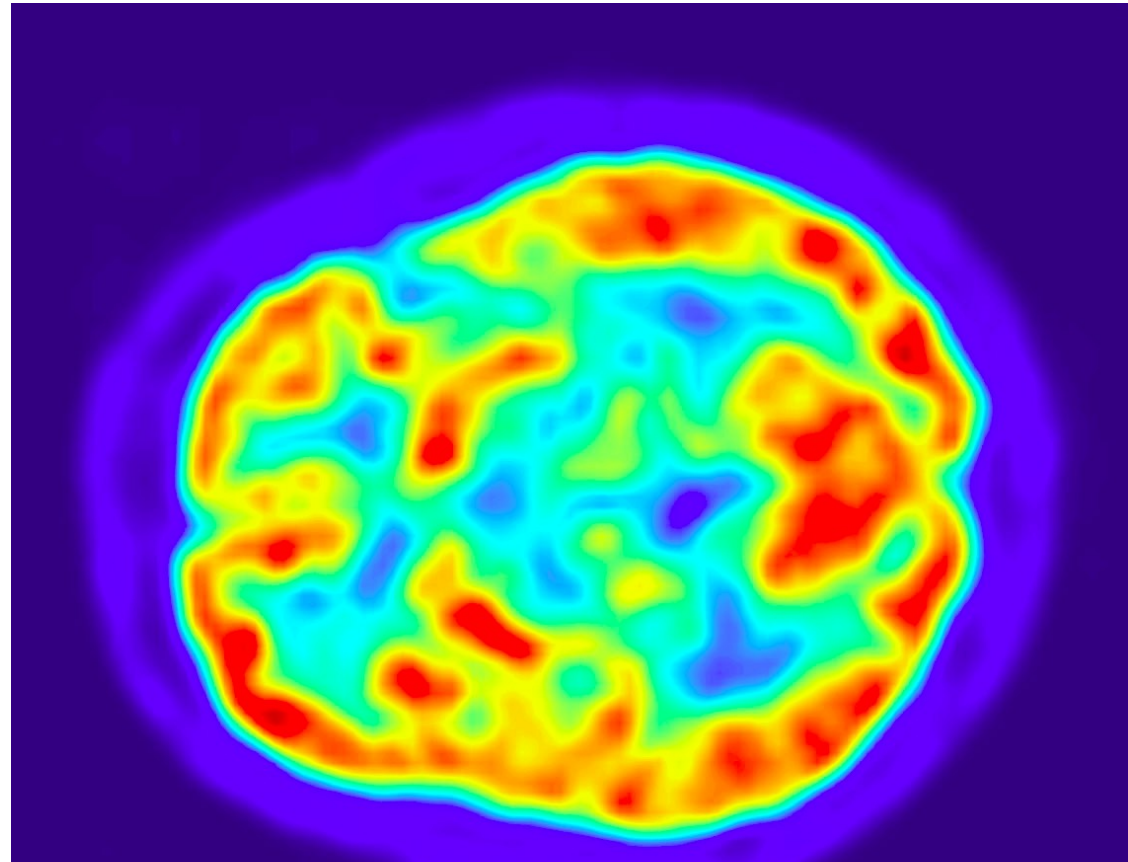
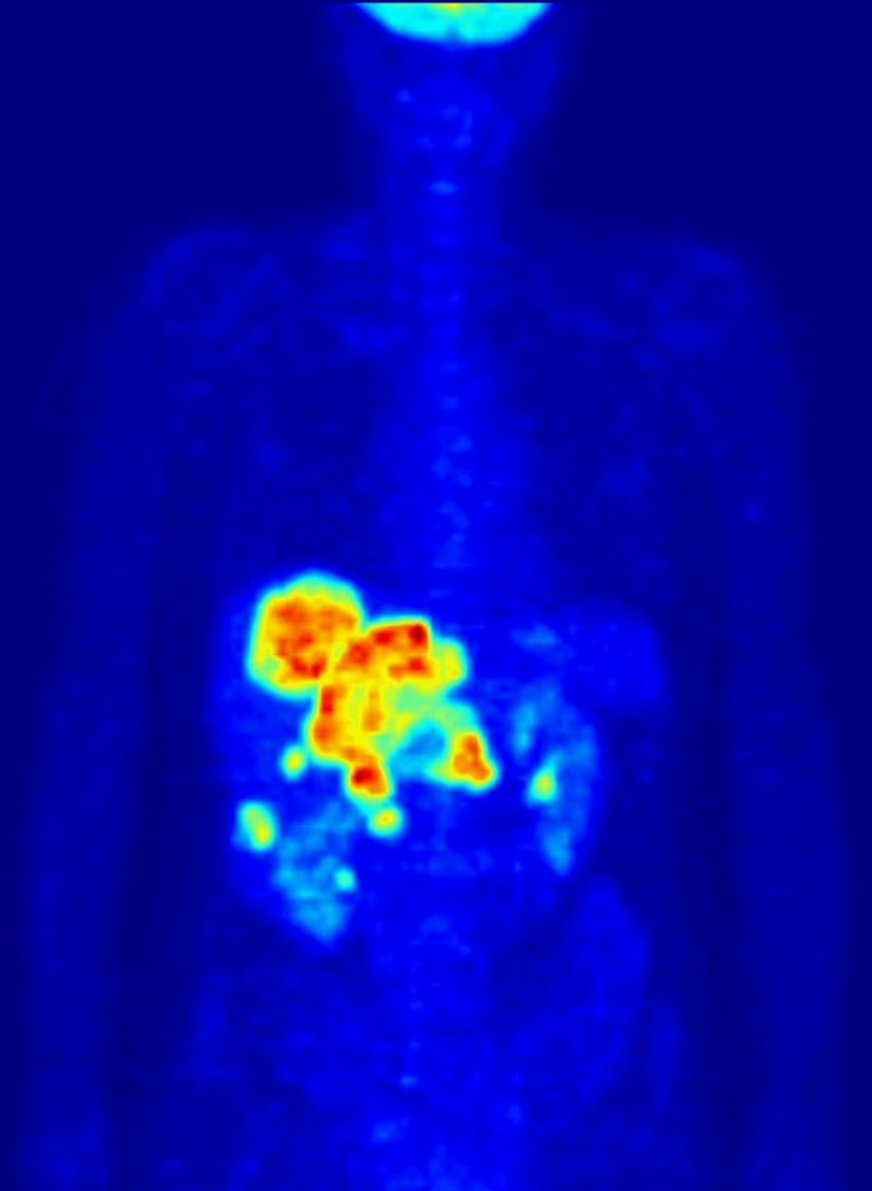


Pierwiastki:

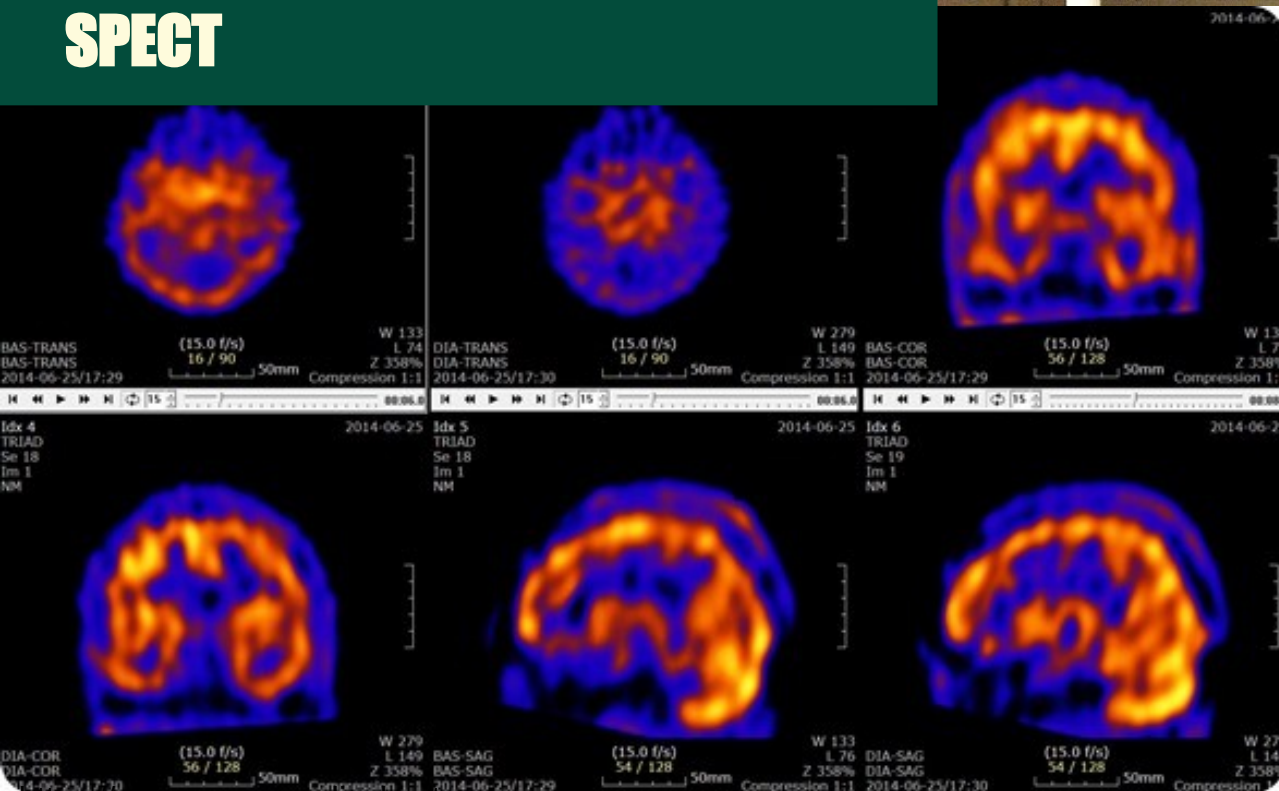
- ^{11}C , ^{13}N ,
- ^{15}O , ^{18}F



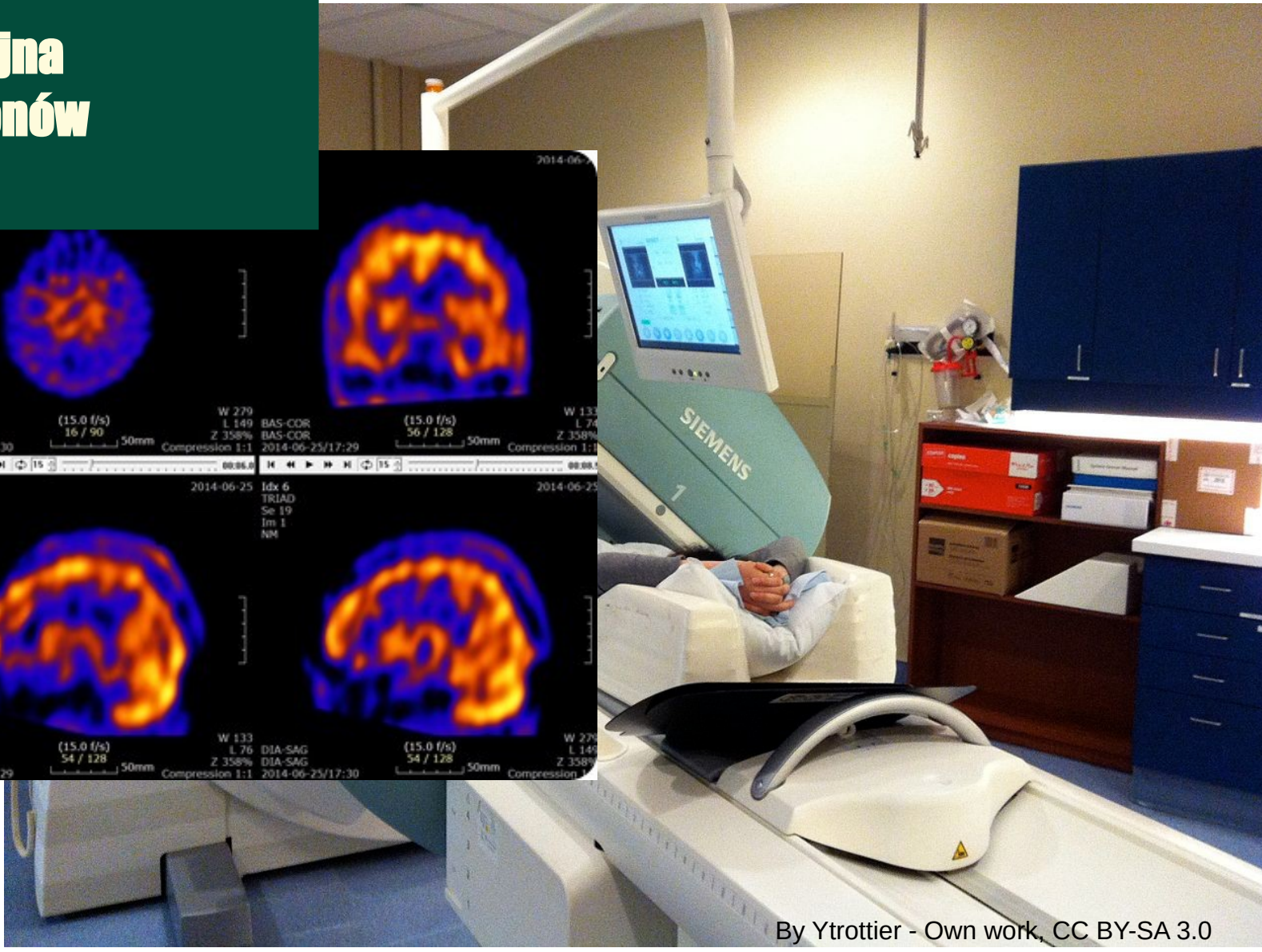
Positron Emission Tomography (PET)



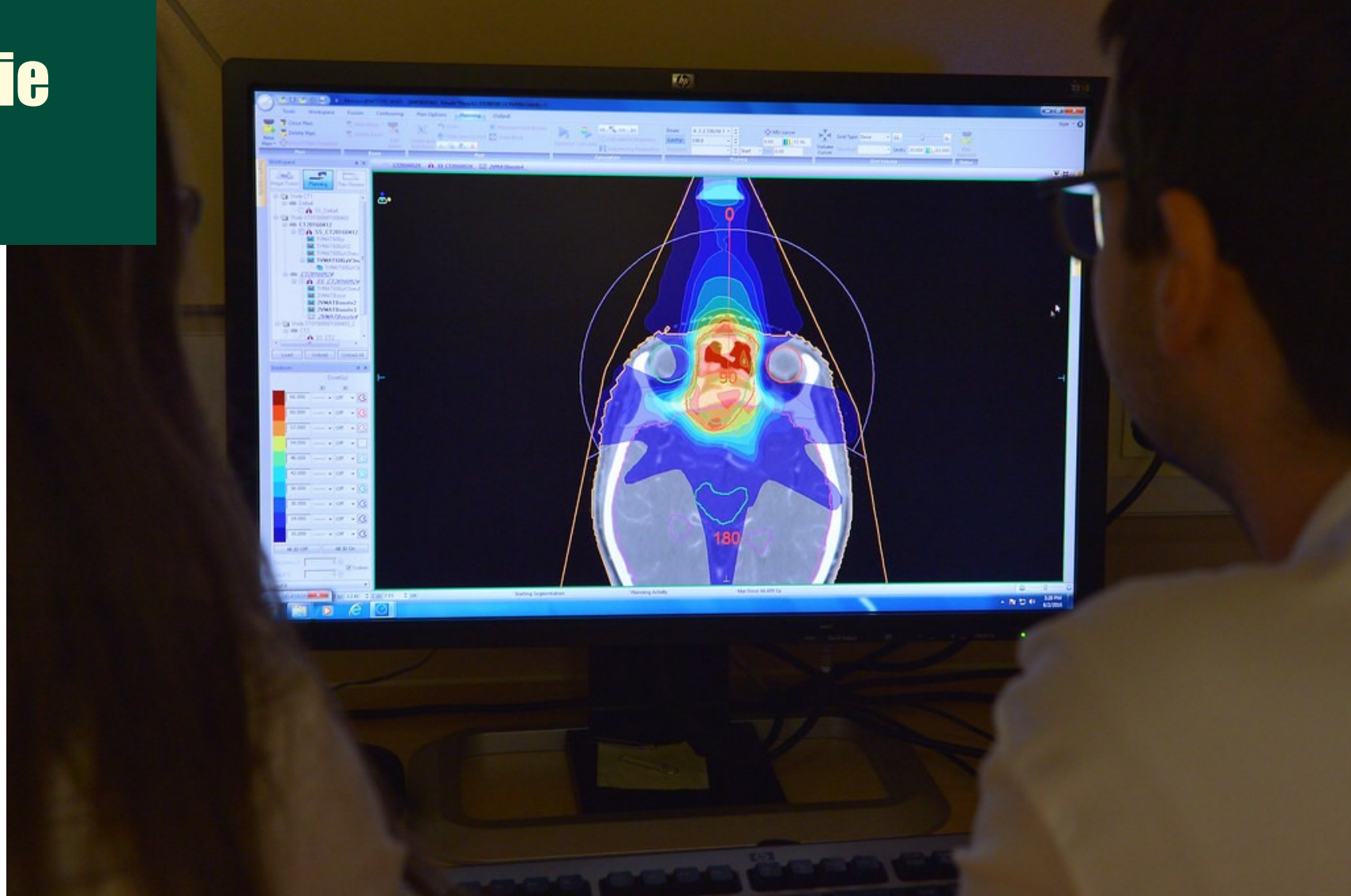
Tomografia emisyjna pojedynczych fotonów SPECT



<https://www.news-medical.net>



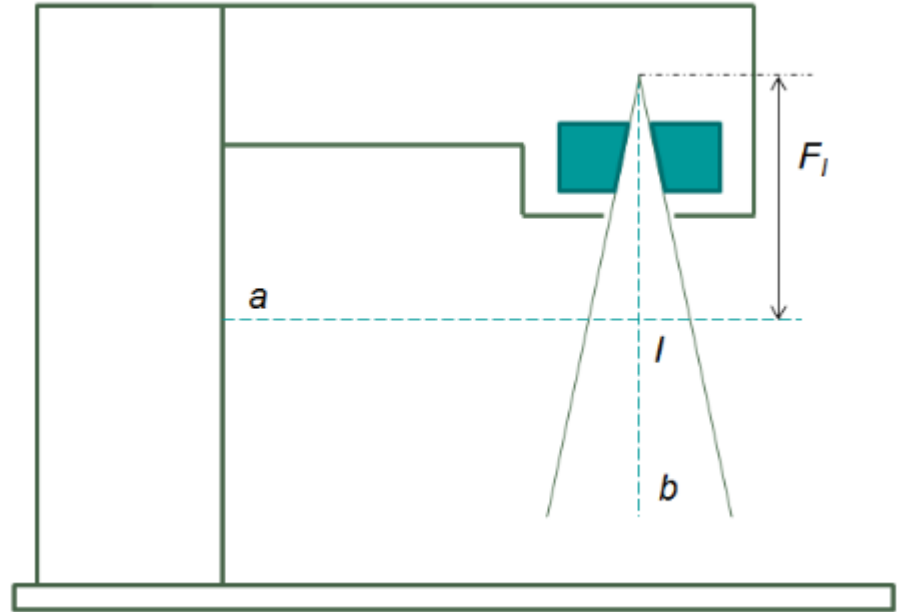
Planowanie leczenia



Geometria aparatu

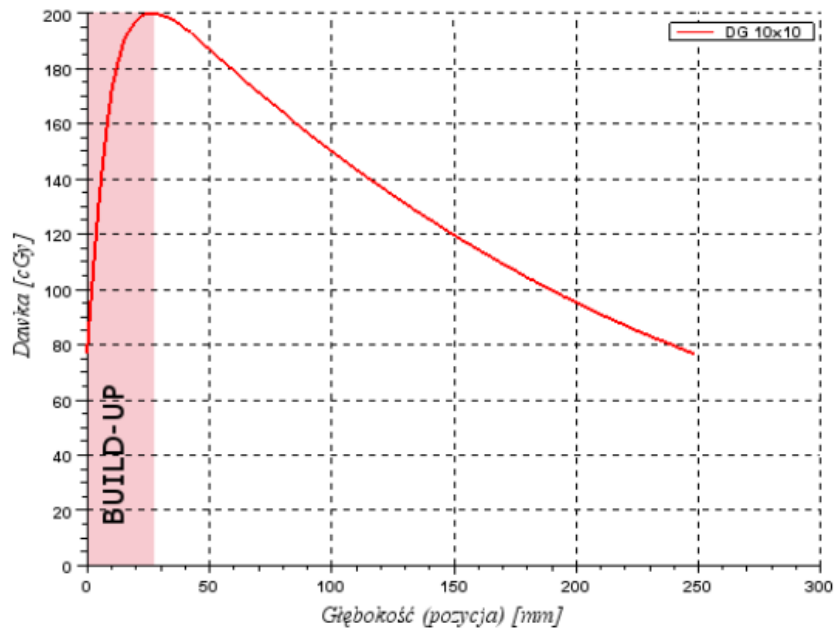
- a → oś obrotu ramienia (gantry);
- b → oś obrotu kolimatora (oś centralna wiązki);
- i → izocentrum;
- F_i → odległość izocentryczna

Izocentrum -> punkt przecięcia osi obrotu ramienia (gantry) z osią obrotu kolimatora (osią centralną wiązki)



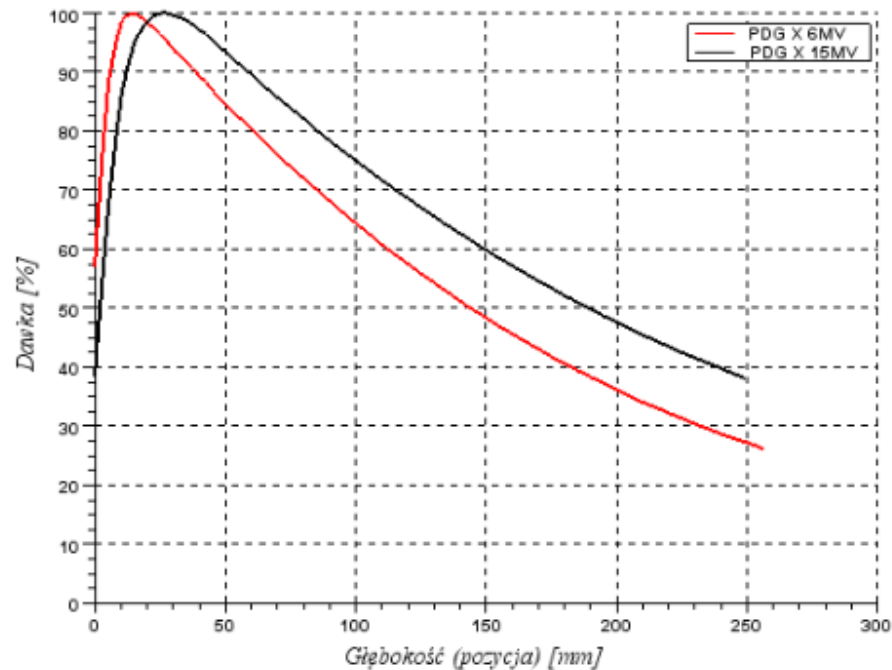
Dawka głęboka i Procentowa Dawka Głęboka

DG: SSD=90cm; pole 10x10; X 15MV



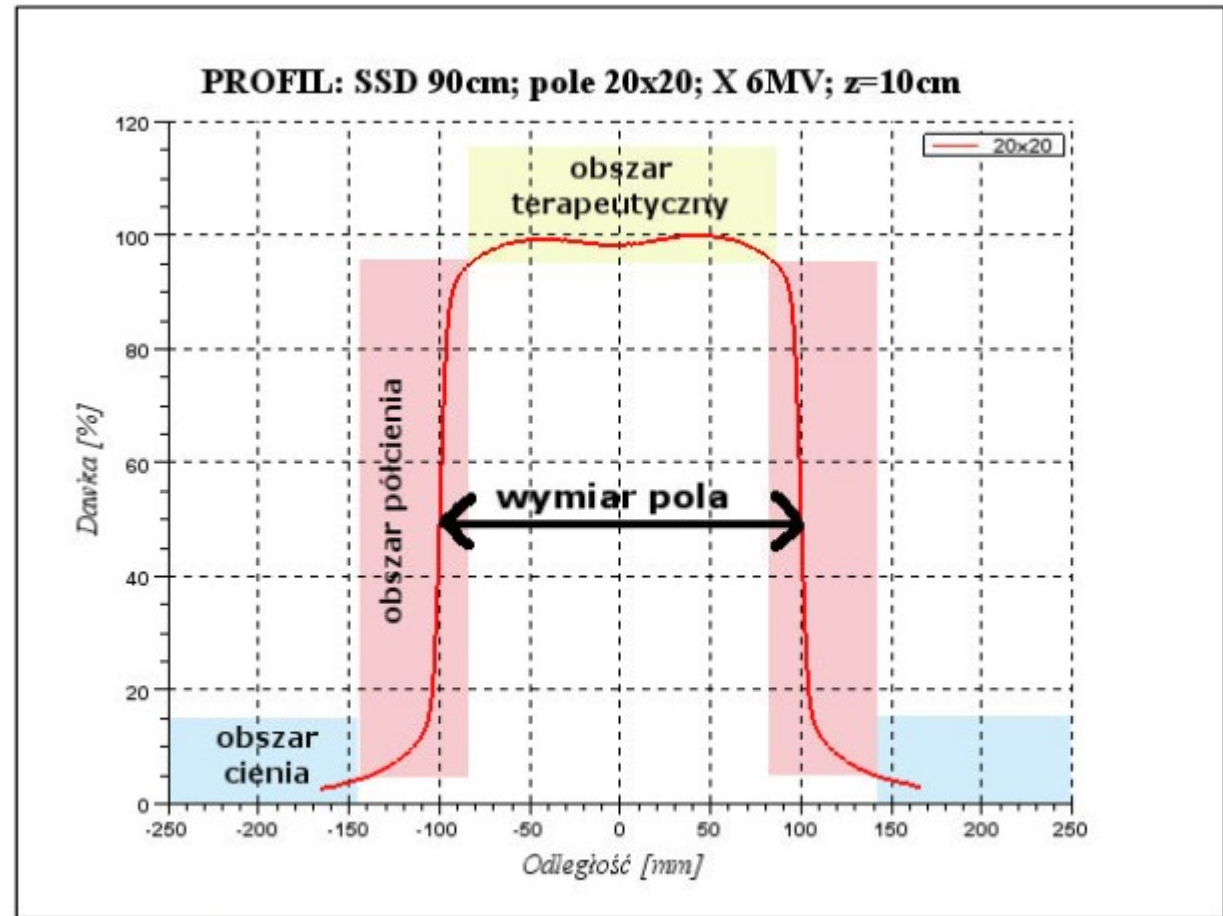
DG dla pola 10cm x 10cm, SSD = 90cm, wiązka fotonowa o energii 15MV.

PDG: SSD=90cm; pole 10x10; X 6MV i X 15MV



. Porównanie PDG dla wiązek fotonowych o energii 6MV oraz 15MV, pole 10cm x 10cm, SSD = 90cm.

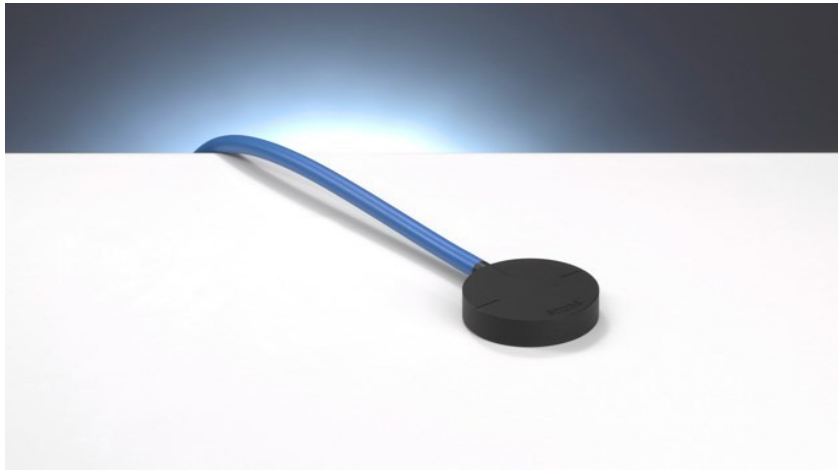
Profile wiązki



Przykładowy profil pola 20cm x 20cm na głębokości $z = 10\text{cm}$, $SSD = 90\text{cm}$ dla wiązki fotonów o energii 6MV.

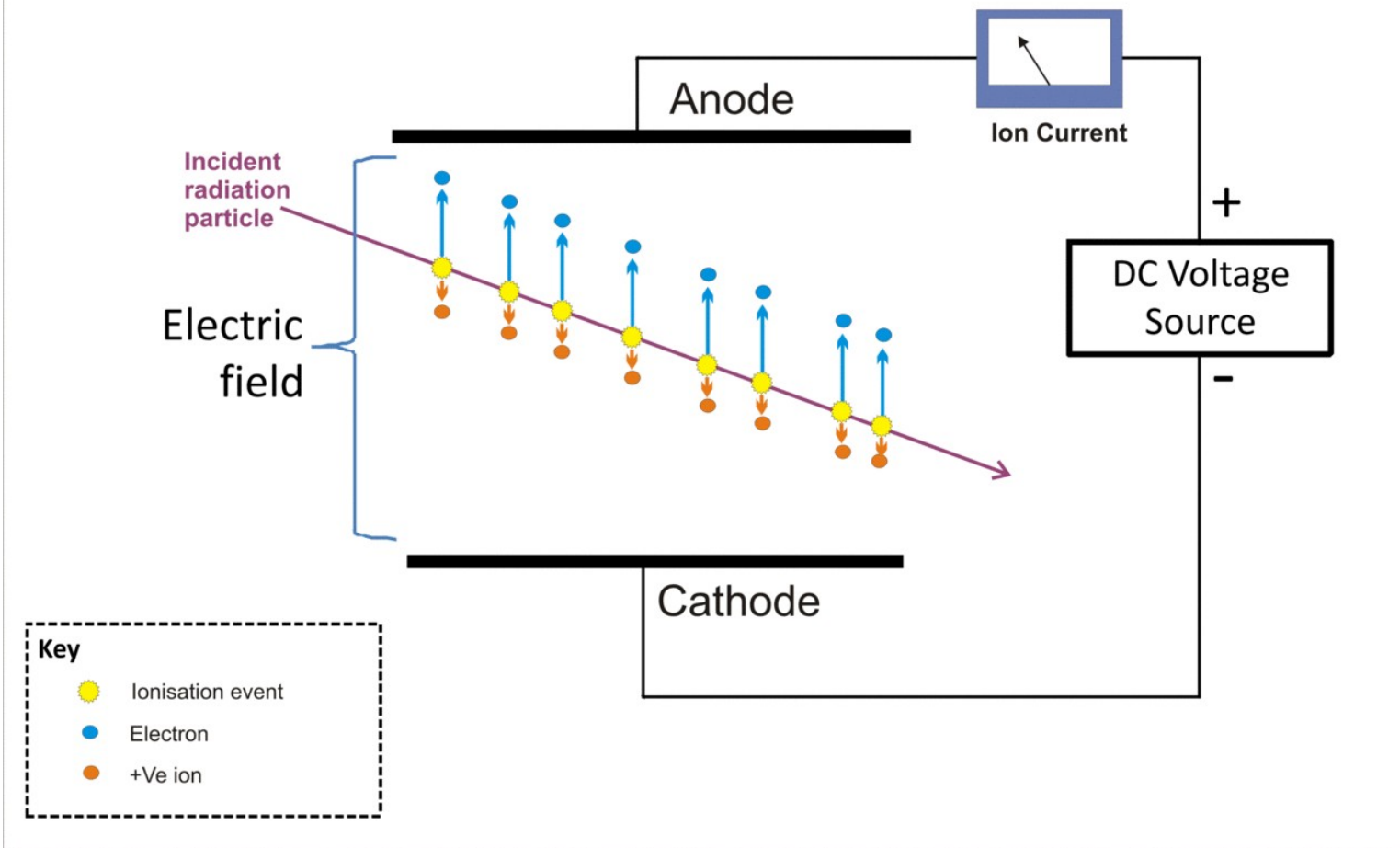
Dozymetria wiązek

Pomiary dawki głębokiej i profili wiązki z wykorzystaniem komórek jonizacyjnych (płaskich i cylindrycznych) i fantomów wodnych



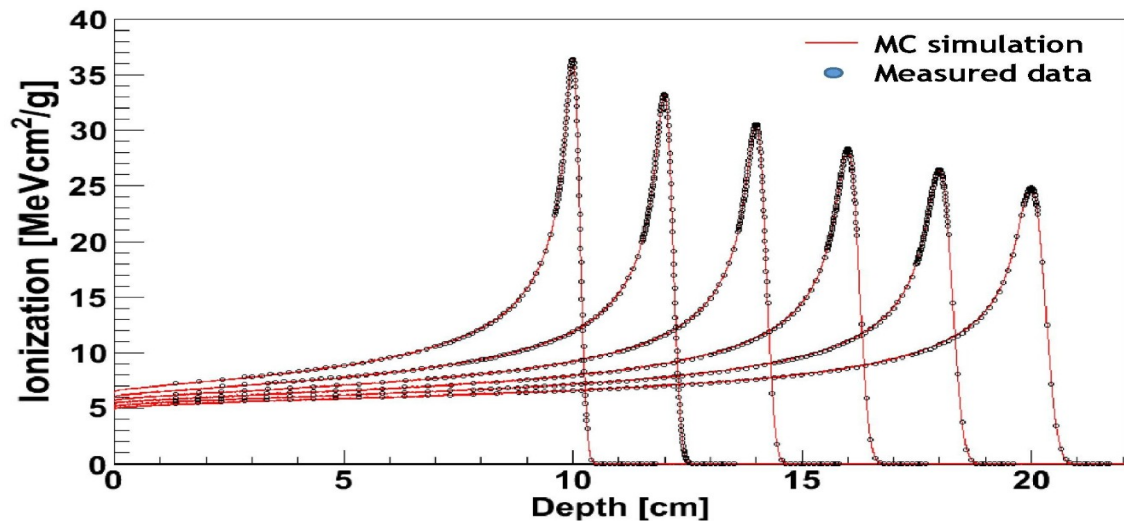
Komora jonizacyjna

Visualisation of ion chamber operation

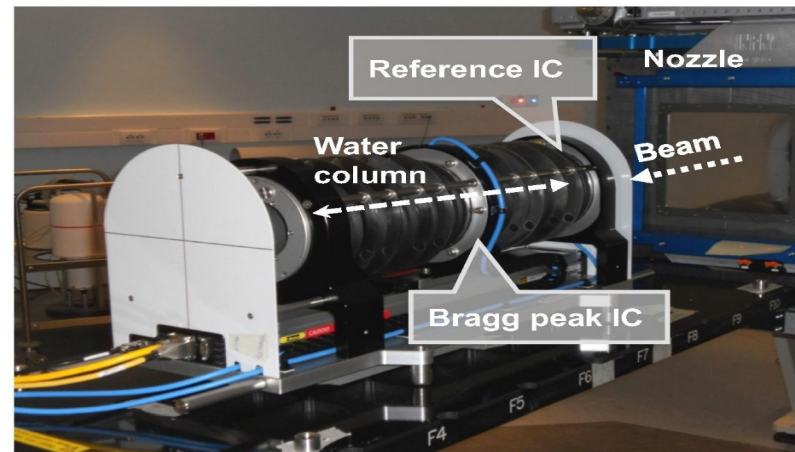


Komory jonizacyjne w fizyce medycznej

Dozymetria w protonoterapii



a.



b.

PTW Peakfinder system (IC – Ionization Chamber)

Komory jonizacyjne w fizyce medycznej

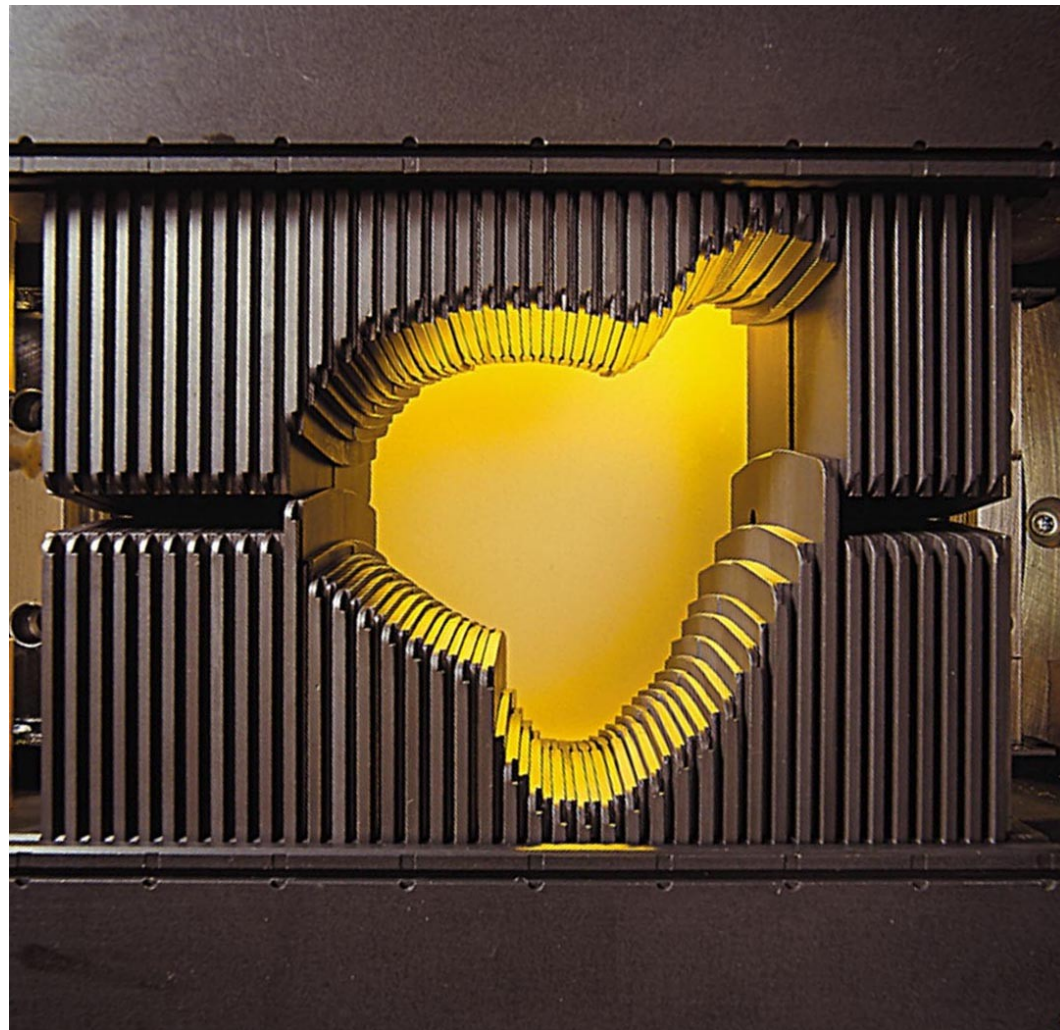
Dozymetria w protonoterapii

“Giraffe is a high resolution multi-layer ionization chamber, which is consisting of 180 large 12 cm diameter electrodes”



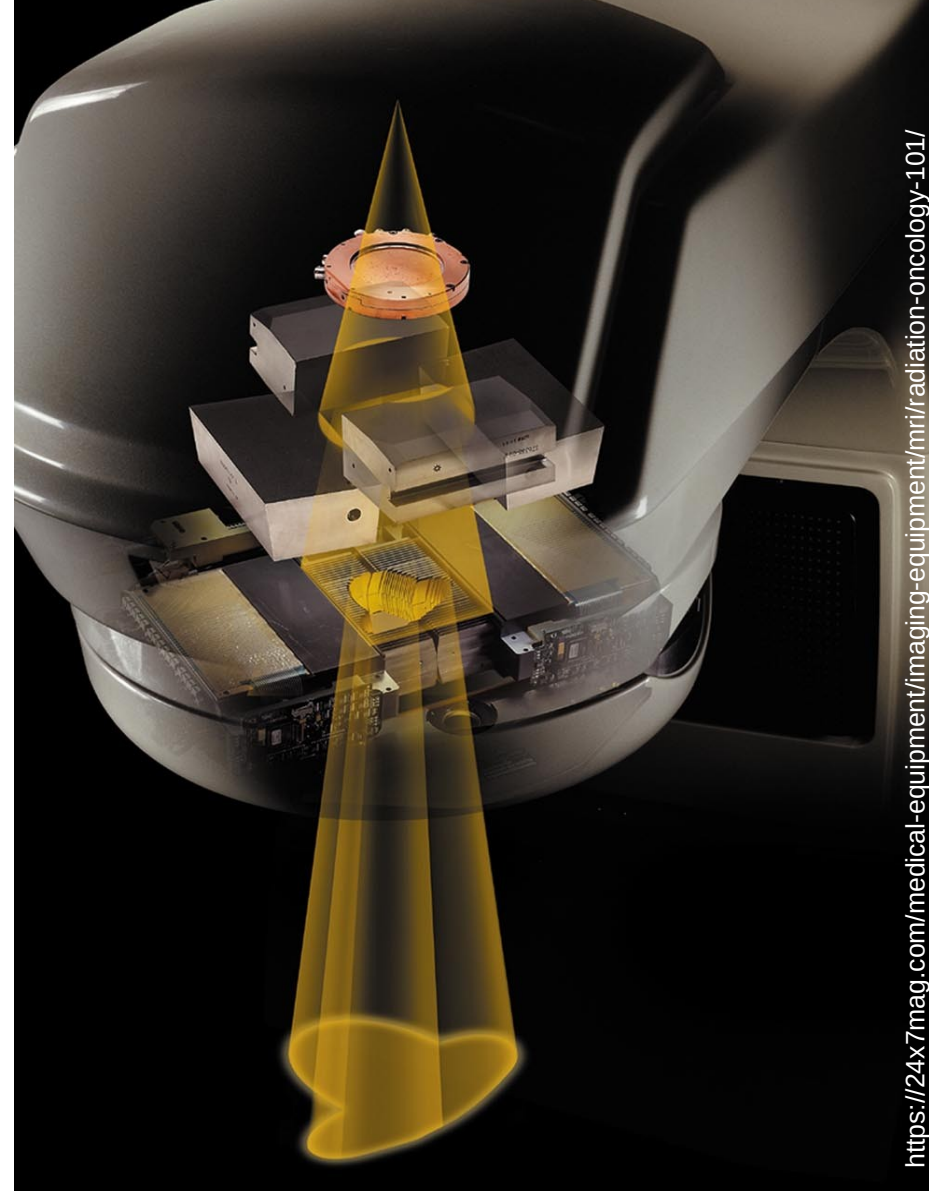
Modyfikatory rozkładu dawki

- kliny mechaniczne
- kliny dynamiczne
- kliny efektywne
- dynamiczny kolimator wielolistkowy (MultiLeaf Collimator- MLC)
- kompensatory



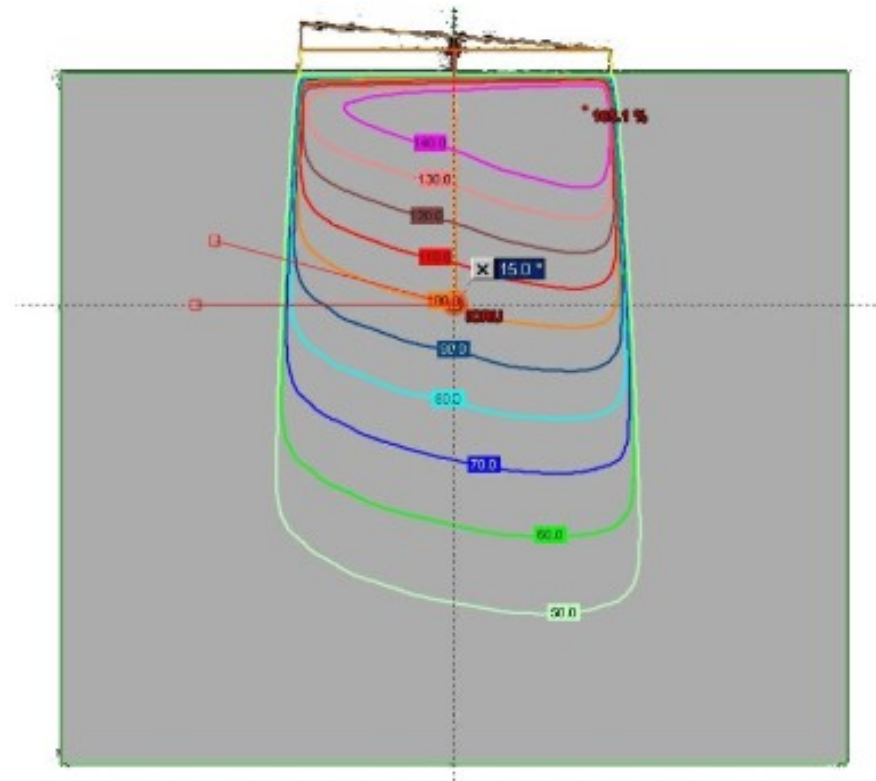
Modyfikatory rozkładu dawki

- kliny mechaniczne
- kliny dynamiczne
- kliny efektywne
- dynamiczny kolimator wielolistkowy (MultiLeaf Collimator- MLC)
- kompensatory



Modyfikatory rozkładu dawki

- kliny mechaniczne
- kliny dynamiczne
- kliny efektywne
- dynamiczny kolimator wielolistkowy (MultiLeaf Collimator- MLC)
- kompensatory



Rozkład izodoz dla pola klinowanego z wykorzystaniem klina mechanicznego. (Zaznaczono kąt klina)

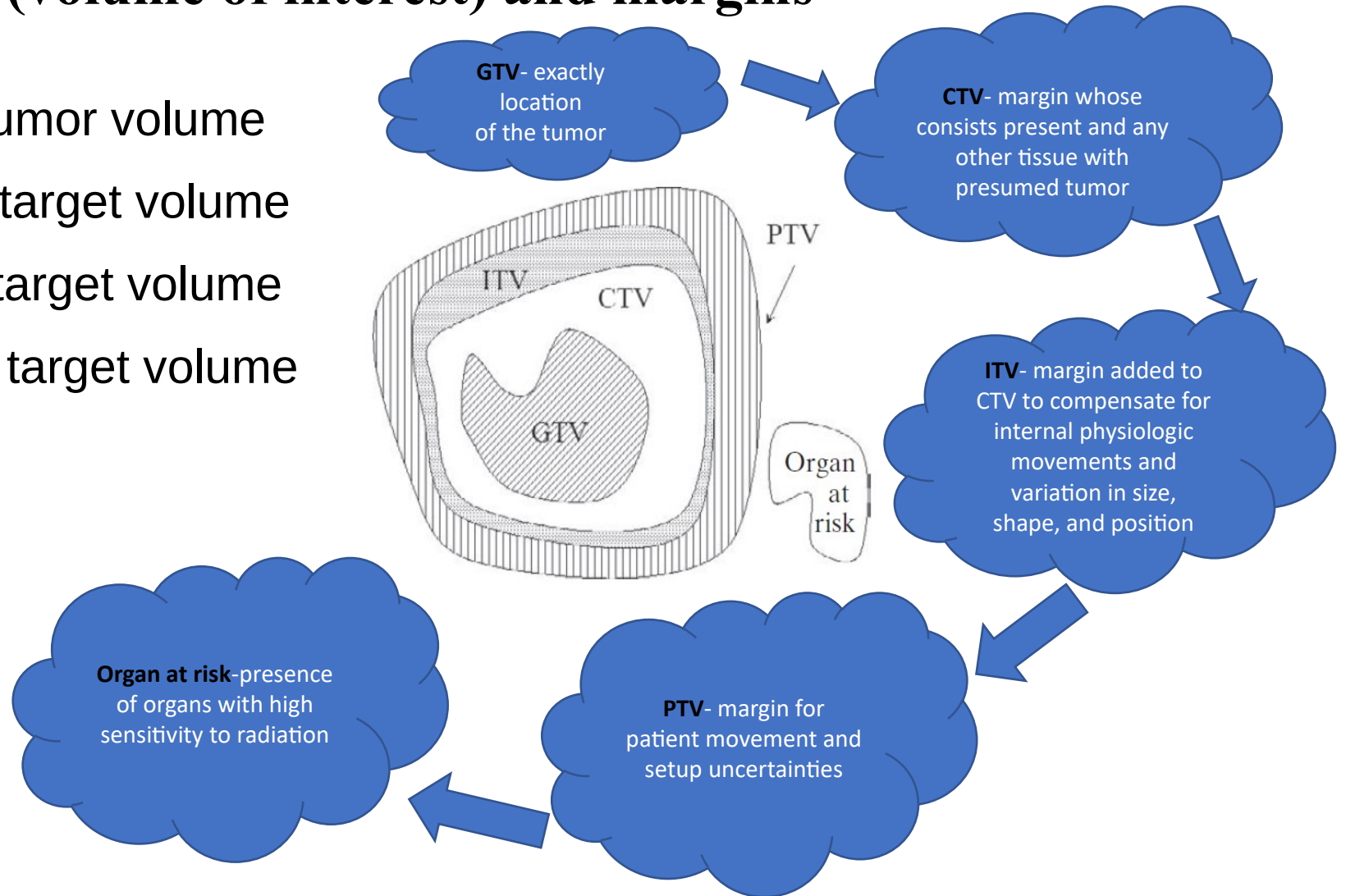
VOI (volume of interest) and margins

GTV - gross tumor volume

CTV - clinical target volume

ITV - internal target volume

PTV - planning target volume



Techniki leczenia

Techniki bazujące na obrazach 2D – zdjęciach rentgenowskich. Pacjent jest traktowany jako jednorodna bryła.

Techniki 3D - bazujące na obrazach 3D z tomografii komputerowej

- 3D-CRT (Conformal RadioTherapy) – tradycyjna technika konformalna, stosowane są modyfikatory kształtu wiązki (kolimator wielolistkowy MLC albo osłony indywidualne) oraz modyfikatory rozkładu dawki (kliny).
- IMRT (Intensity Modulated RadioTherapy) - modyfikacja rozkładu dawki i kształtu pola za pomocą LMC. W pojedynczych polach terapeutycznych elementy MLC poruszają się w trakcie napromieniania (technika sliding window), bądź też pole terapeutyczne składa się z wielu segmentów o różnym położeniu listków (technika step and shoot).
- RapidArc (VMAT) - Modyfikatorem rozkładu dawki kolimator wielolistkowy MLC, ramię akceleratora obraca się w trakcie napromieniania z jednoczesnym z ruchem listków MLC

Techniki planowania leczenia

Planowanie wprzód (forward planning)

Osoba planująca leczenie dobiera energię wiązek, ustala geometrię planu leczenia (liczbę wiązek, kąty ramienia, kolimatora i stołu) a także wagi wiązek, modyfikatory kształtu pola i rozkładu dawki. Następnie oblicza rozkład dawki, analizuje go i ocenia. Chcąc wprowadzić zmiany, modyfikuje geometrię planu leczenia albo poszczególne modyfikatory. Zwykle planowanie wprzód jest stosowane w technice 3D-CRT.

Planowanie wsteczne – optymalizacja (inverse planning)

Osoba planująca leczenie wybiera geometrię planu leczenia. Następnie w tzw. optymalizatorze zadaje kryteria (ograniczenia) jakie plan powinien spełniać (zwykle są to kryteria typu dawka–objętość określone dla obszaru tarczowego i poszczególnych narządów krytycznych i tkanek normalnych). Po dokonaniu procesu optymalizacji oblicza rozkład dawki, analizuje go i ocenia. Chcąc wprowadzić zmiany, modyfikuje albo geometrię planu leczenia albo kryteria optymalizacji.

Zwykle planowanie wsteczne jest stosowane w technikach IMRT i RapidArc (VMAT) oraz w technikach pokrewnych.

Kryteria oceny planu leczenia

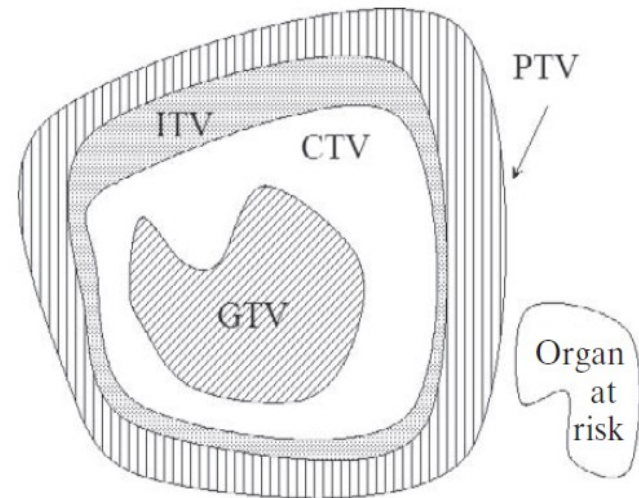
Dla obszaru tarczowego:

dawka minimalna ($D_{\min} > 95\%$)

dawka maksymalna ($D_{\max} < 107\%$)

dawka średnia ($D_{\text{mean}} = 100\%$)

odchylenie standardowe (zwykle $\text{STD} < 3\%$)



Dla narządów krytycznych o budowie szeregowej: dawka maksymalna

Dla narządów krytycznych o budowie równoległej: dawka średnia, ograniczenia typu dawka – objętość

Dla narządów krytycznych o budowie mieszanej: dawka maksymalna, dawka średnia, ograniczenia typu dawka – objętość

Histogramy dawka-objętość (DVH, Dose Volume Histogram)

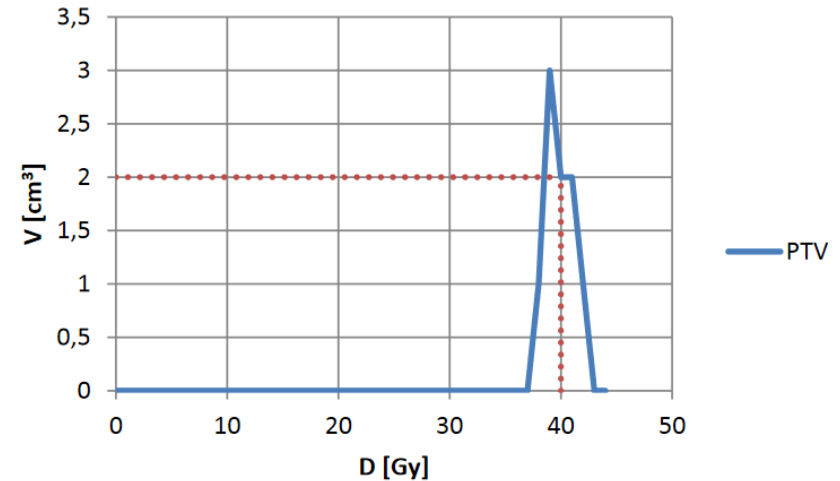
Histogram „różniczkowy” → jaka objętość V narządu otrzymuje dawkę równą D

Histogram całkowity (cumulative) → jaka objętość V otrzymuje dawki większe (lub równe) od dawki D .

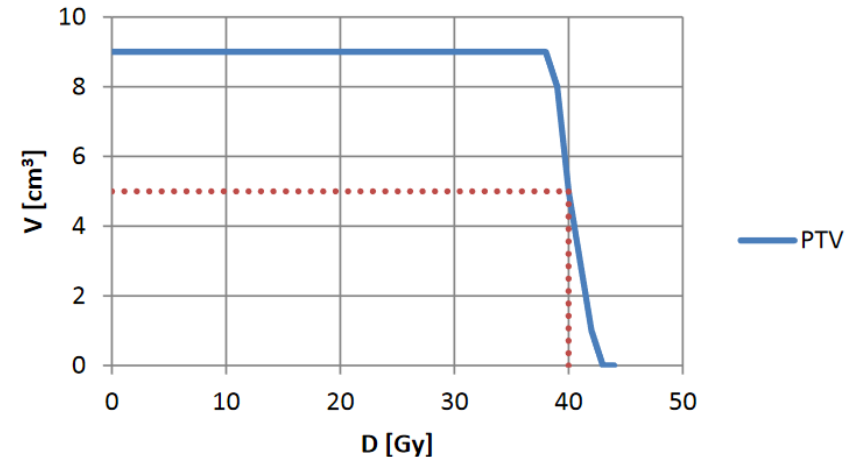
Tj. w jakiej objętości D występują tylko takie elementy (voxele), w których dawka jest równa D bądź od niej większa.

37	36	38	39	39
36	38	39	40	37
38	41	42	41	39
37	39	40	39	38
36	39	38	39	37

Histogram różniczkowy



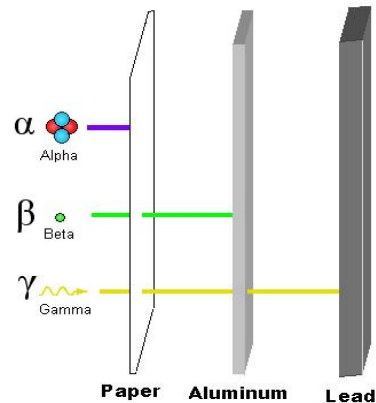
Histogram całkowity



Dawka równoważna (ang. Equivalent dose)

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R}$$

Jednostka: siwert (Sv)



Rodzaj promieniowania	Energia	Współczynnik wagowy w_R
fotony (Promieniowanie rentgenowskie, γ)		1
elektrony (Promieniowanie β), pozytony i miony		1
neutrony	< 10 keV	5
	10-100 keV	10
	100 keV - 2 MeV	20
	2-20 MeV	10
	> 20 MeV	5
protony (mniejsze energie podobnie jak neutrony)	> 2 MeV	5
cząstki α , fragmenty rozszczepeń, ciężkie nukleony		20

Dawka efektywna E_H :

$$E_H = \sum_T w_T H_T = \sum_T w_T \sum_R w_R D_{T,R}$$

Jednostka: siwert (Sv)

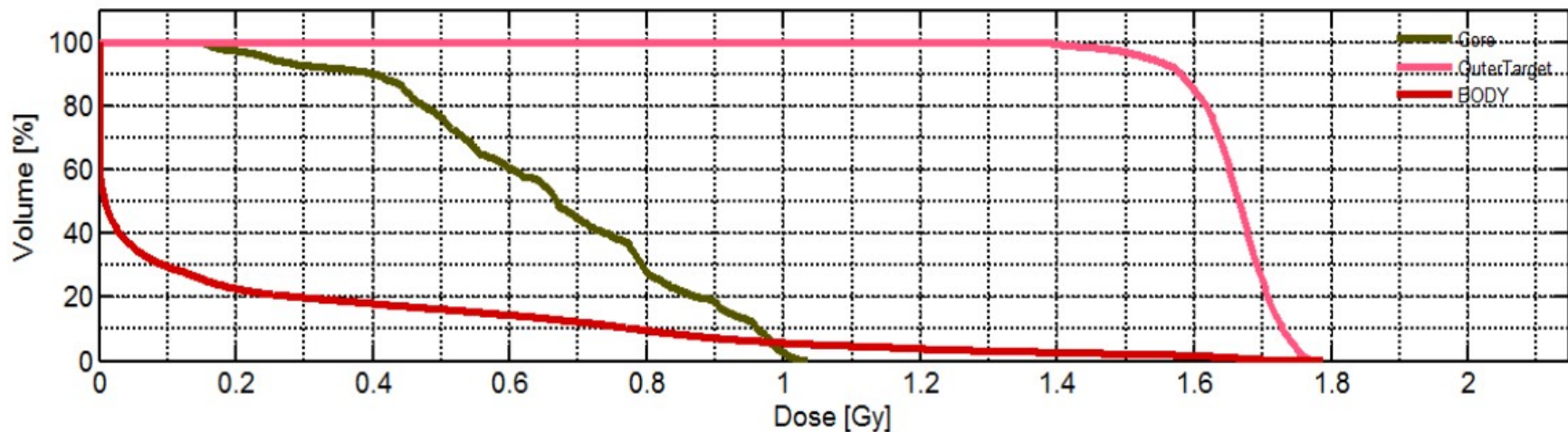
Dawka efektywna E_H bierze pod uwagę efekty biologiczne

Dawka $D \rightarrow$ efekty fizyczne

Optymalizacja planu leczenia może bazować na D lub E_H
(ang. **RBE** - Relative biological efficiency)

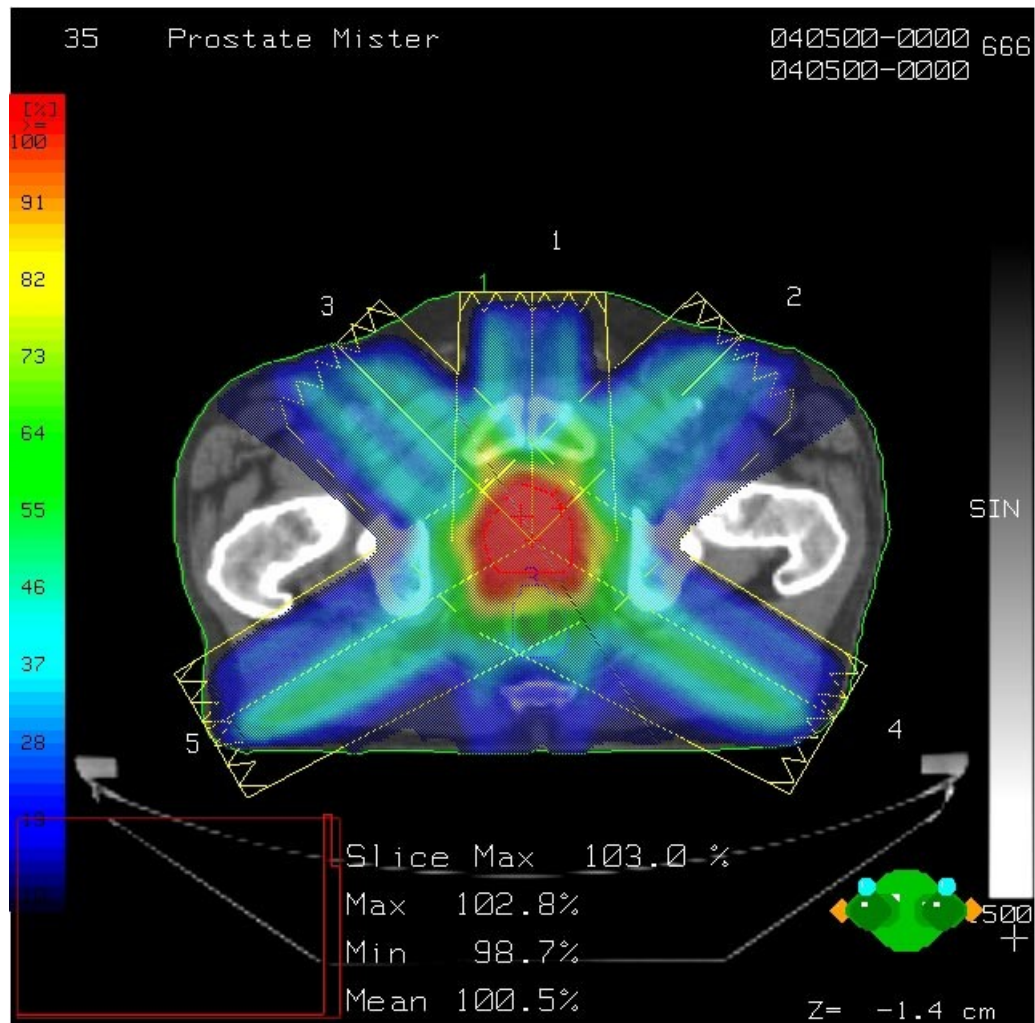
Tkanka, narząd	Współczynnik wagowy w_T
gonady	0,20
czerwony szpik kostny	0,12
jelito grube	0,12
płuca	0,12
żołądek	0,12
pęcherz moczowy	0,05
gruczoły piersiowe	0,05
wątroba	0,05
przełyk	0,05
tarczyca	0,05
skóra	0,01
powierzchnia kości	0,01
pozostałe	0,05

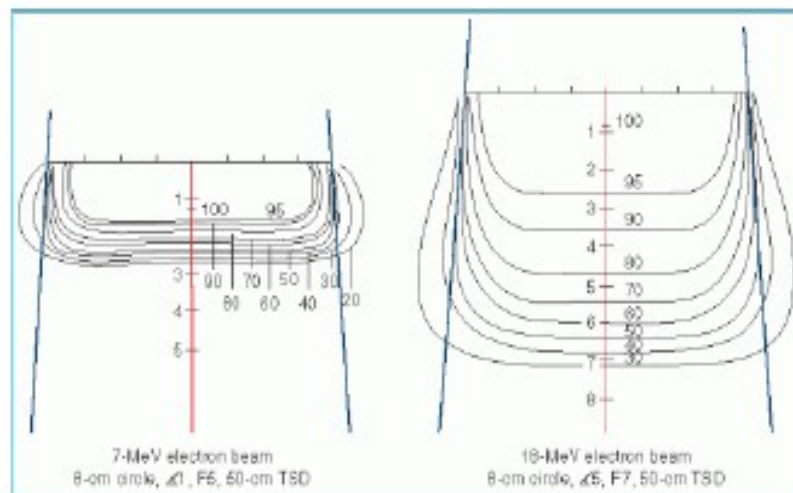
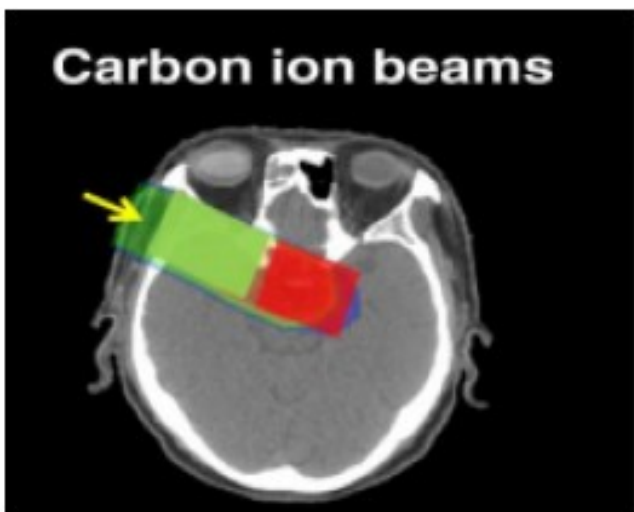
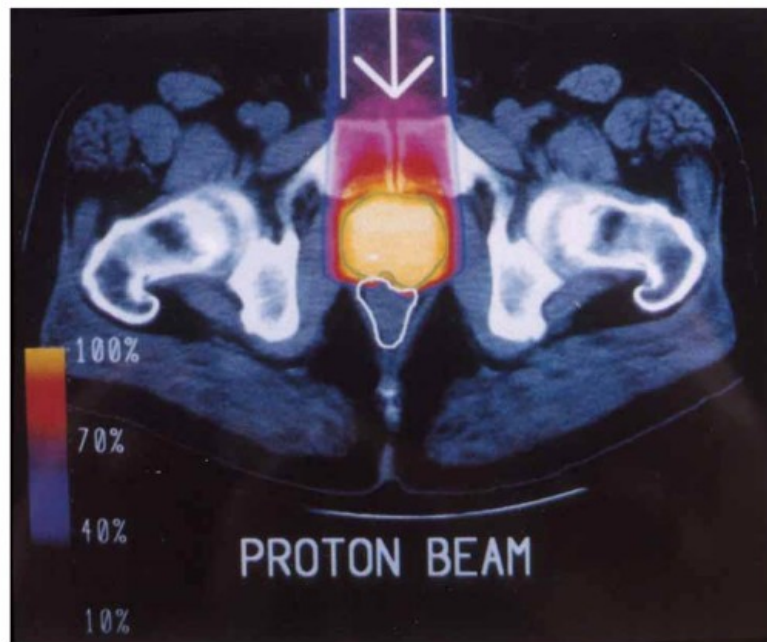
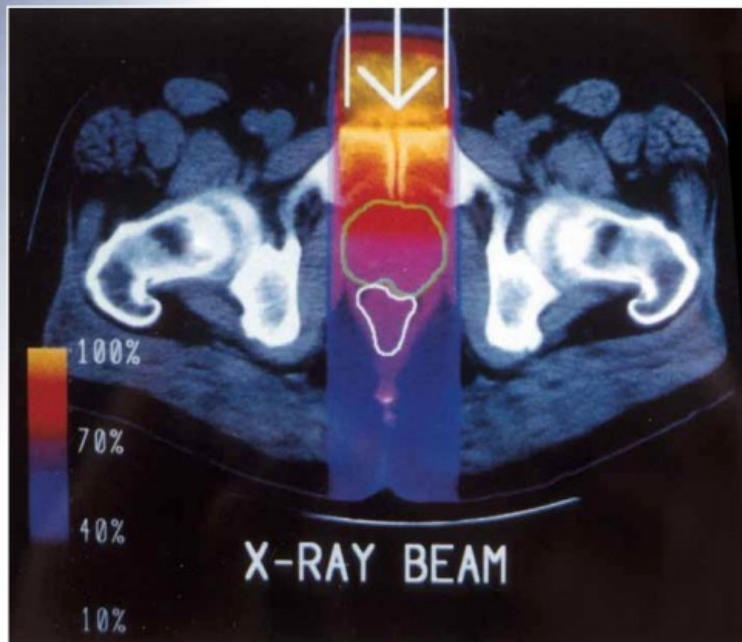
Przykład histogramu dawka-objętość (DVH, Dose Volume Histogram)



	mean	std	max	min	D_2	D_5	D_50	D_95	D_98	V_0Gy	V_0.3Gy	V_0.7Gy	V_1Gy	V_...
Core	0.6625	0.2176	1.0370	0.1450	1.0030	0.9853	0.6686	0.2460	0.1755	1	0.9265	0.4477	0.0250	
OuterTarget	1.6563	0.0659	1.7897	1.2866	1.7566	1.7450	1.6652	1.5323	1.4636	1	1	1	1	
BODY	0.1968	0.3777	1.7897	0	1.5510	1.0629	0.0091	0	0	1	0.1986	0.1230	0.0568	

Przykład planu leczenia z wykorzystaniem 5 wiązek fotonowych



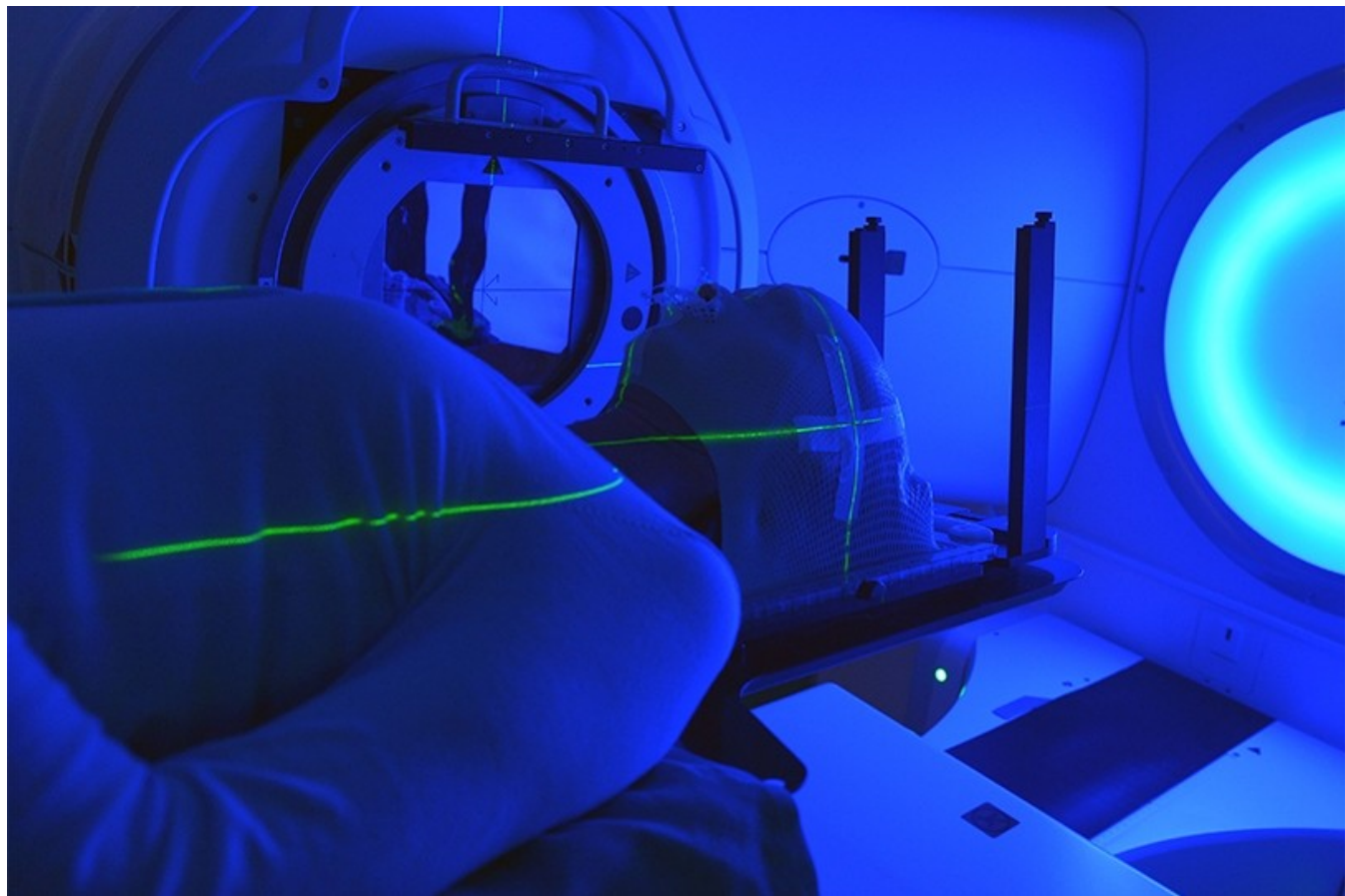


Naświetlania

Podanie jednej lub kilku dawek promieniowania (frakcjonowanie dawki)

Kontrola ułożenia pacjenta

Kontrola dawek otrzymywanych przez obszar tarczowy i narządy krytyczne



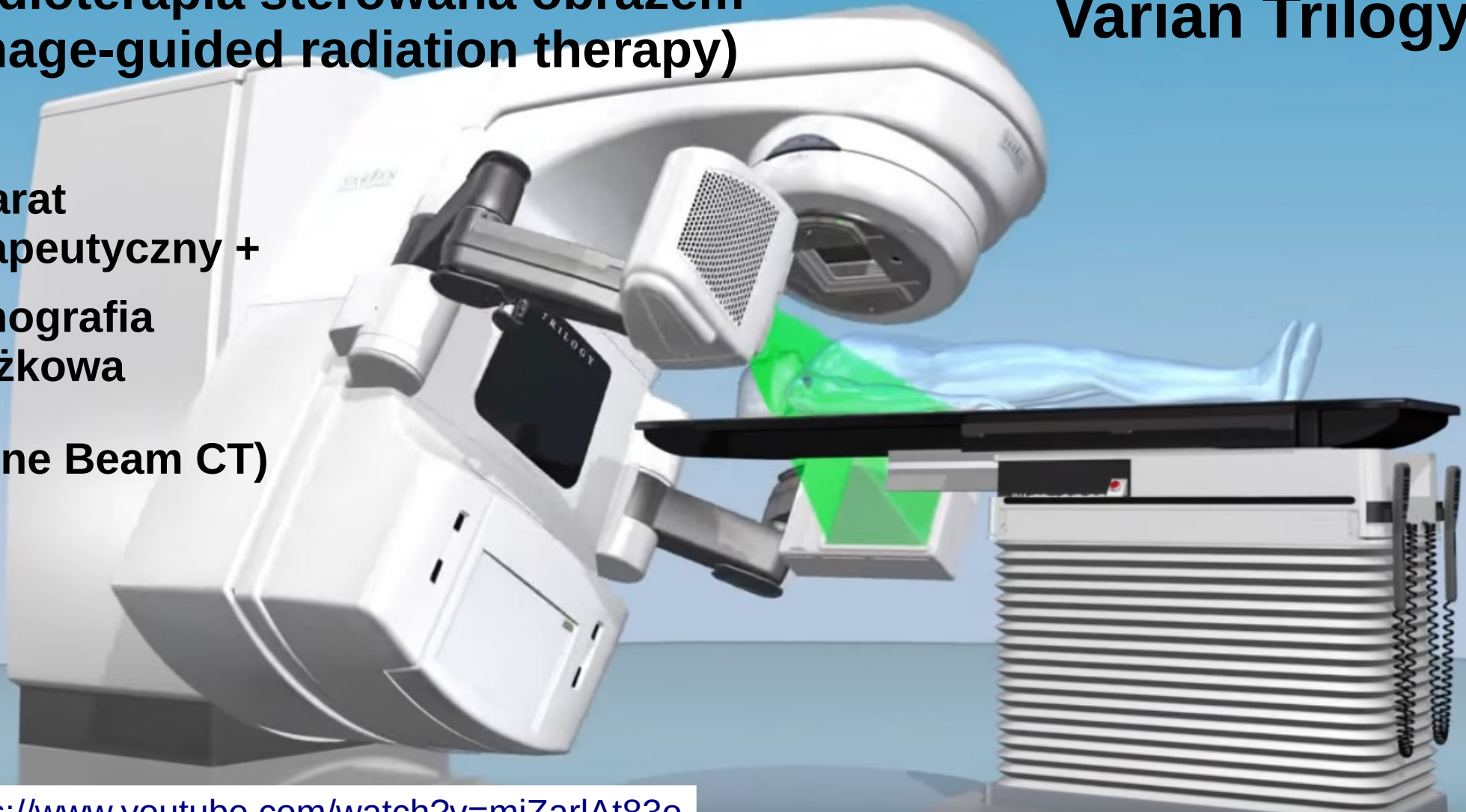


Slajdy dodatkowe

Radioterapia sterowana obrazem (Image-guided radiation therapy)

Varian Trilogy

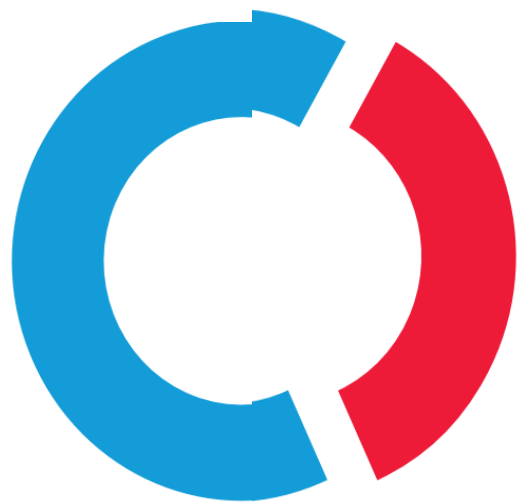
Aparat
terapeutyczny +
tomografia
stożkowa
(Cone Beam CT)



Narażenie na promieniowanie jonizujące

3,74 mSv

roczna całkowita dawka skuteczna promieniowania jonizującego otrzymana przez statystycznego mieszkańca Polski w 2018 r.



ŹRÓDŁA

NATURALNE

65%

2,43 mSv



ŹRÓDŁA

SZTUCZNE

35%

1,31 mSv



DIAGNOSTYKA MEDYCZNA

34,7% 1,3 mSv

Na statystyczną dawkę składają się dawki otrzymywane przy badaniach, w których stosowano:

Narażenie na promieniowanie jonizujące

Szacunkowe dawki promieniowania jonizującego w diagnostyce

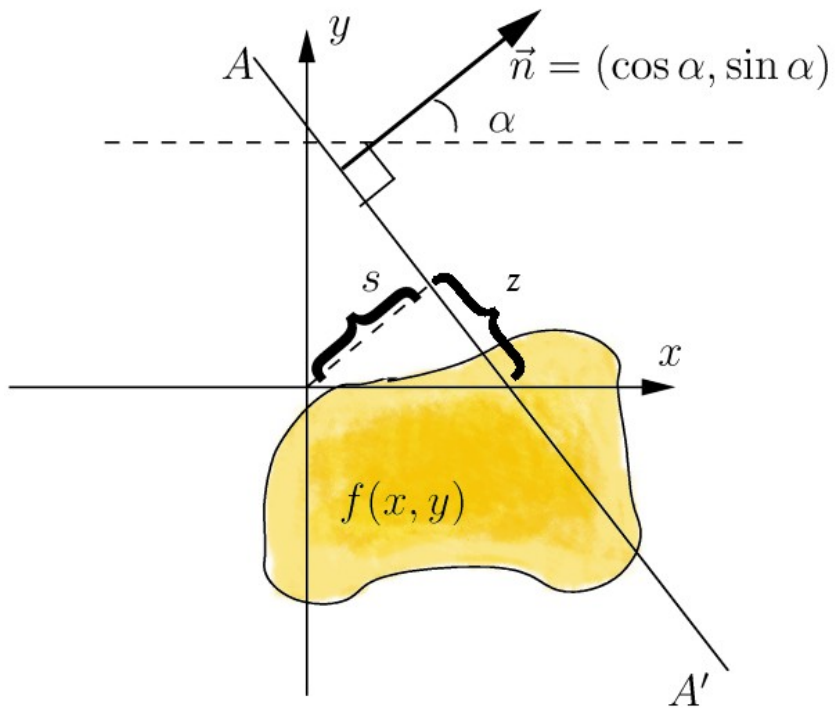
- RTG ręki lub nogi → 0,001 mSv
- RTG dentystyczne → 0,005 mSv
- RTG klatki piersiowej → 0,11 mSv
- Tomografia komputerowa klatki piersiowej → 7 mSv
- Tomografia komputerowa kręgosłupa → 6 mSv
- Badanie PET-CT → 0,5 – 25 mSv

Transformata Radona

1917 Johann Radon

$$f(x, y) \rightarrow f(\alpha, s)$$

$$\begin{aligned} Rf(\alpha, s) &= \int_{-\infty}^{\infty} f(x(z), y(z)) dz \\ &= \int_{-\infty}^{\infty} f((z \sin \alpha + s \cos \alpha), (-z \cos \alpha + s \sin \alpha)) dz \end{aligned}$$



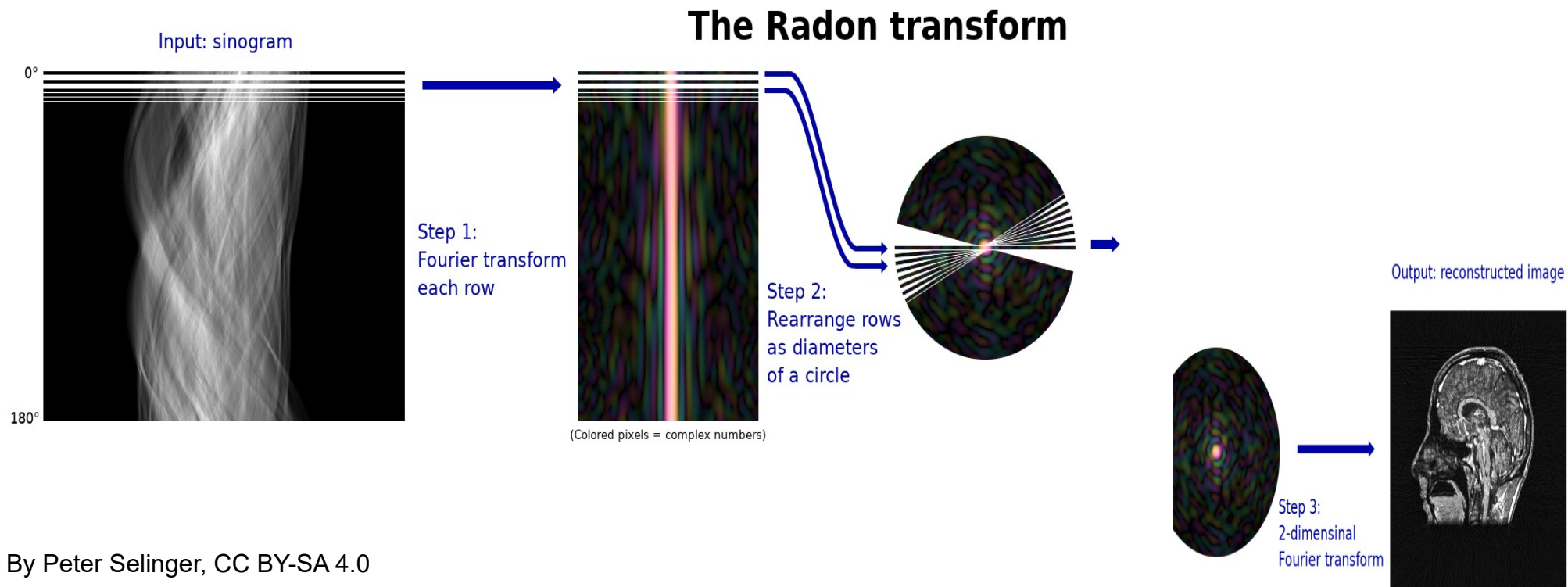
Odwrotna Transformata Radona

$$Rf(\alpha, s) \rightarrow f(x, y)$$

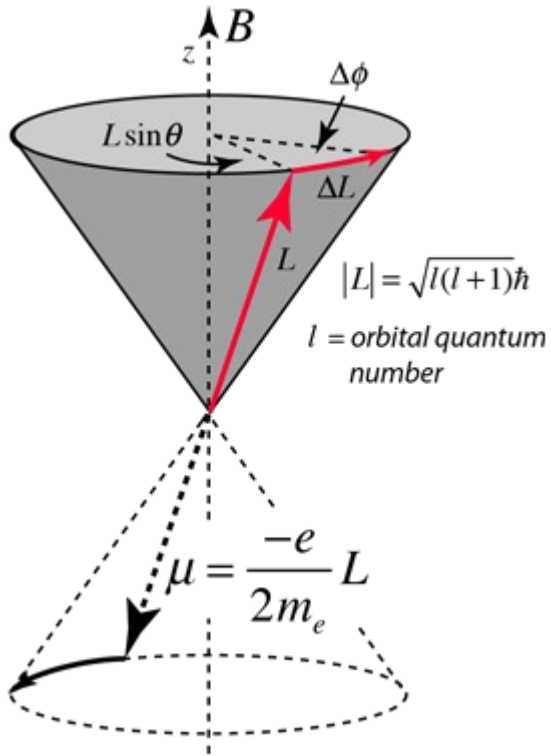
→ rozkład gęstości

Transformata Radona → Tomografia

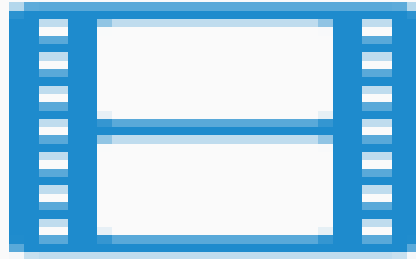
Transformacja Radona (1917) → Tomografia komputerowa (1962 – patent)
1971 → pierwszy pacjent

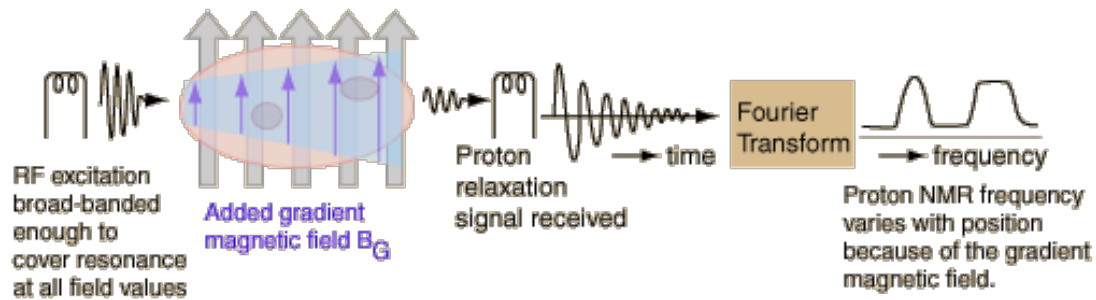
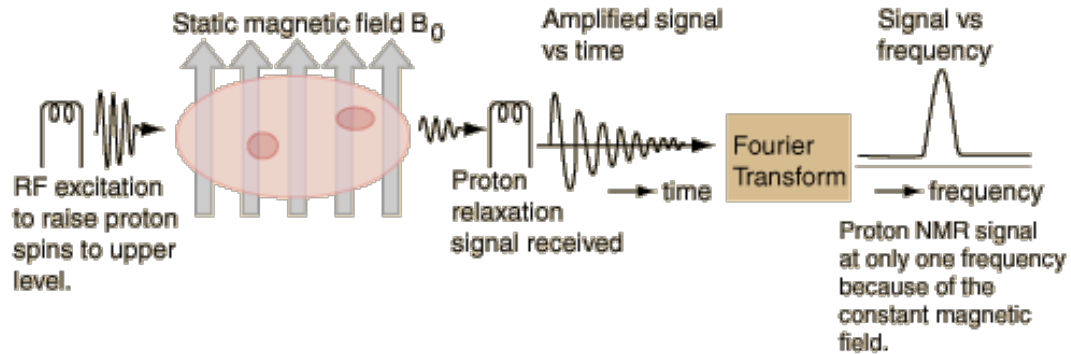


Magnetyczny Rezonans Jądrowy (Magnetic Resonance Imaging - MRI)



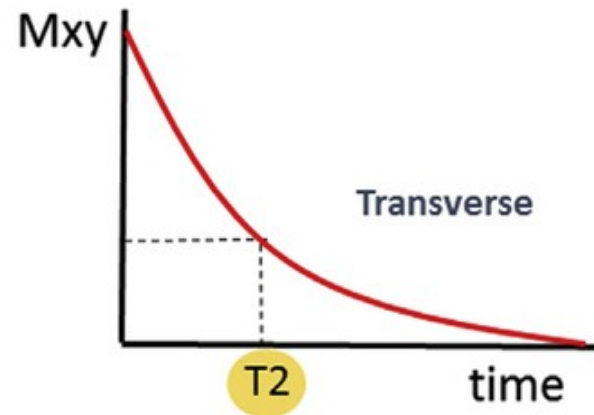
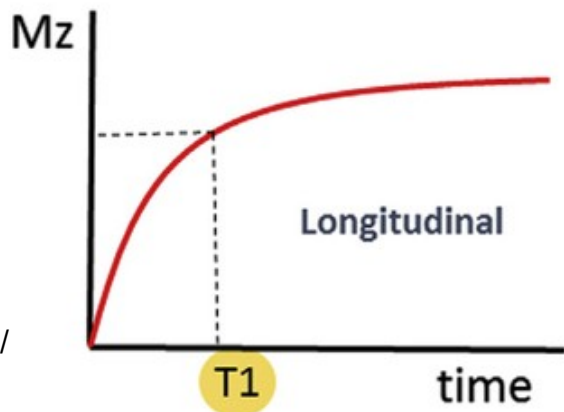
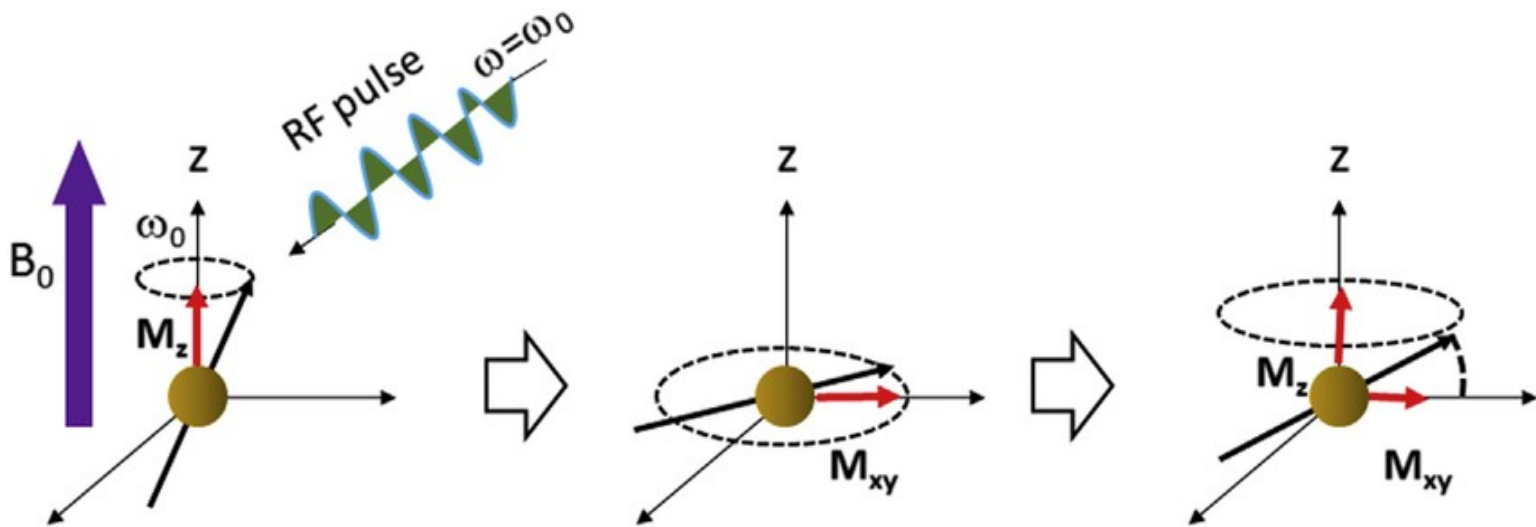
Precesja Larmora $\omega = -\gamma B$





Magnetyczny Rezonans Jądrowy

Precesja Larmora



- 
- Informacje nt parametrów symulacji:

Energie wiązek:

Fotony: 6 MeV

Protony: 30 – 240 MeV

Jony węgla: 115 – 400 MeV

RBE = Relative Biological Effectiveness