

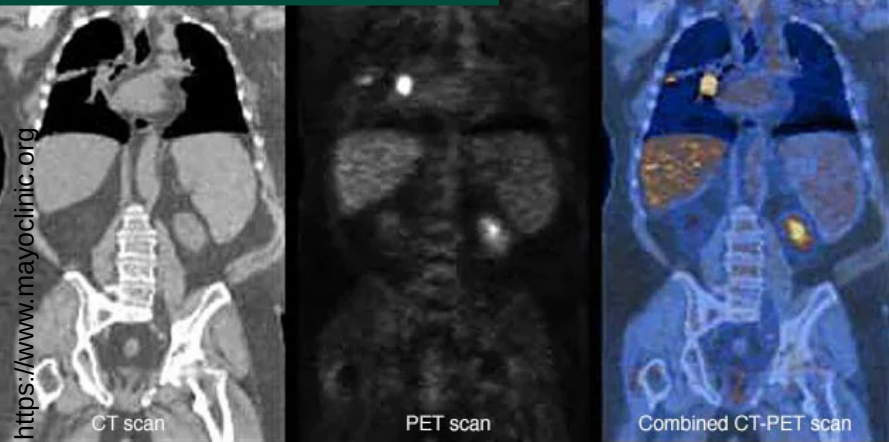
Radioterapia wprowadzenie Cz. II



Akcelerator medyczny
EDGE w Narodowym
Instytucie Onkologii w
Warszawie

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

1. Diagnostyka i obrazowanie

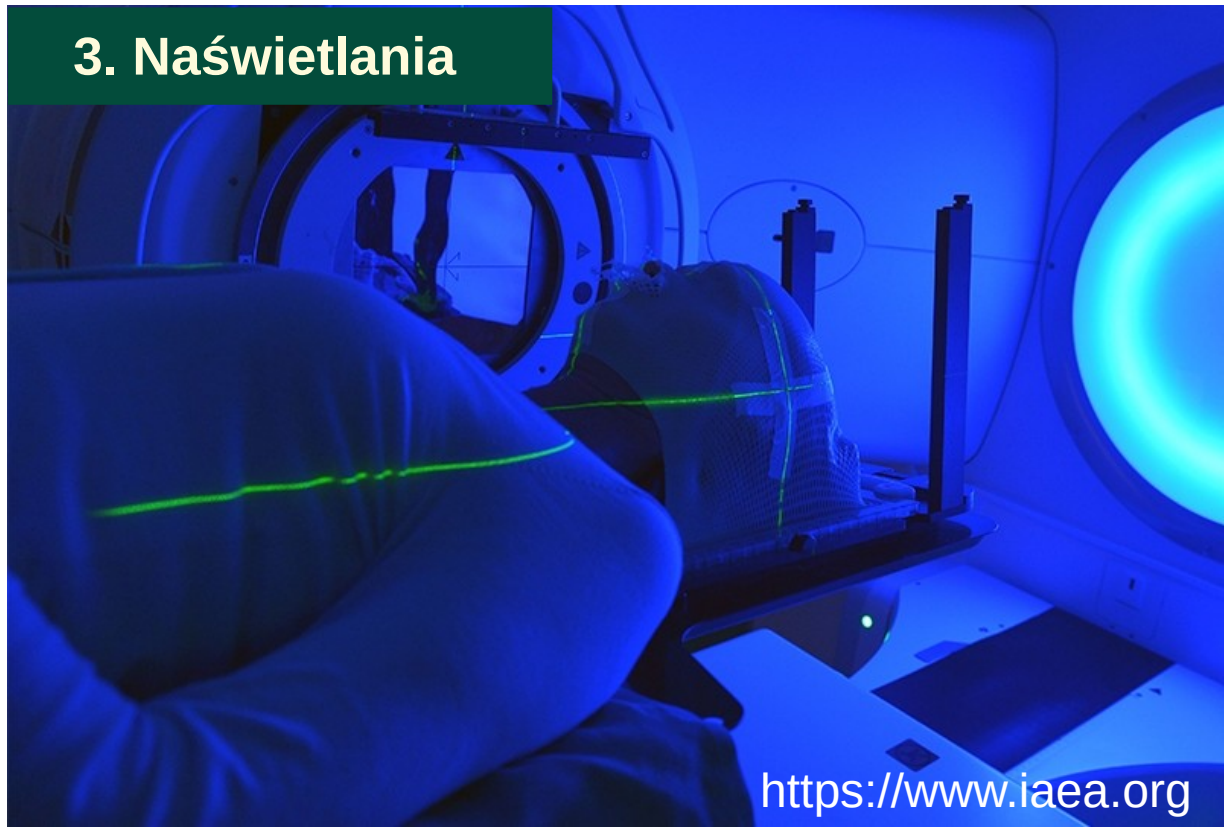


2. Planowanie leczenia



Radioterapia: Główne etapy

3. Naświetlania



<https://www.iaea.org>




Diagnostyka i obrazowanie

Ultrasonografia, USG

Głowica USG

Wysłanie ultradźwięków

t_0 

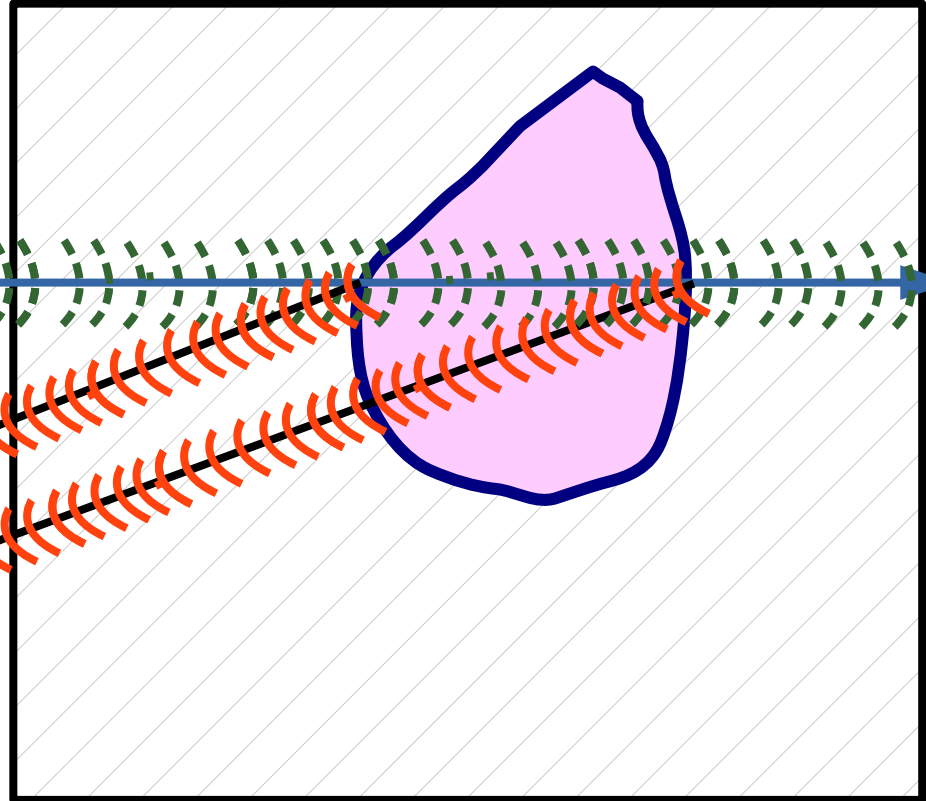


Echo 1

t_1 

Echo 2

t_2 



Głowica USG

Ultrasonograf
SIEMENS

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

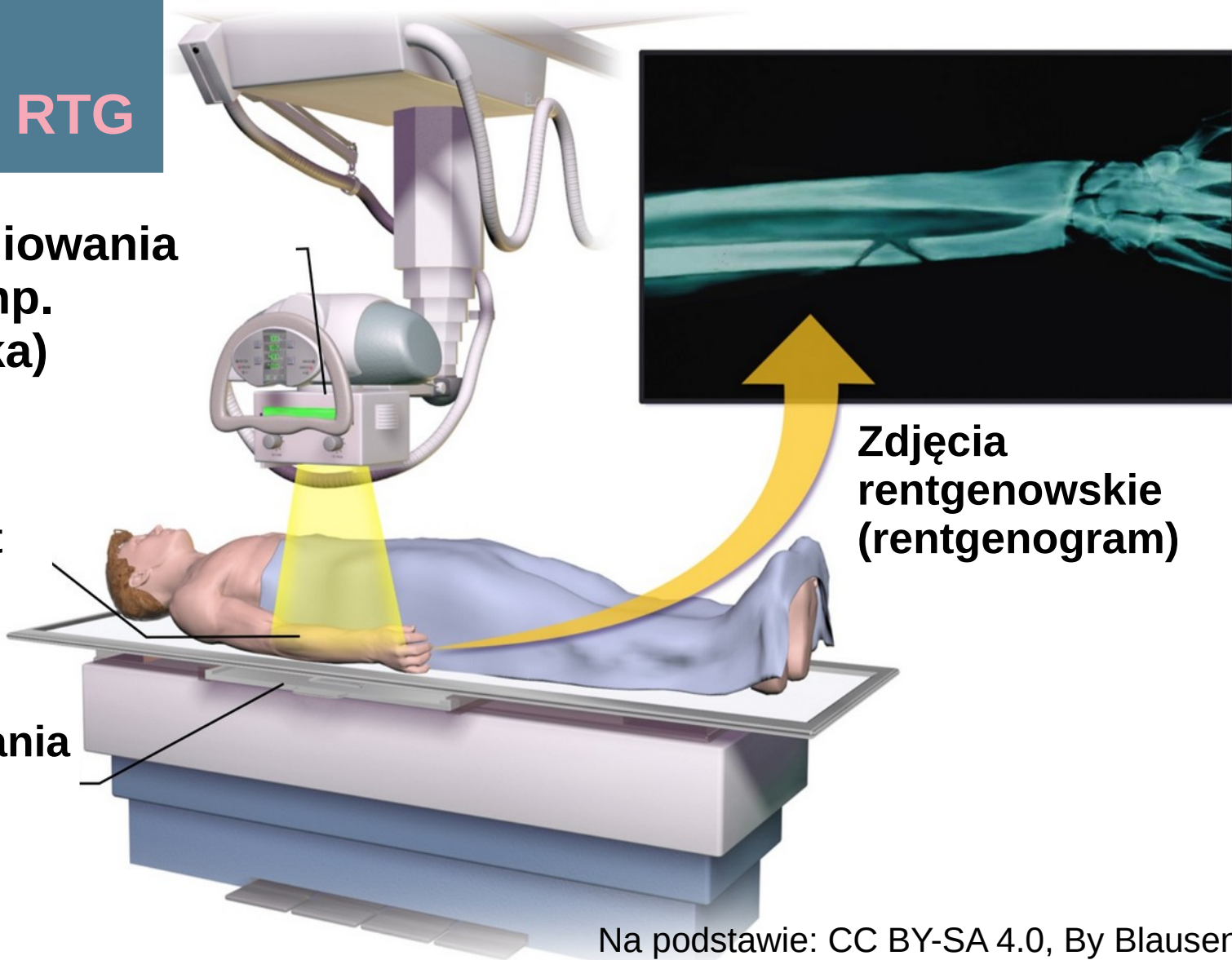


Zdjęcie rentgenowskie, RTG

Generator promieniowania rentgenowskiego (np. lampa rentgenowska)

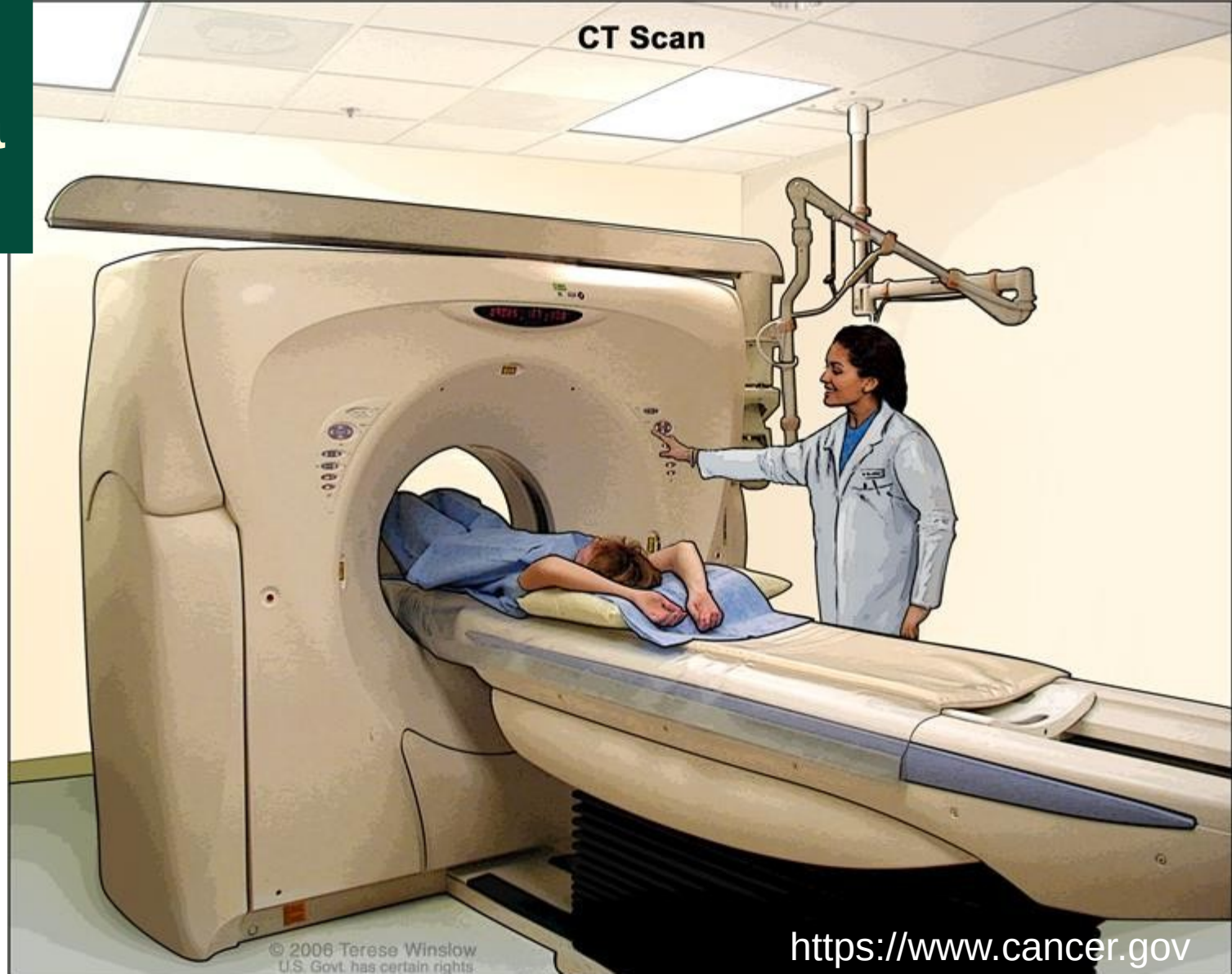
Prześwietlany obiekt

Detektor promieniowania rentgenowskiego (np. klisza)

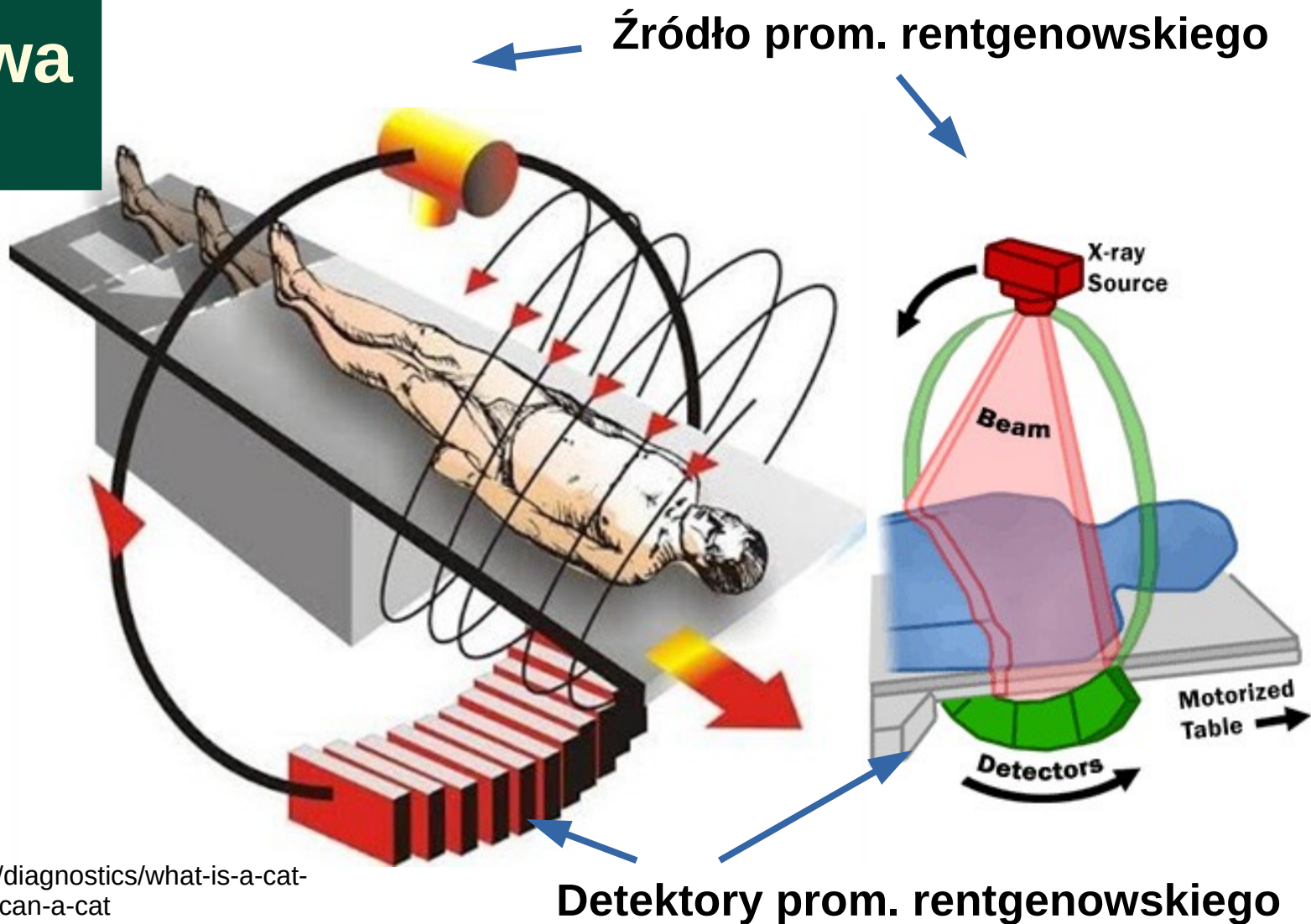


Zdjęcia rentgenowskie (rentgenogram)

Tomografia komputerowa TK / CT



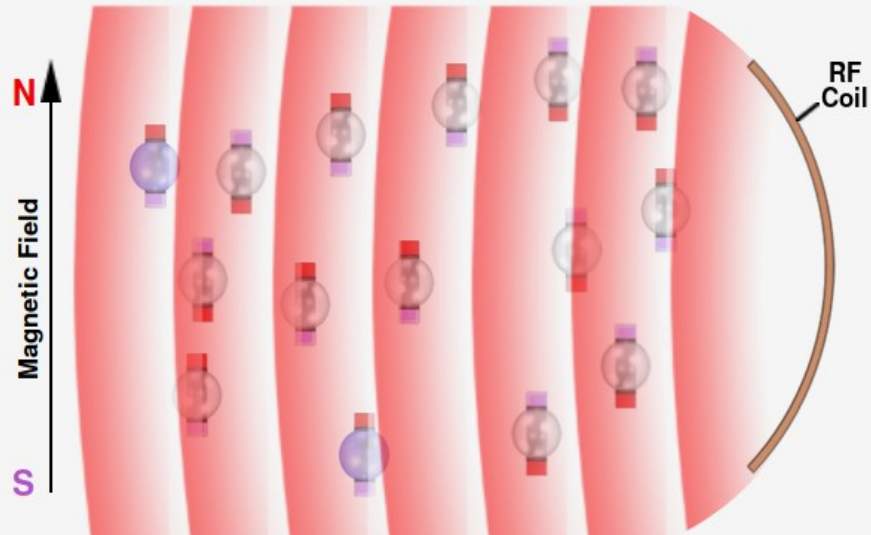
Tomografia komputerowa TK / CT



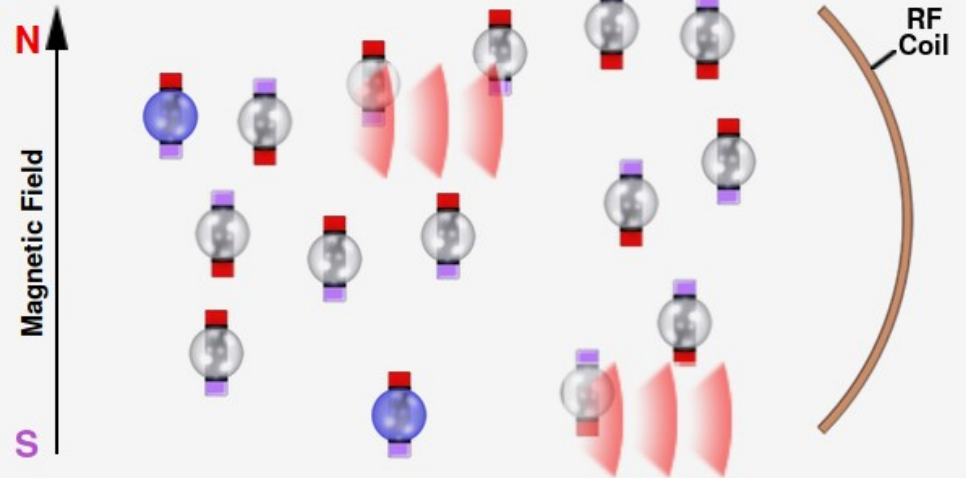
Rysunek zaczerpnięty z
<https://www.medicwiz.com/medtech/diagnostics/what-is-a-cat-scanner-hint-it-s-not-a-machine-to-scan-a-cat>

Magnetyczny Rezonans Jądrowy, MRI

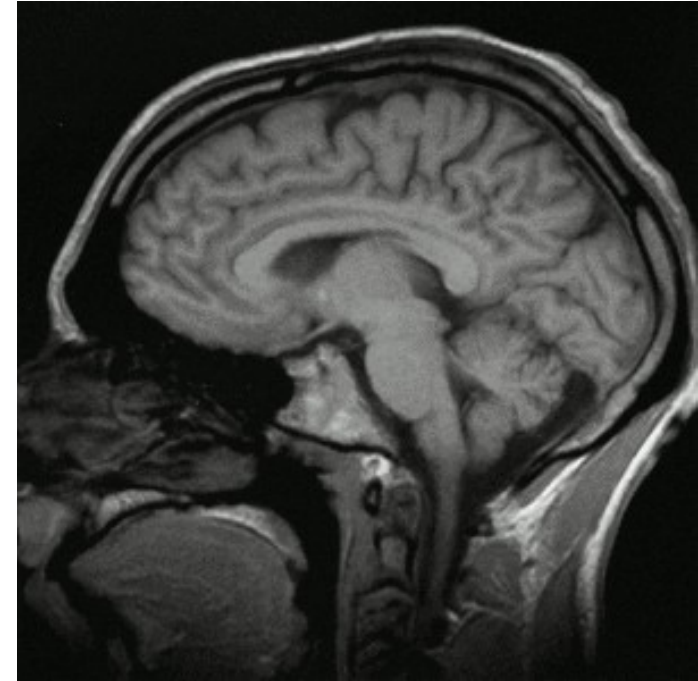
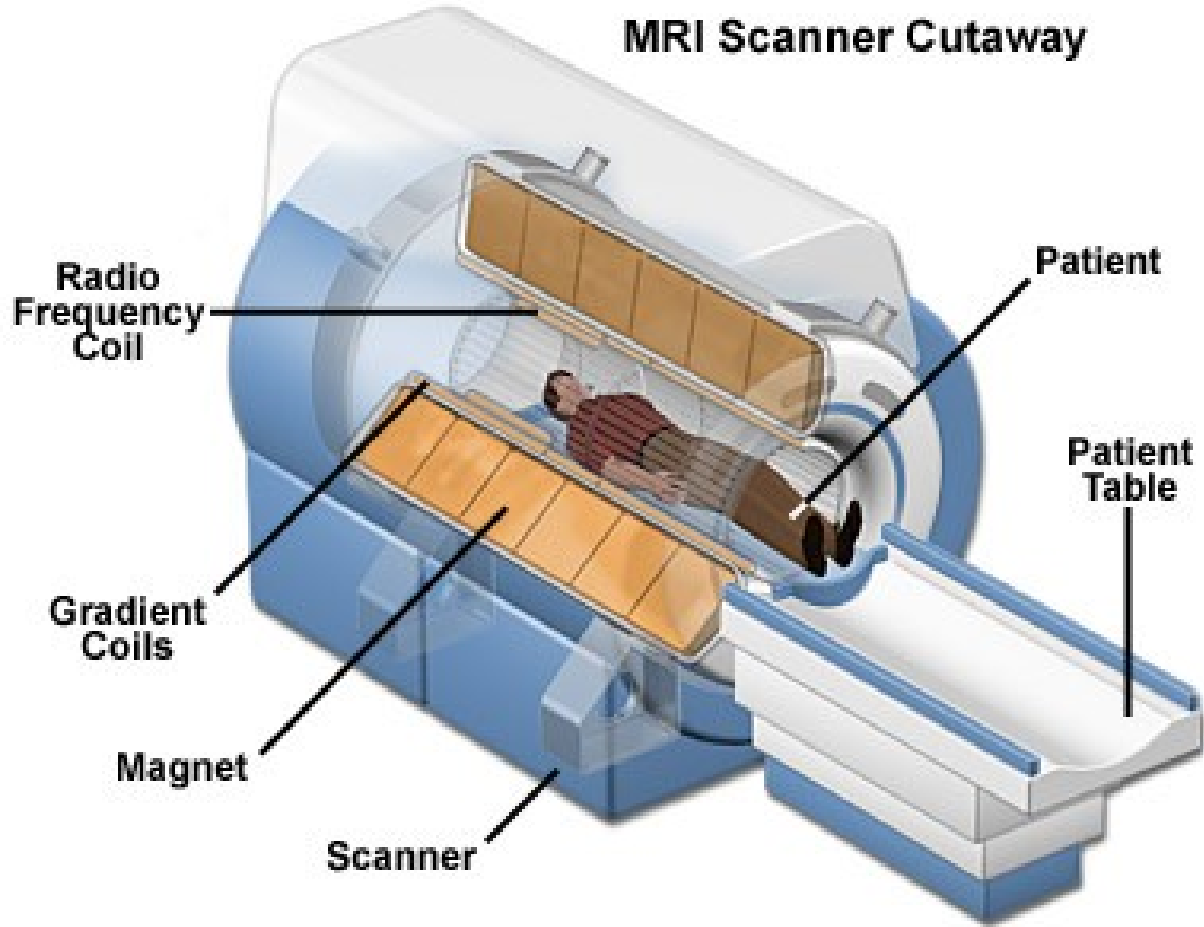
1. Wysłana fala elektromagnetyczna „pobudza” atomy



2. Atomy wracając do równowagi emitują fale elektromagnetyczne



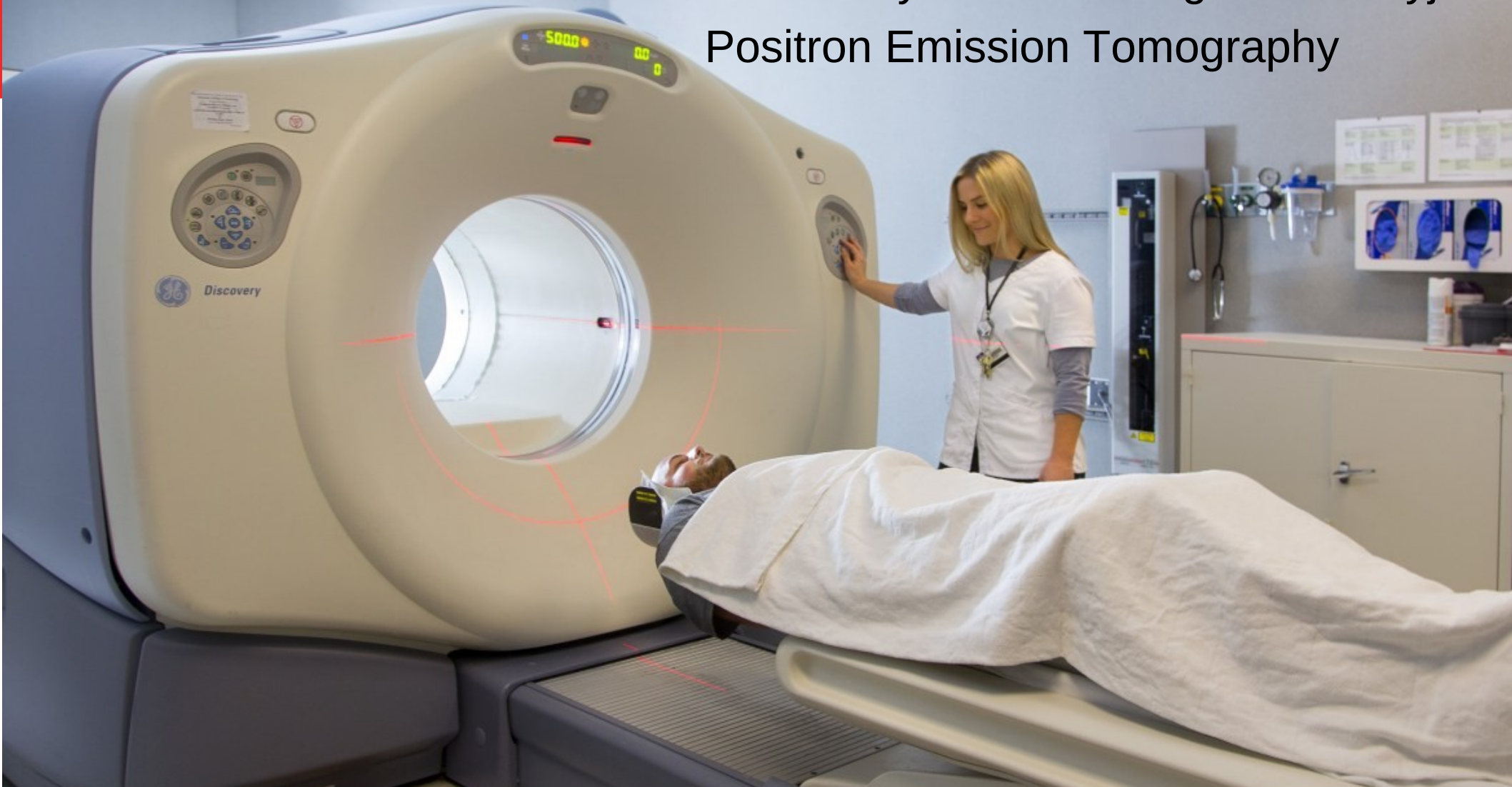
Magnetyczny Rezonans Jądrowy

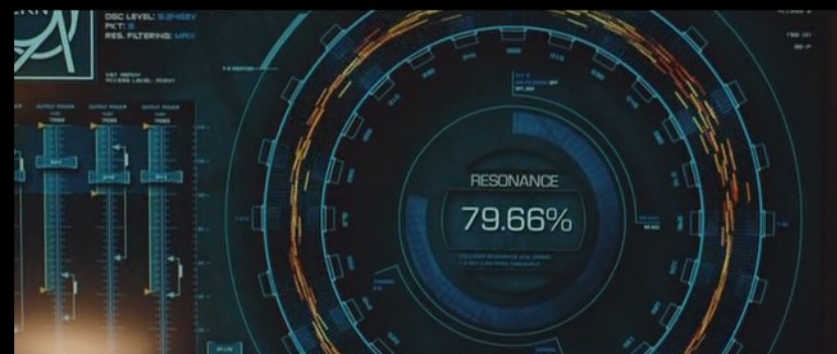


By Christian R. Linder, CC BY-SA 3.

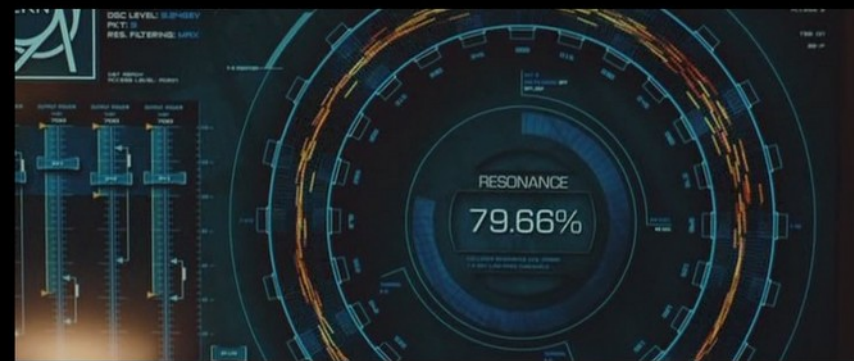
PET: Pozytonowa tomografia emisyjna

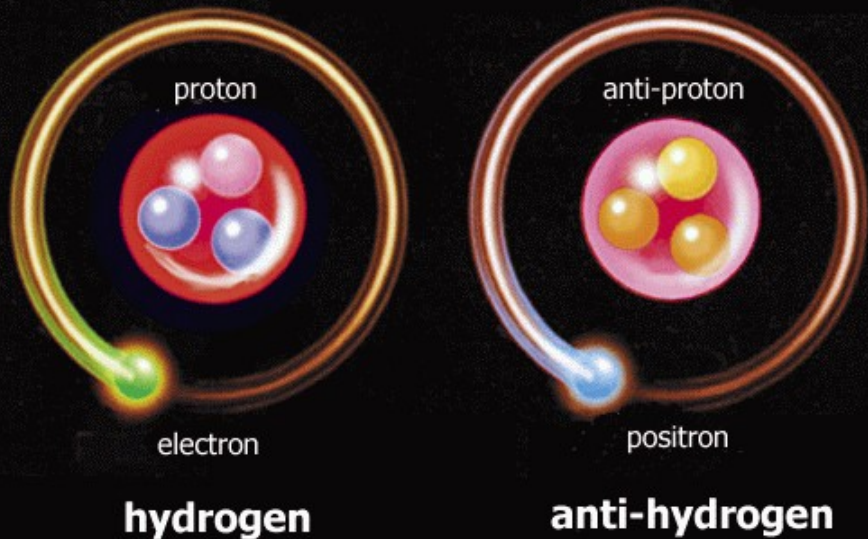
Positron Emission Tomography





Kadry z filmu „Anioły i demony”

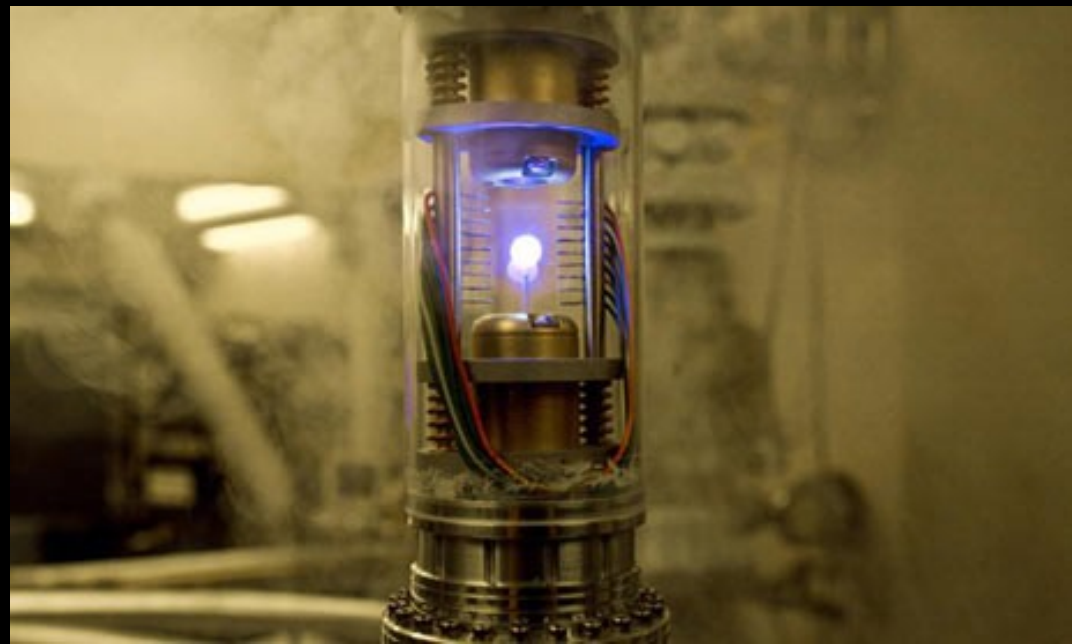




Czym jest antymateria?

Ta sama masa, przeciwny ładunek

Czy antymaterię możemy zaobserwować, złapać i uwięzić?





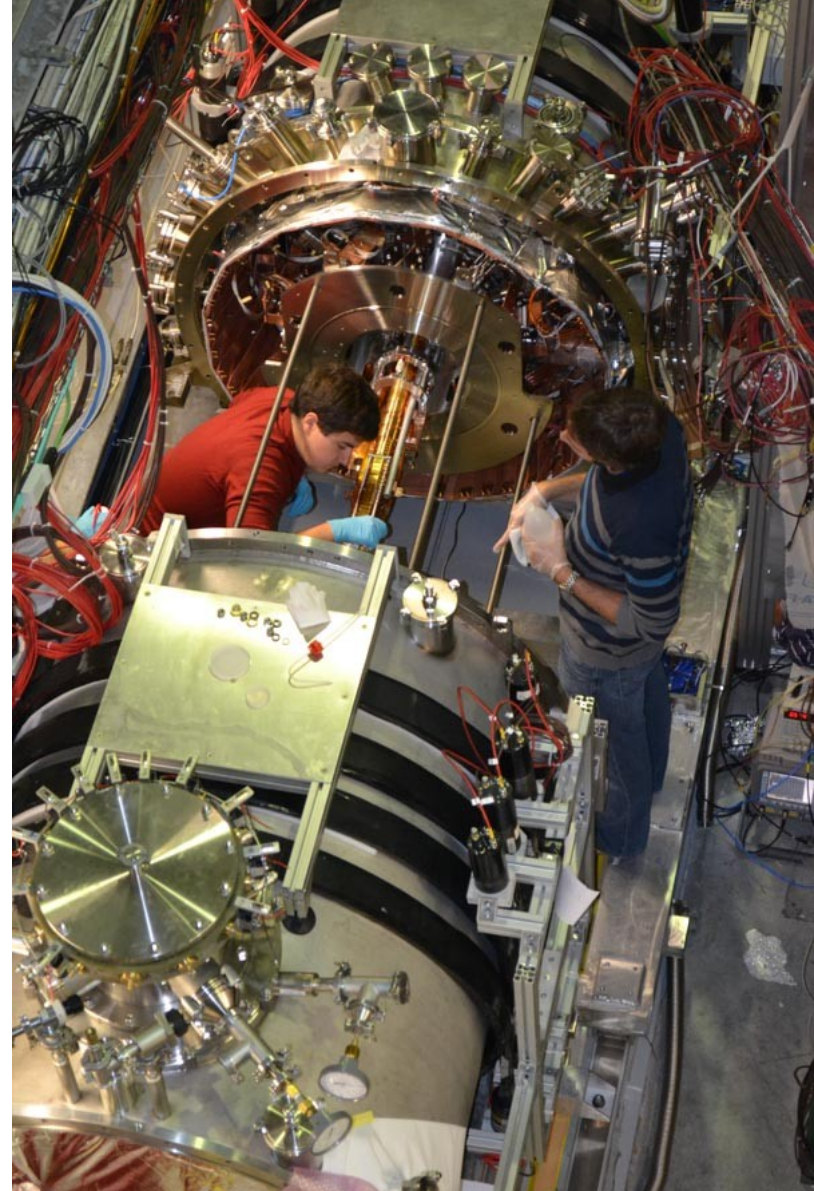


AEGIS EXPERIMENT

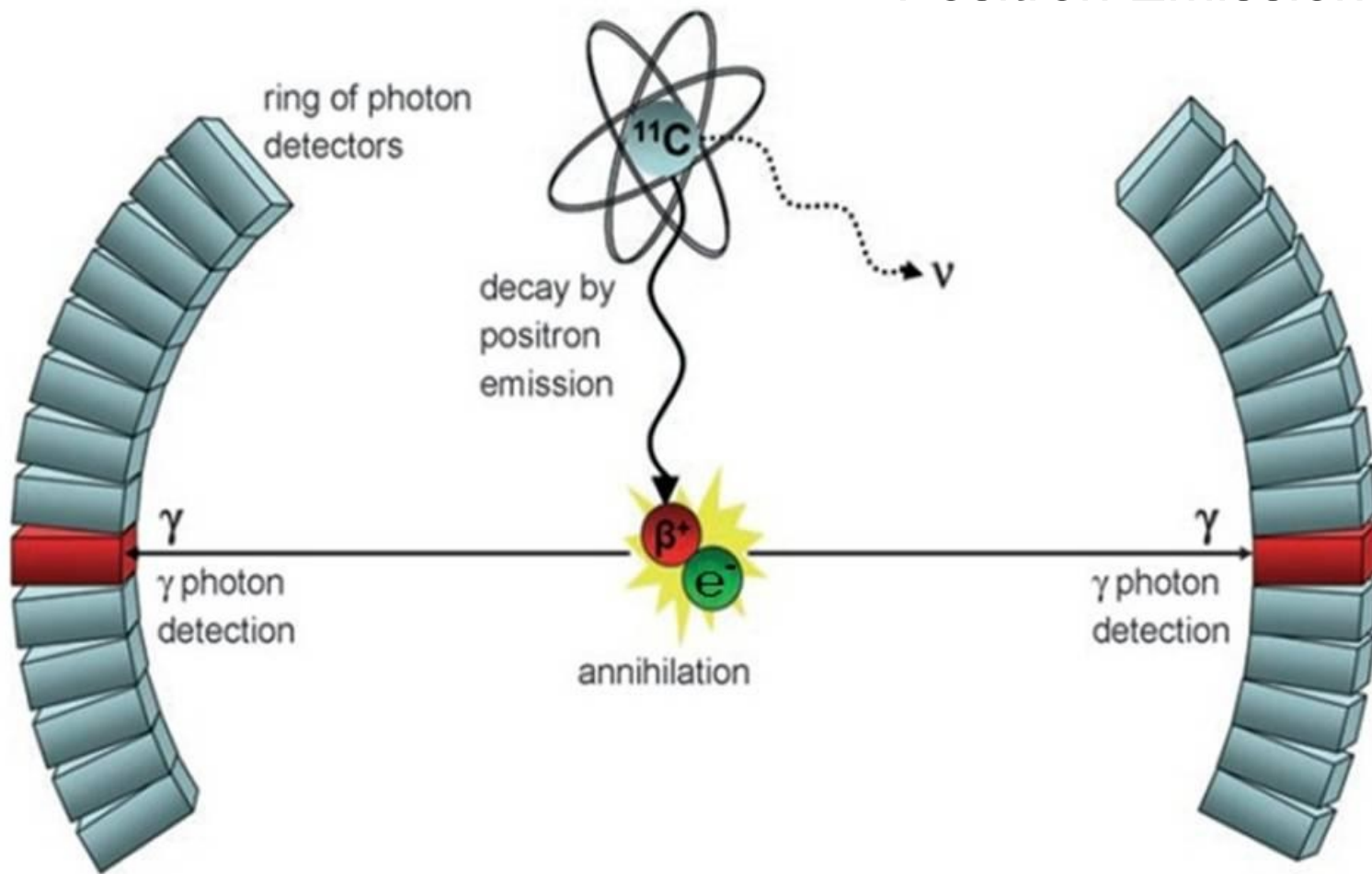
<https://aegis.web.cern.ch/home.html>

Antihydrogen Experiment: Gravity, Interferometry, Spectroscopy (AEGIS)

Główny cel: badanie
oddziaływania grawitacji na
antymaterię



Positron Emission Tomography (PET)



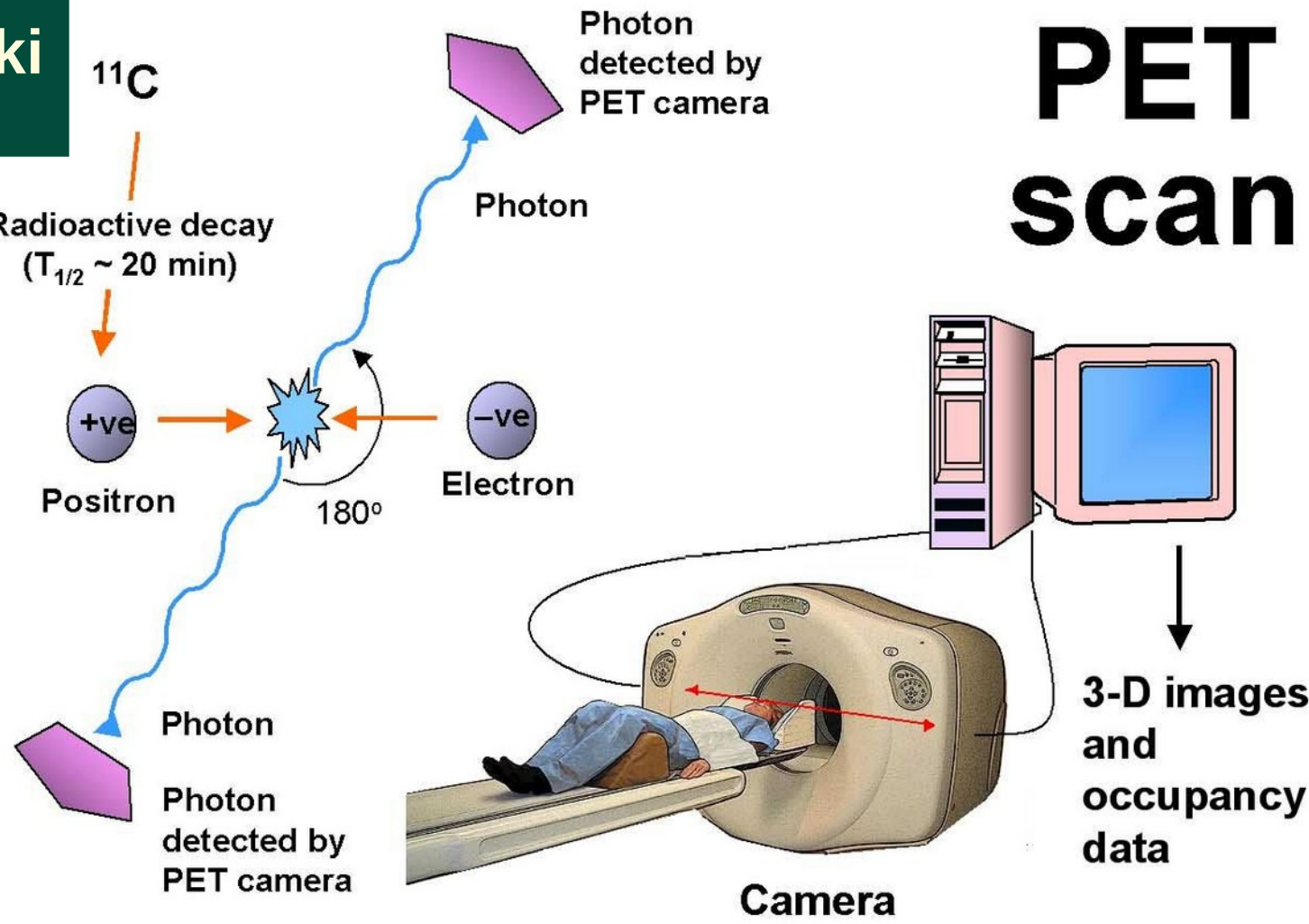
Radiofarmaceutyki

PET scan

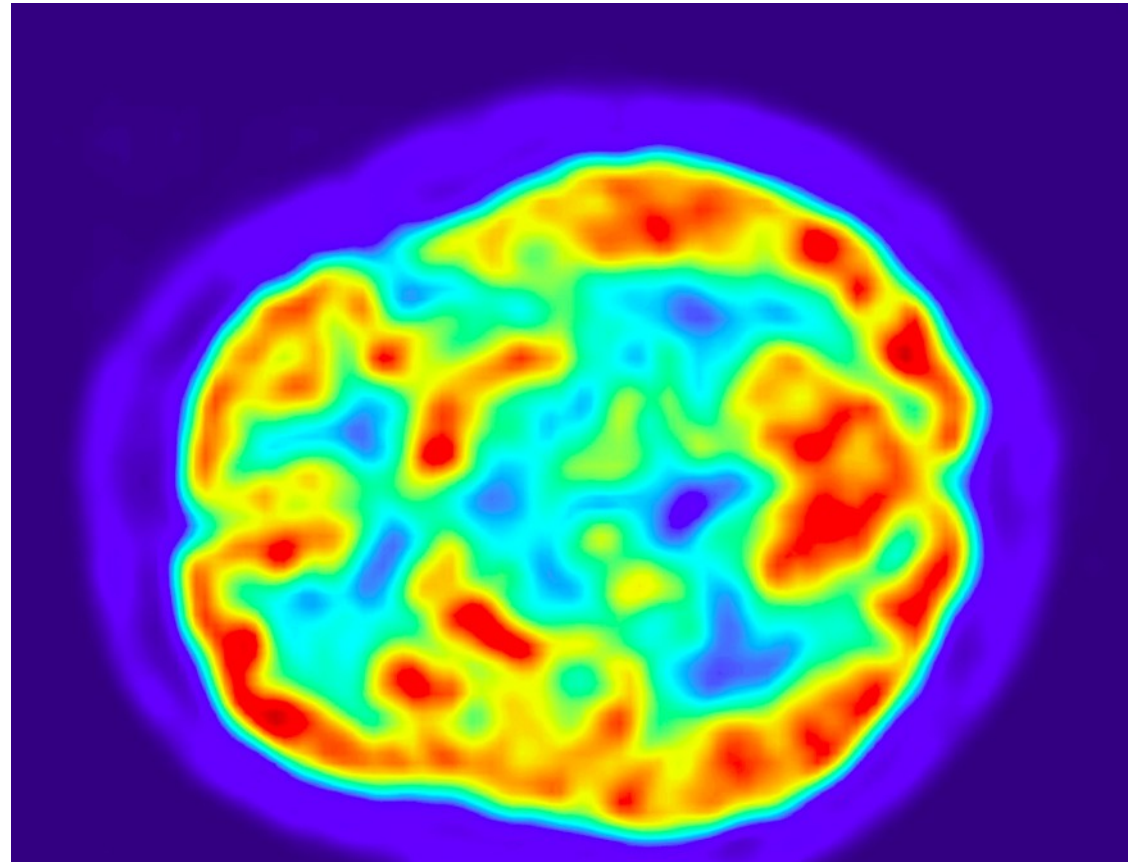
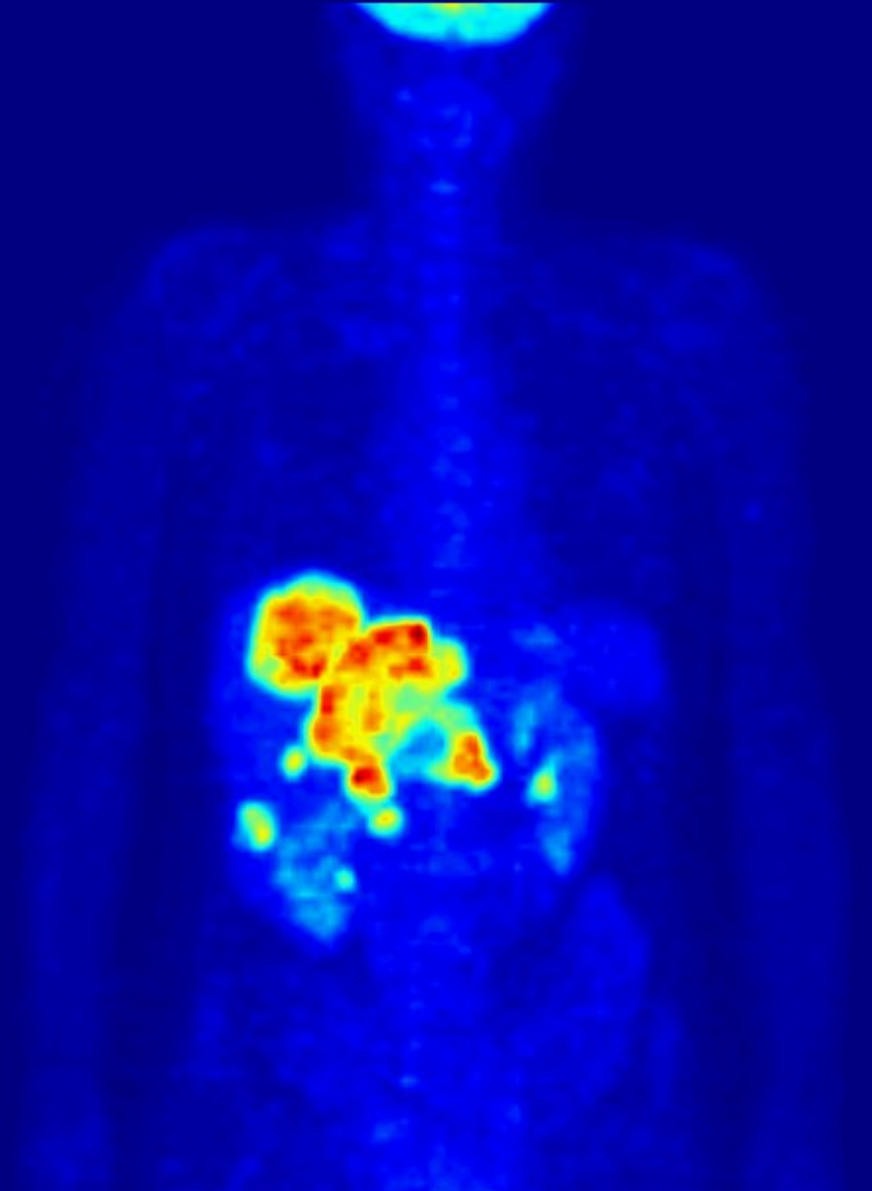
Rozpad beta+

Pierwiastki:

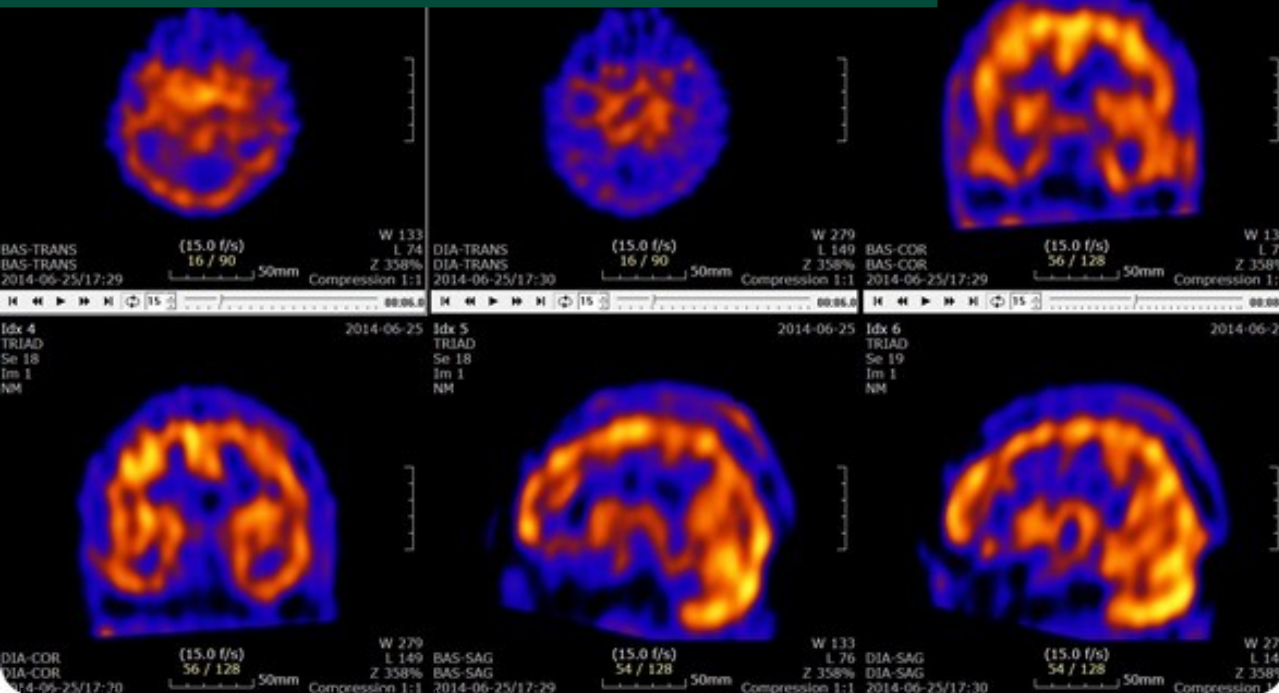
- ^{11}C , ^{13}N ,
- ^{15}O , ^{18}F



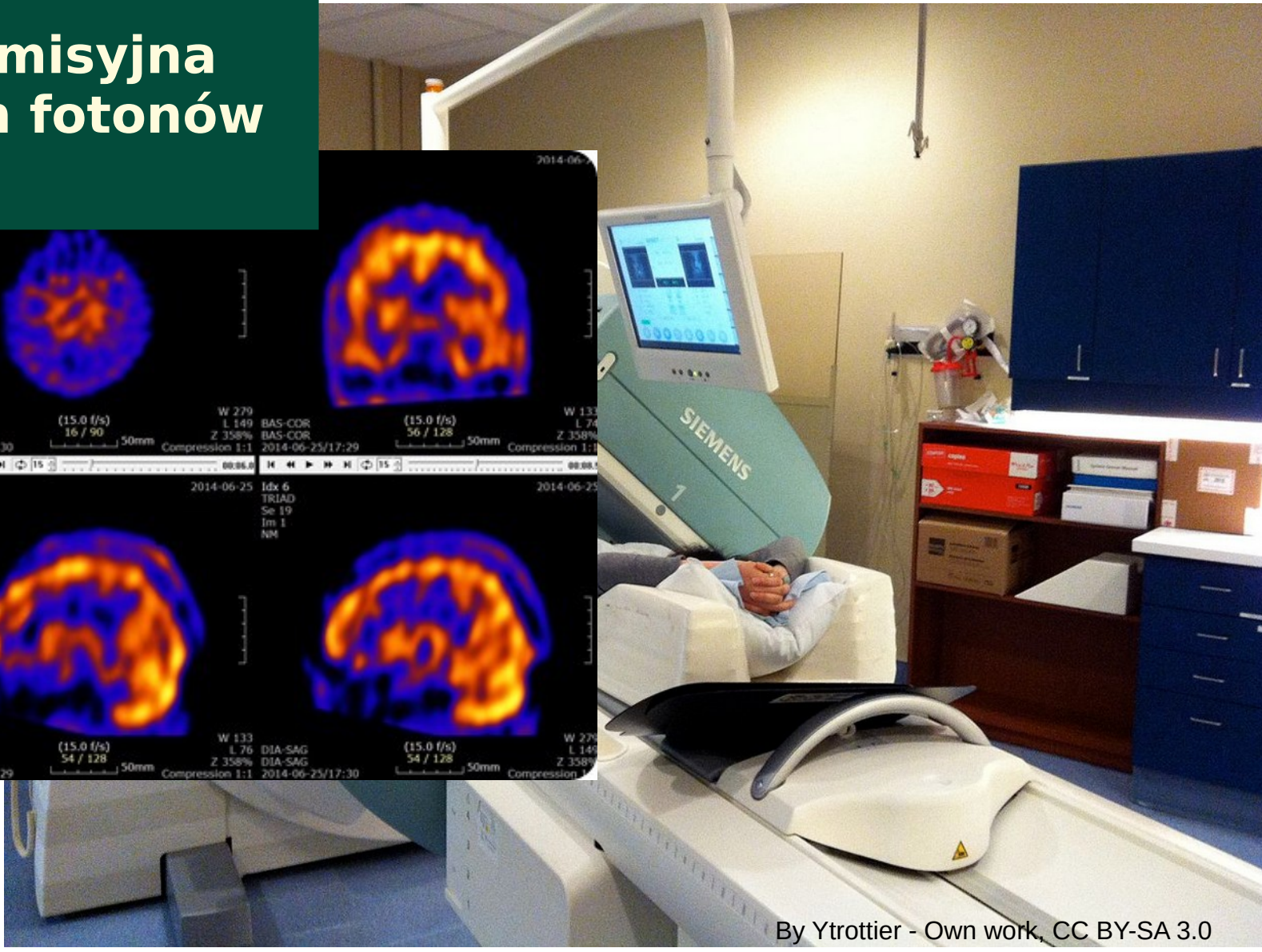
Positron Emission Tomography (PET)



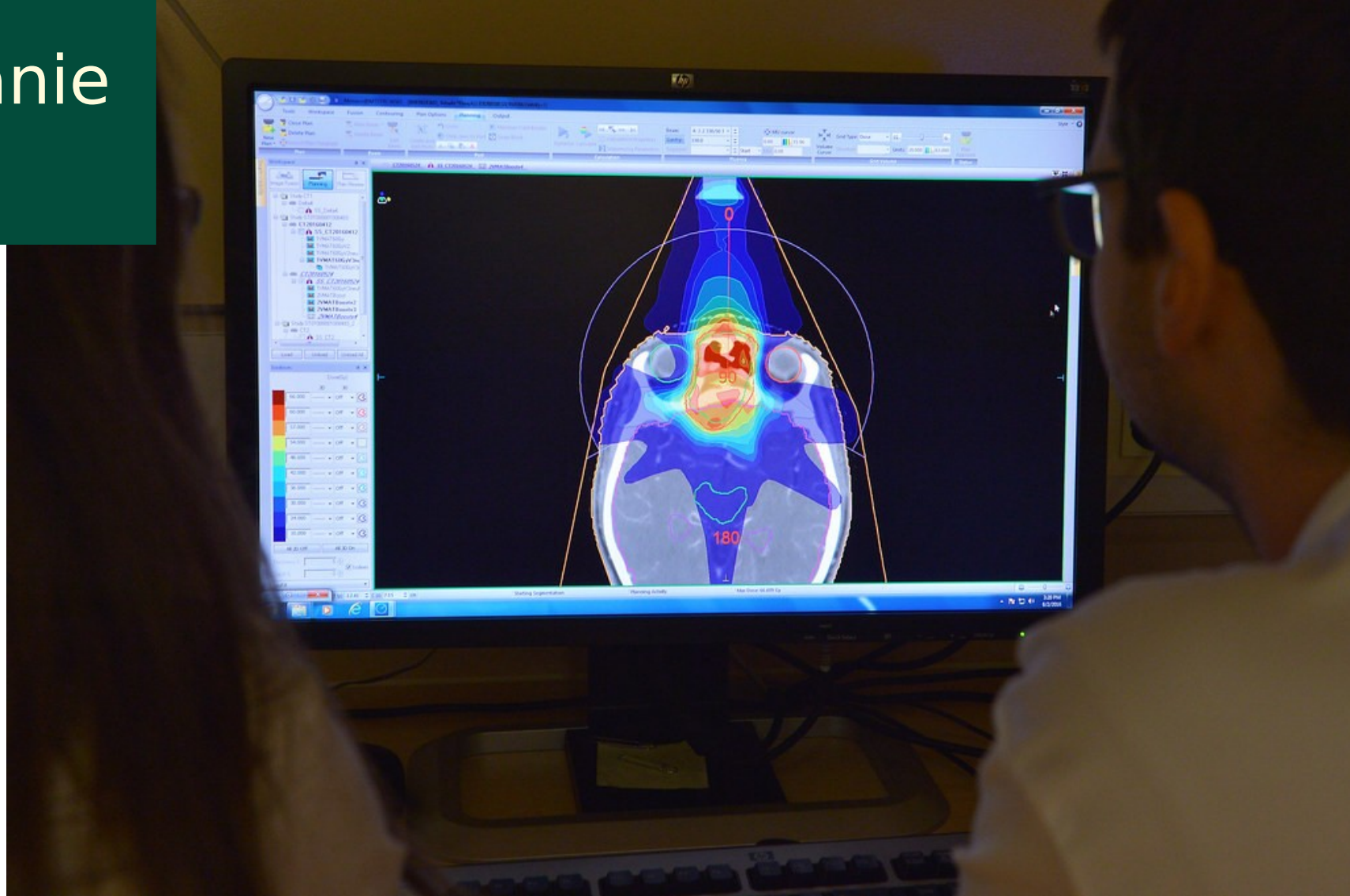
Tomografia emisyjna pojedynczych fotonów SPECT



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



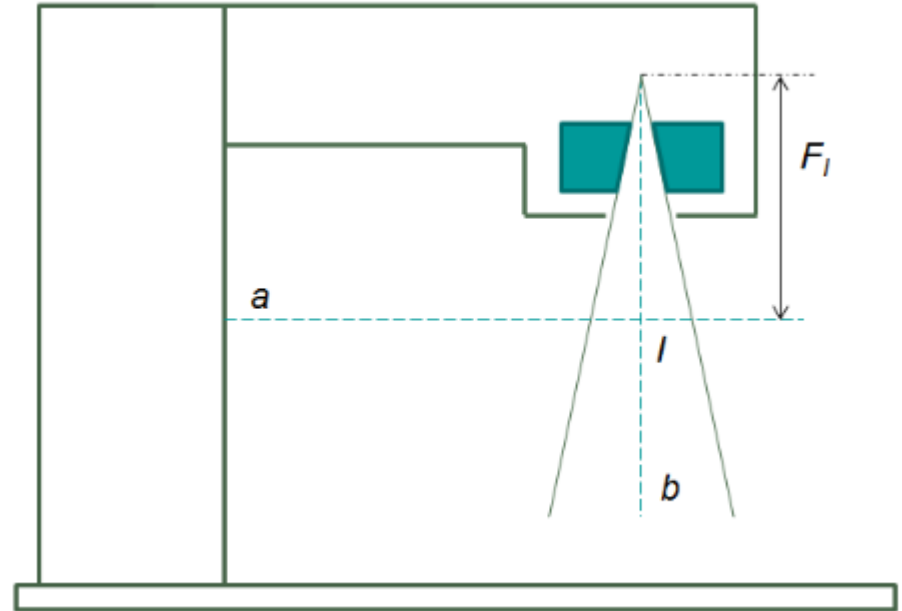
Planowanie leczenia



Geometria aparatu

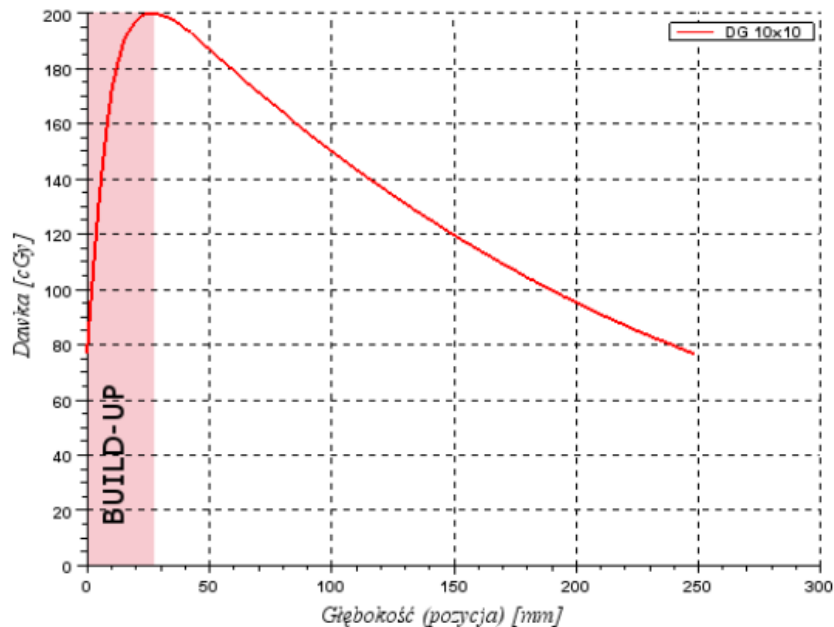
- a → oś obrotu ramienia (gantry);
- b → oś obrotu kolimatora (oś centralna wiązki);
- i → izocentrum;
- F_i → odległość izocentryczna

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



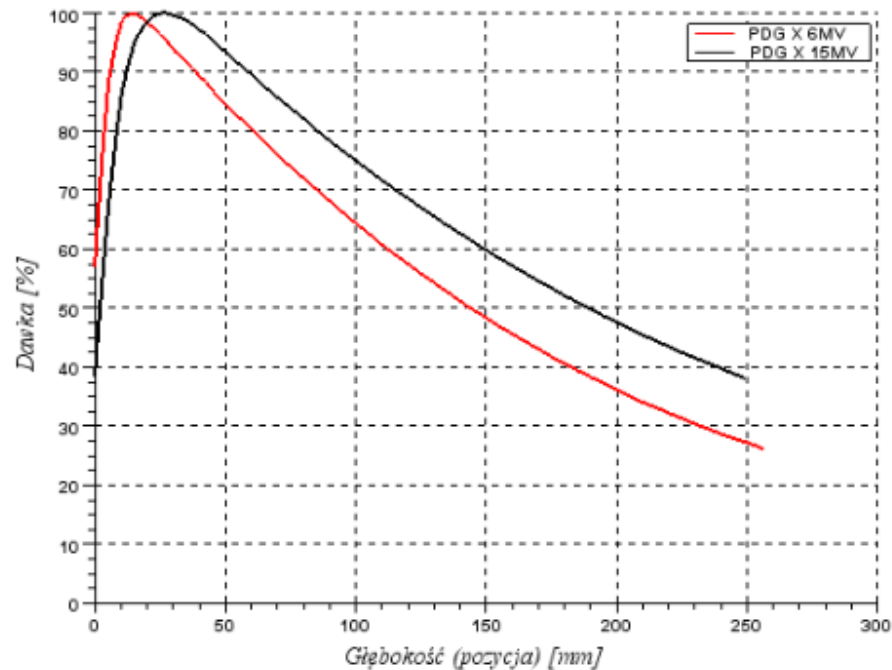
Dawka głęboka i Procentowa Dawka Głęboka

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



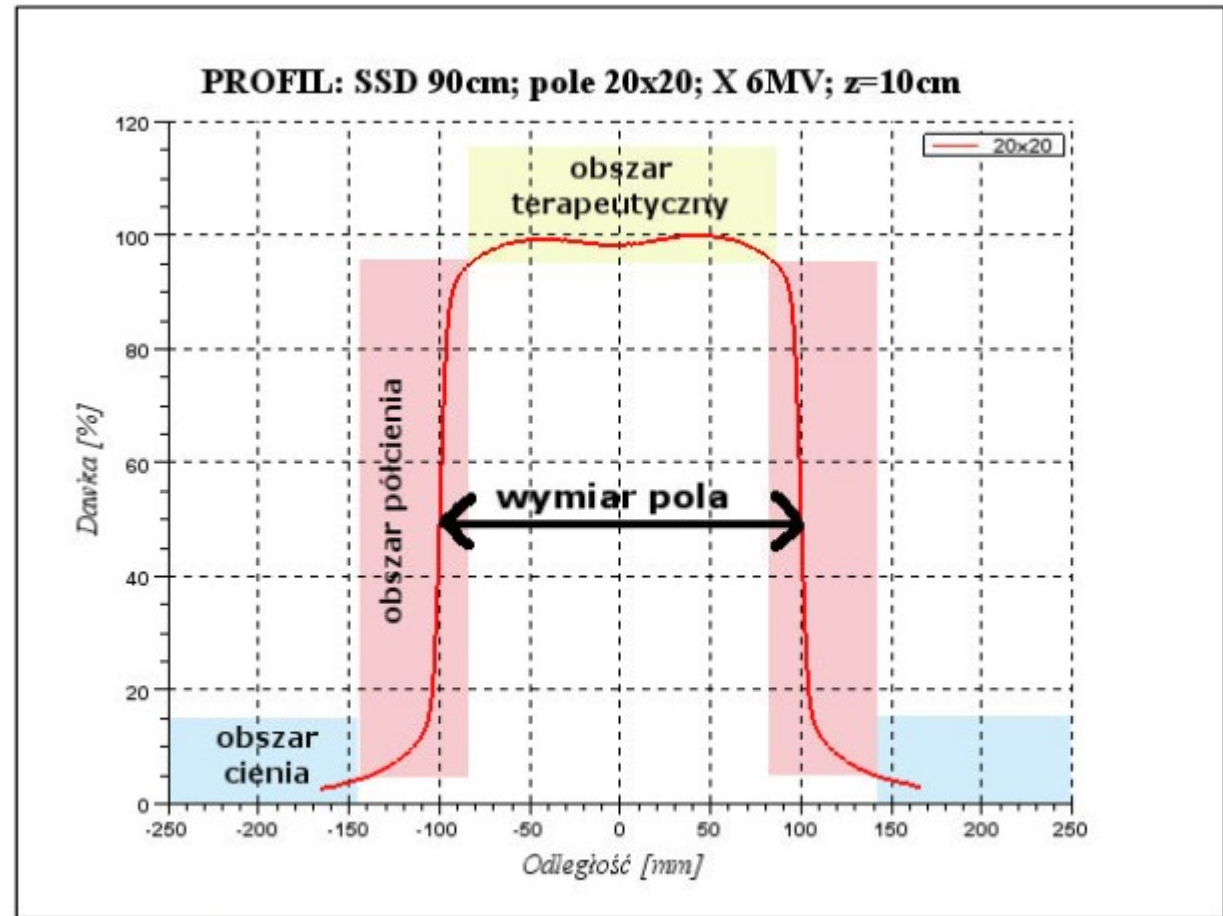
DG dla pola 10cm x 10cm, SSD = 90cm, wiązka fotonowa o energii 15MV.

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

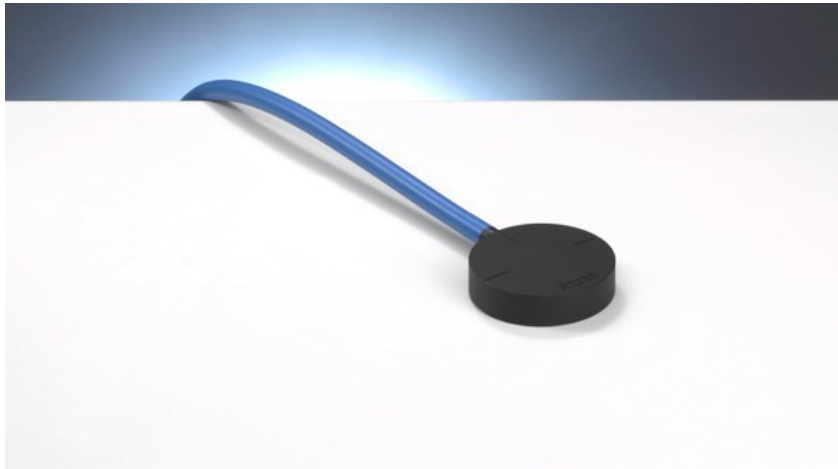
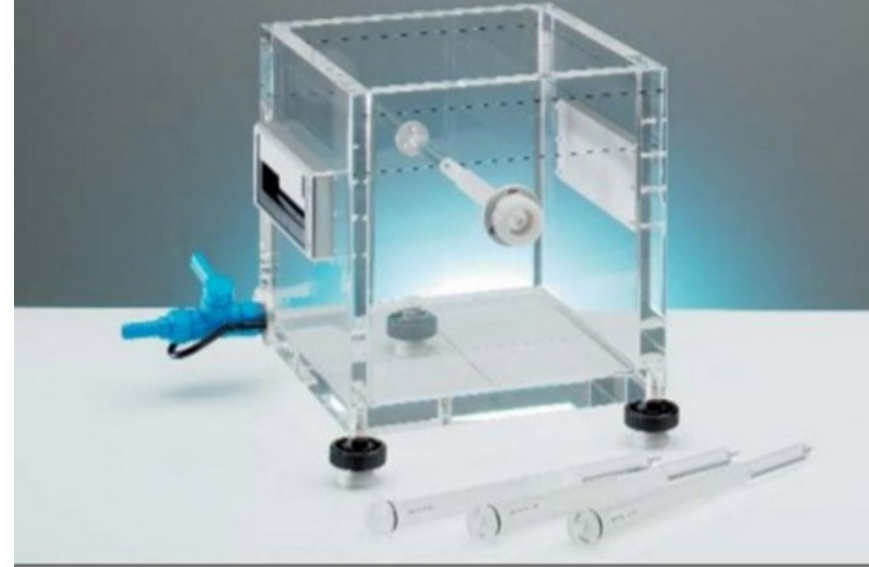


Przykładowy profil pola 20cm x 20cm na głębokości $z = 10\text{cm}$, $SSD = 90\text{cm}$ dla wiązki fotonów o energii 6MV.

Dozymetria wiązek

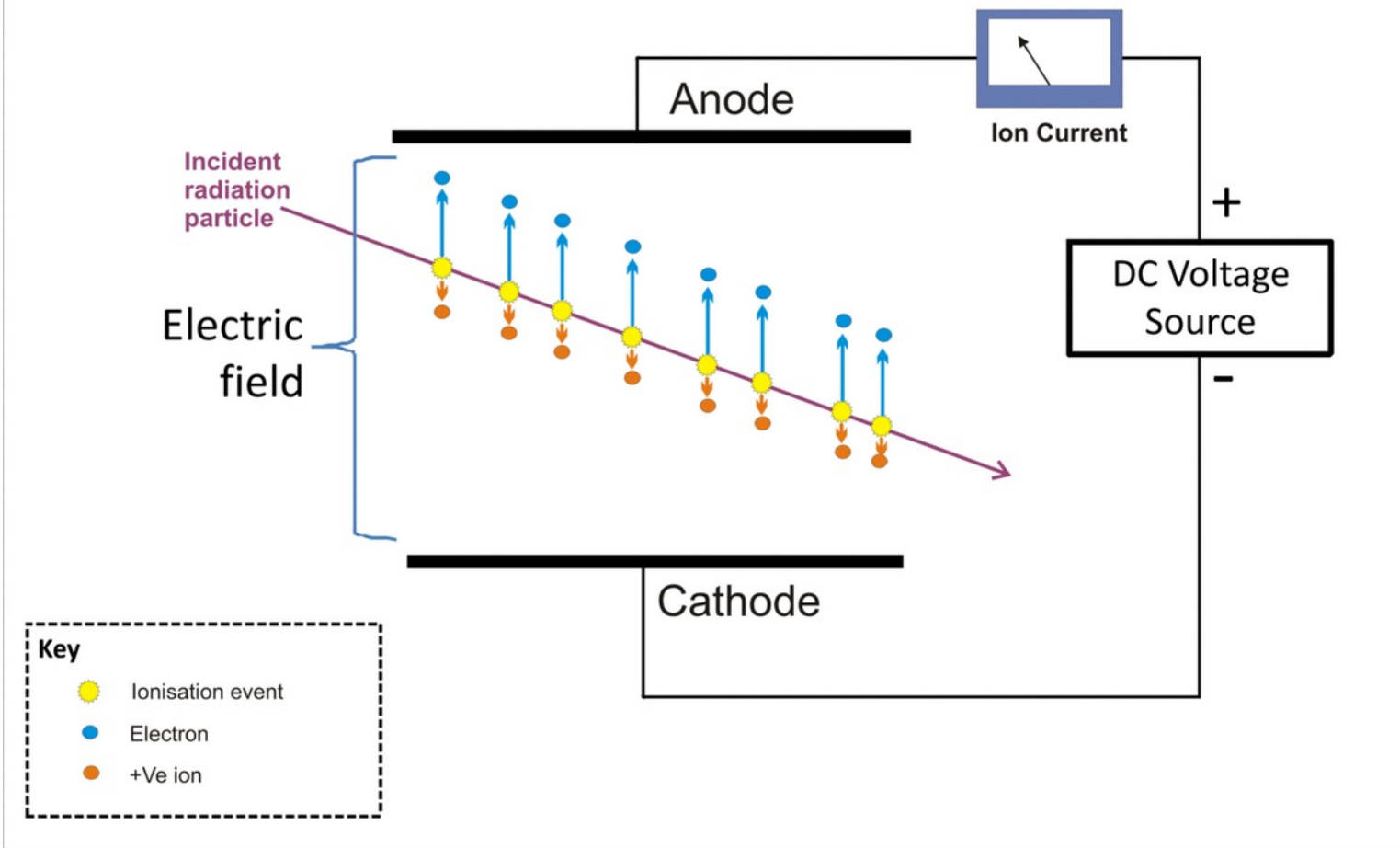
Pomiary dawki głębokiej i profili wiązki z wykorzystaniem komórek jonizacyjnych (płaskich i cylindrycznych) i fantomów wodnych

PTW Water Phantom 41001



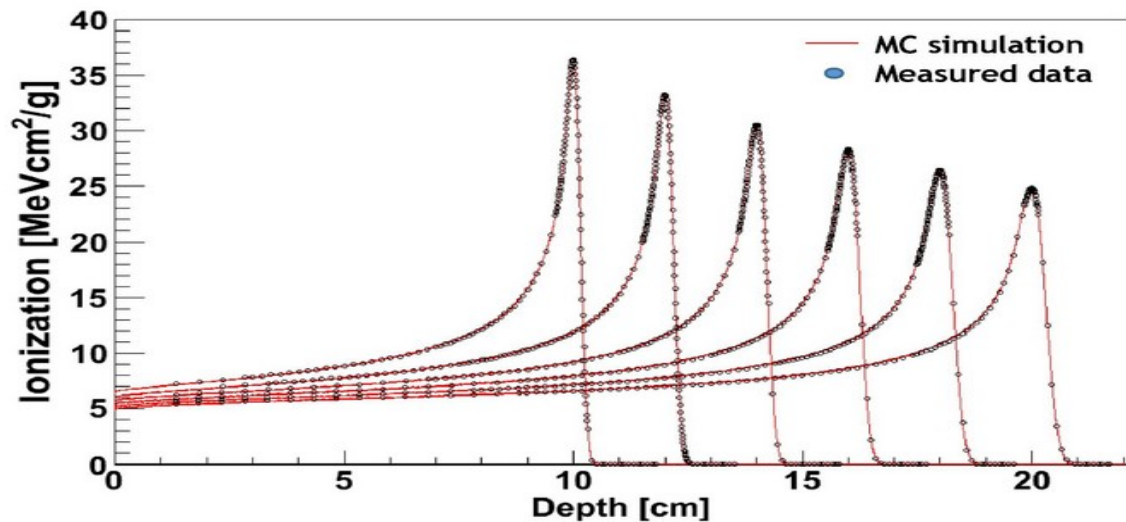
Komora jonizacyjna

Visualisation of ion chamber operation

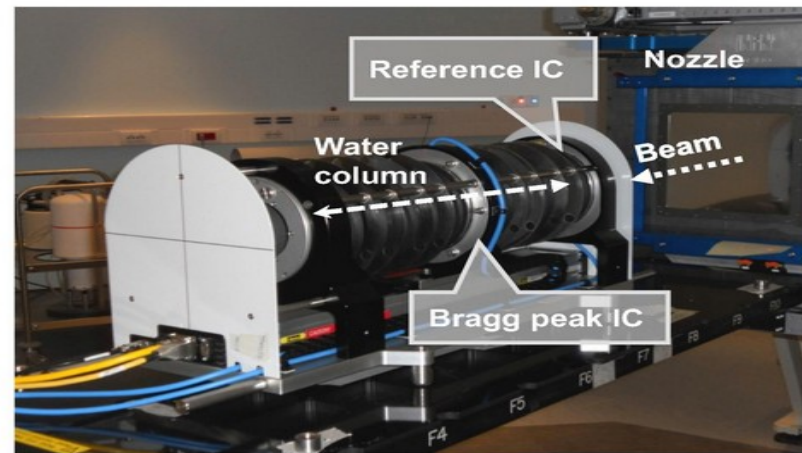


Komory jonizacyjne w fizyce medycznej

Dozymetria w protonoterapii



a.



b.

PTW Peakfinder system (IC – Ionization Chamber)

Komory jonizacyjne w fizyce medycznej

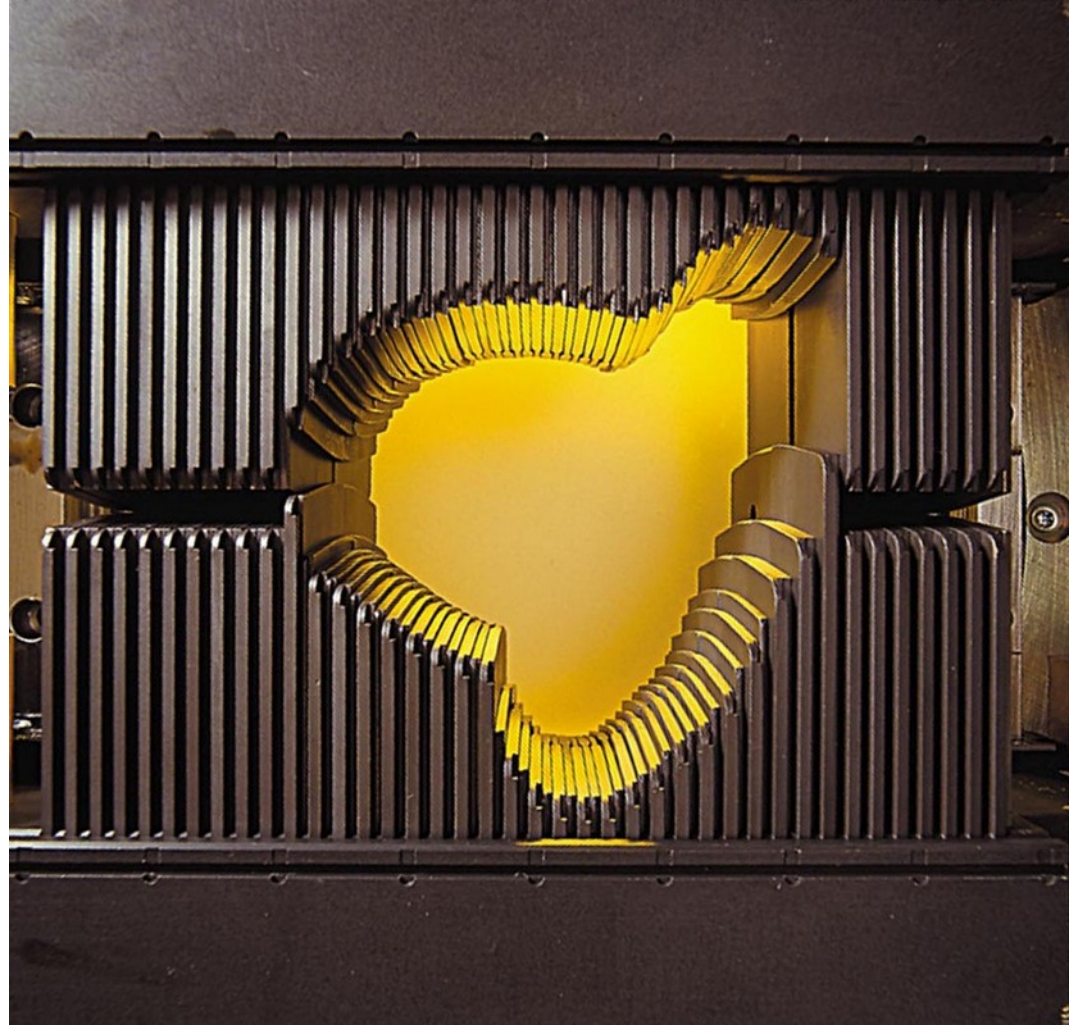
Dozymetria w protonoterapii

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



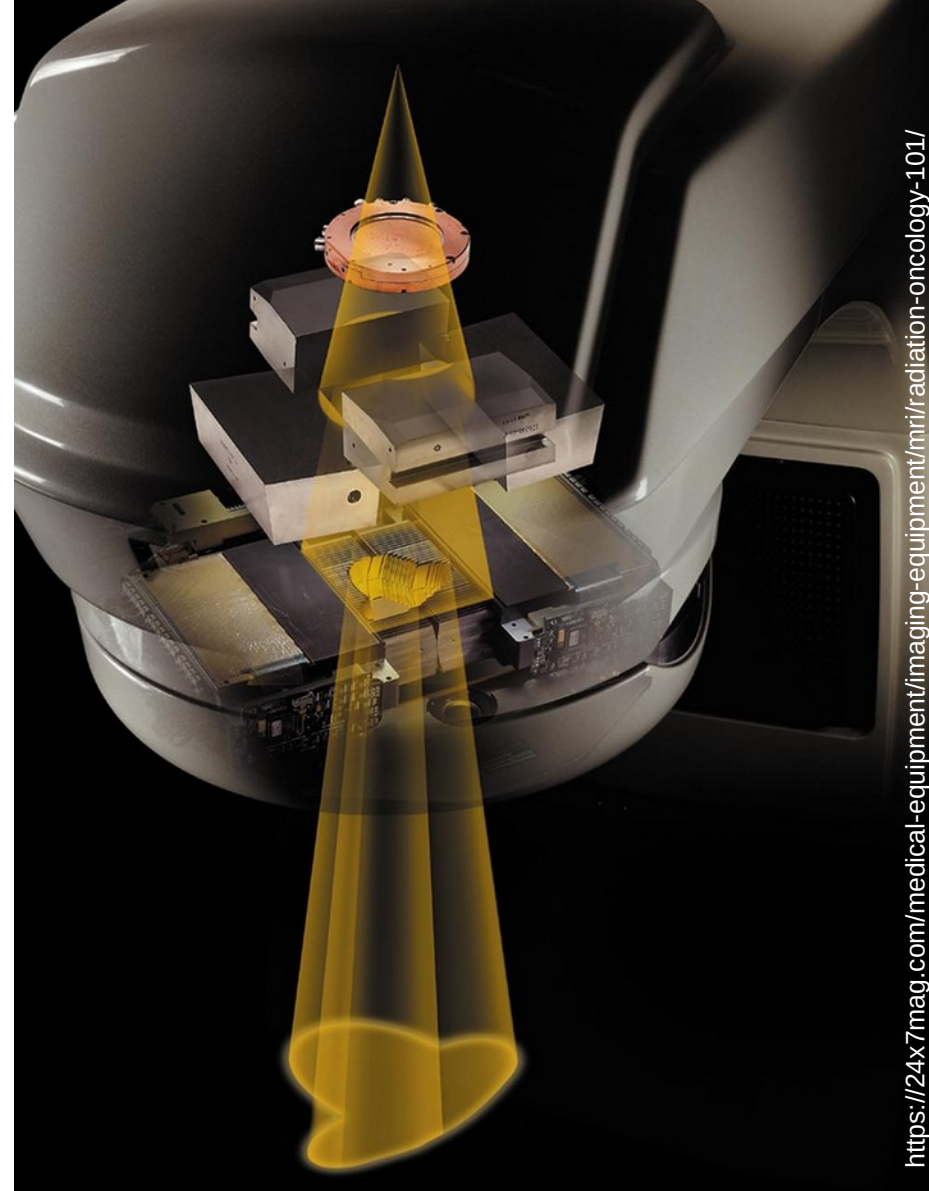
Modyfikatory rozkładu dawki

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



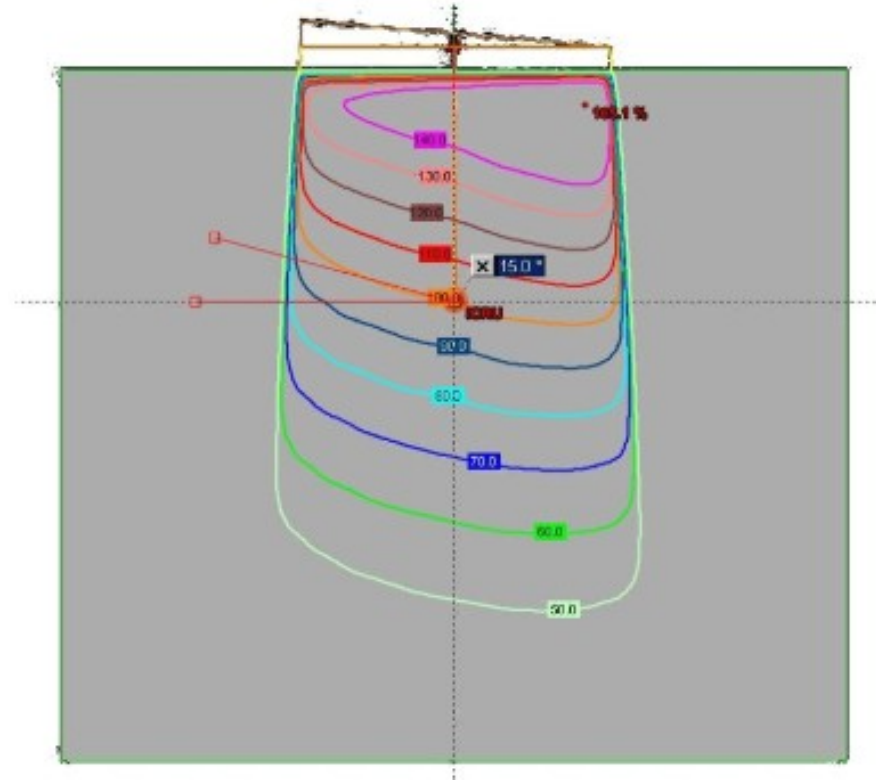
Modyfikatory rozkładu dawki

- 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)

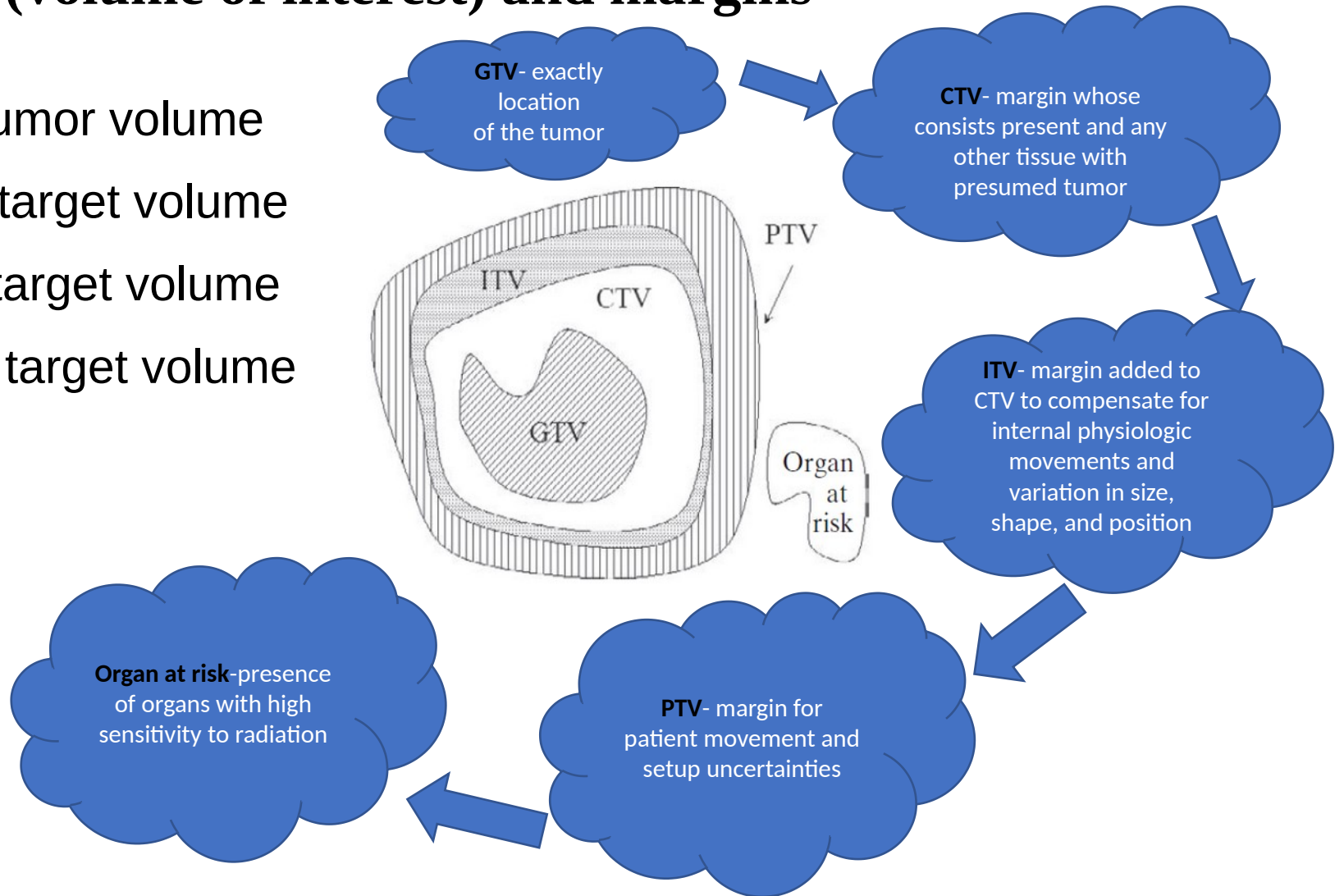
VOI (volume of interest) and margins

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

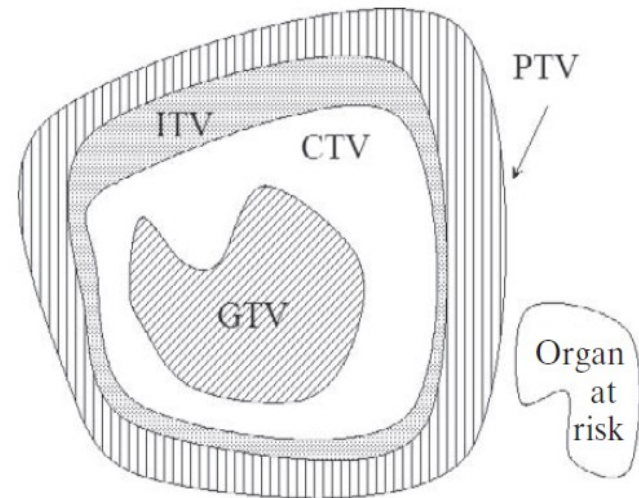
Dla obszaru tarczowego:

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

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

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

odchylenie standardowe (zwykle $STD < 3\%$)



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)

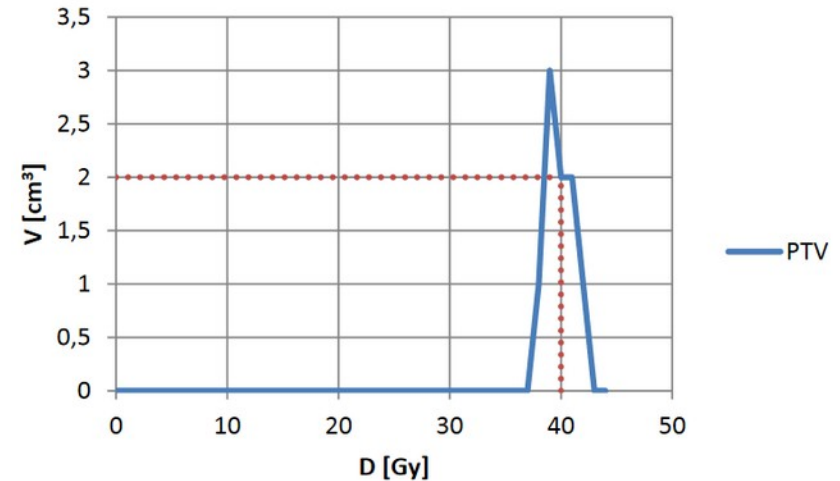
Histogram „różniczkowy” → jaka objętość V narządu otrzymuje dawkę równą D

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

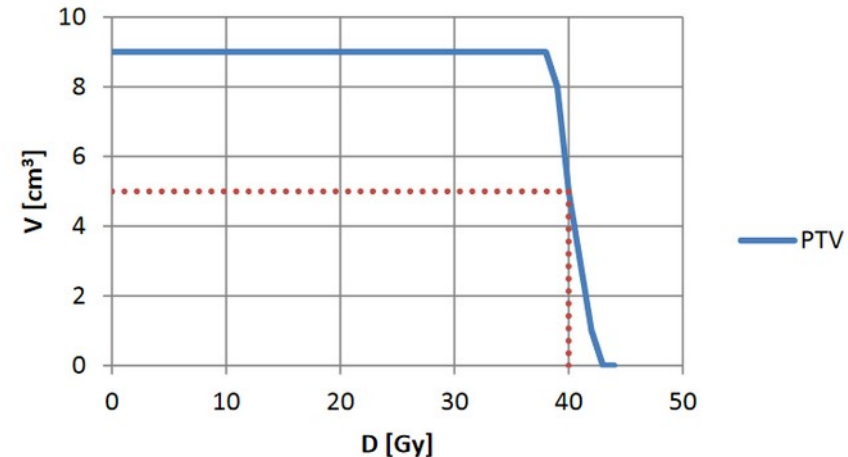
Tj. w jakiej objętości D występują tylko takie elementy (voxele), w których dawka jest równa D bądź od niej większa.

| | | | | |
|----|----|----|----|----|
| 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



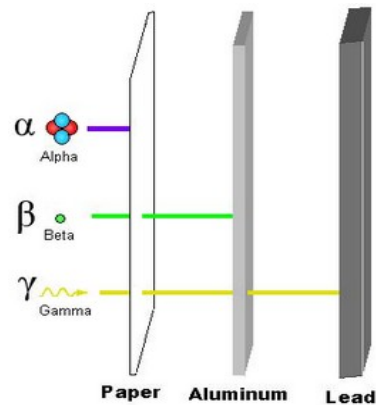
Histogram całkowity



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 rozszczerpień, 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)

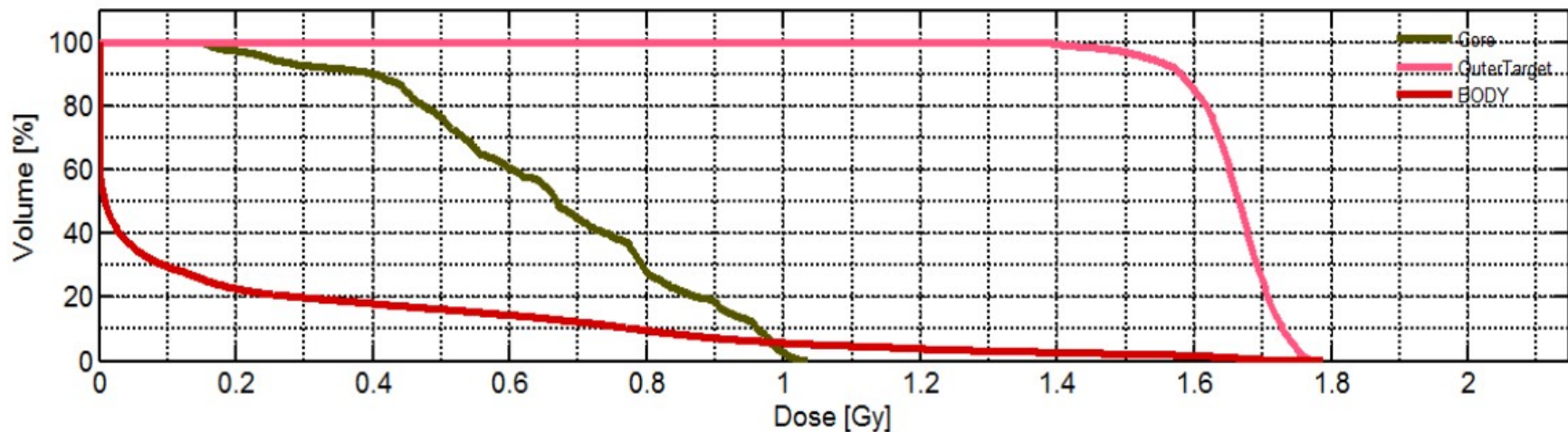
Dawka efektywna E_H bierze pod uwagę efekty biologiczne

Dawka $D \rightarrow$ efekty fizyczne

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

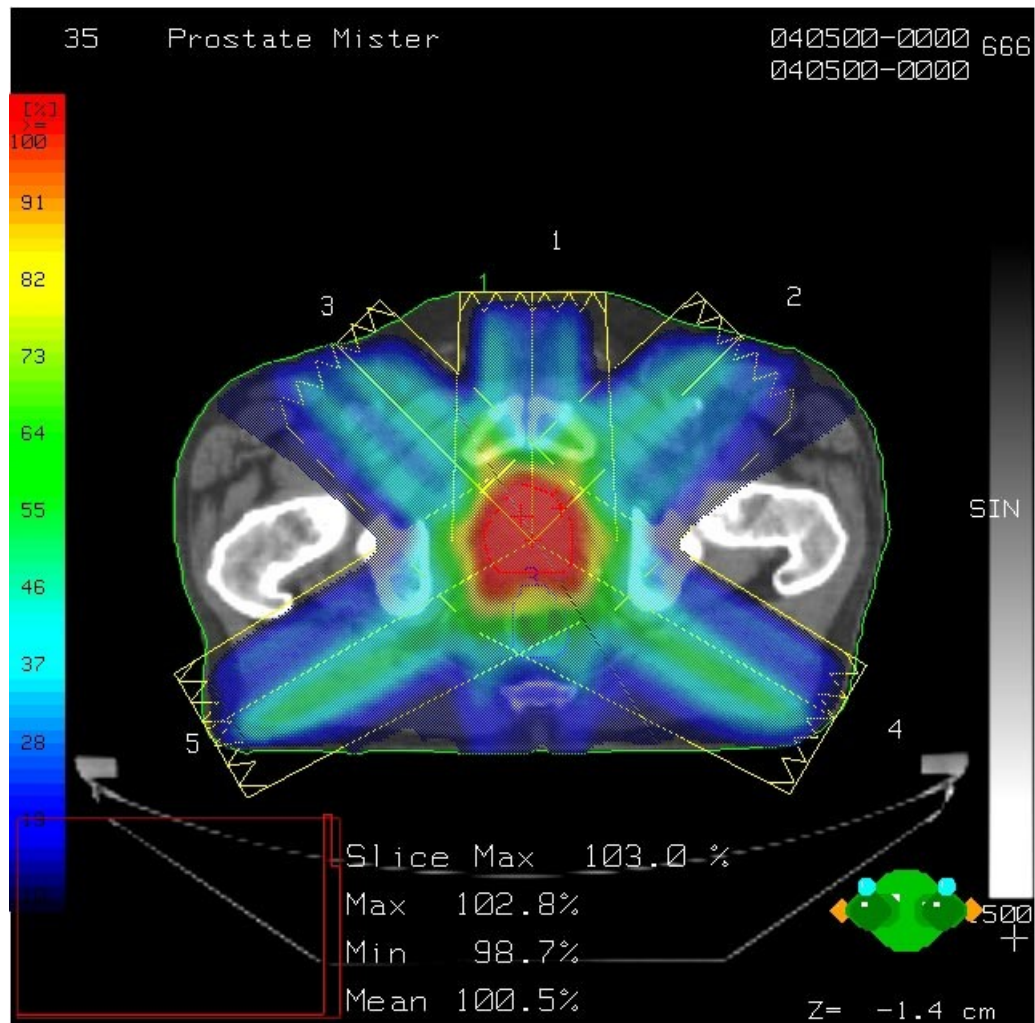
| Tkanka, narząd | Współczynnik wagowy w_T |
|-----------------------|---------------------------|
| gonady | 0,20 |
| czerwony szpik kostny | 0,12 |
| jelito grube | 0,12 |
| płuca | 0,12 |
| żołądek | 0,12 |
| pęcherz moczowy | 0,05 |
| gruczoły piersiowe | 0,05 |
| wątroba | 0,05 |
| przełyk | 0,05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

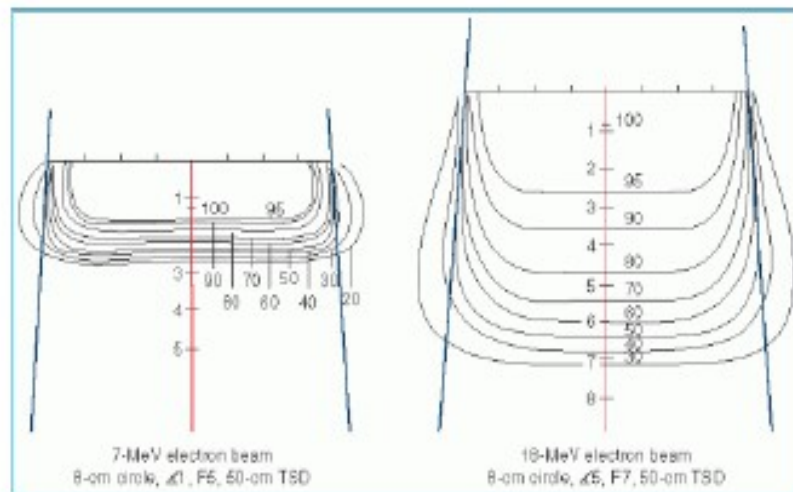
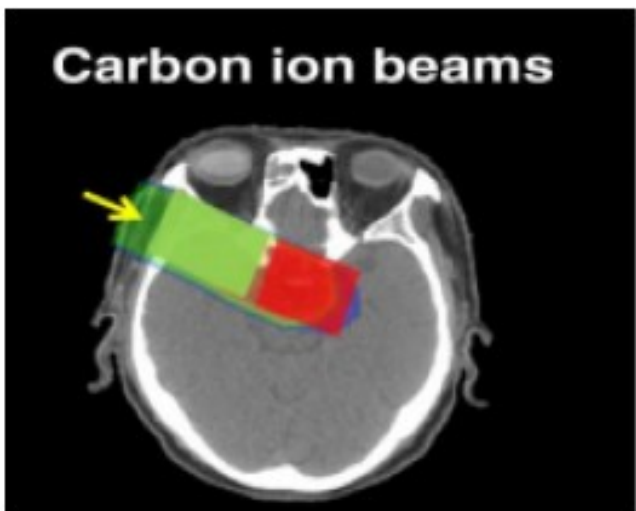
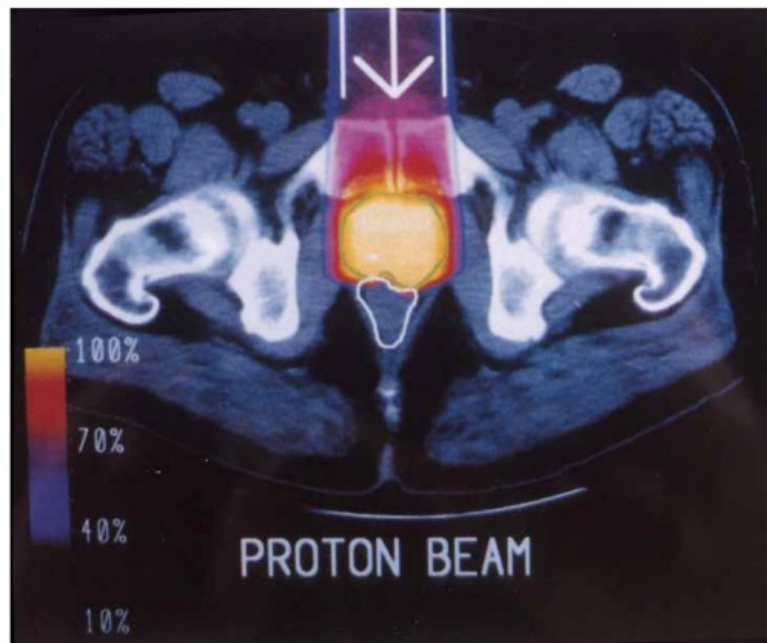
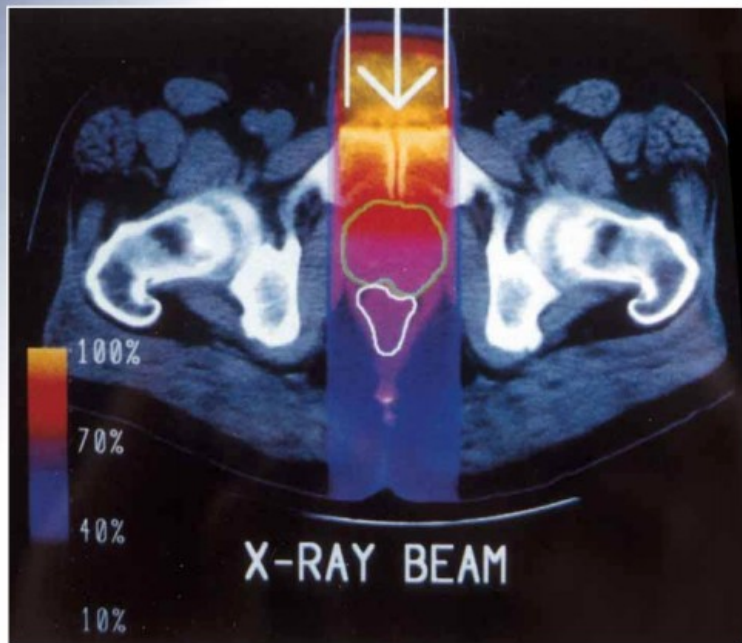
Przykład histogramu dawka-objętość (DVH, Dose Volume Histogram)



| | 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



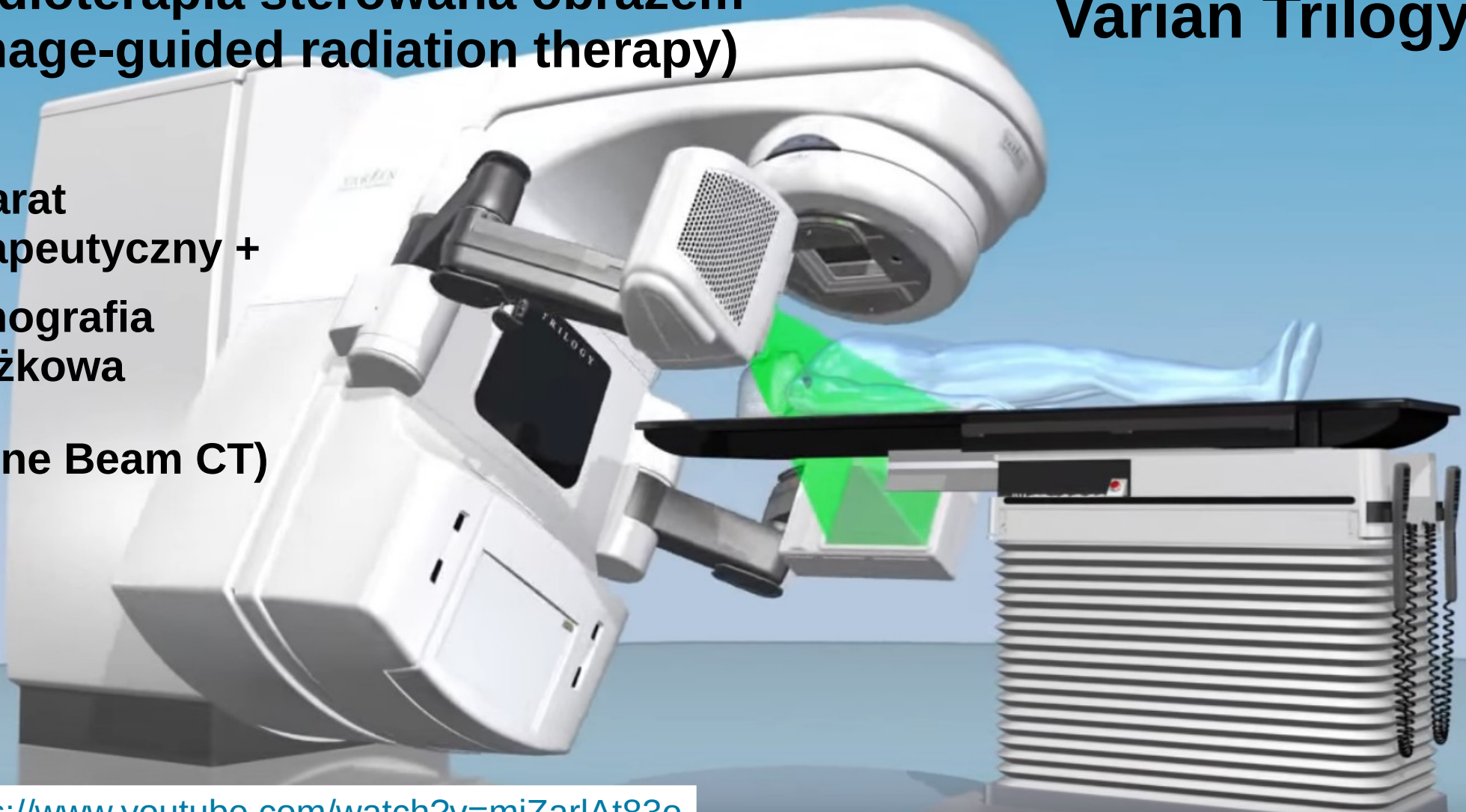


Slajdy dodatkowe

Radioterapia sterowana obrazem (Image-guided radiation therapy)

Varian Trilogy

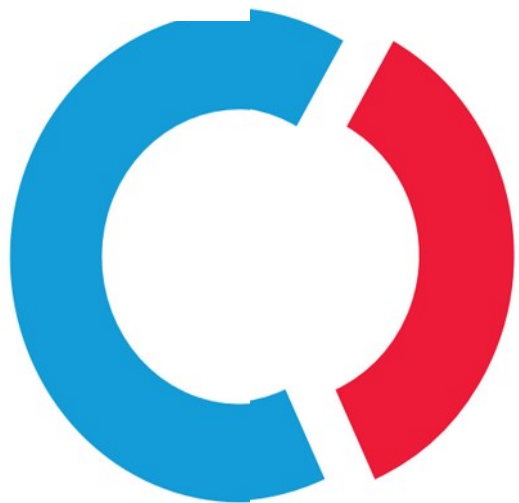
Aparat
terapeutyczny +
tomografia
stożkowa
(Cone Beam CT)



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



Narażenie na promieniowanie jonizujące

Szacunkowe dawki promieniowania jonizującego w diagnostyce

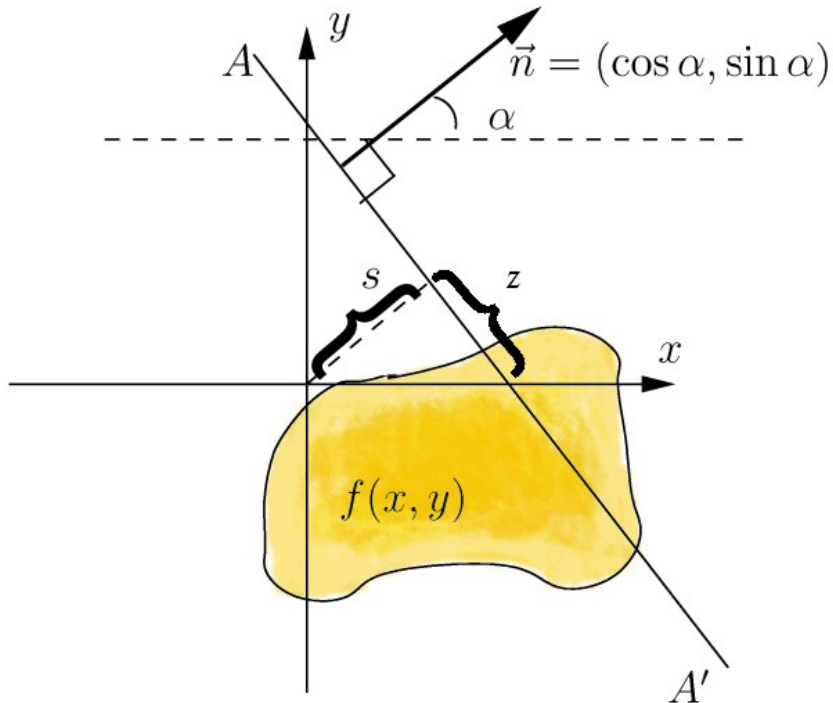
- RTG ręki lub nogi → 0,001 mSv
- RTG dentystyczne → 0,005 mSv
- RTG klatki piersiowej → 0,11 mSv
- Tomografia komputerowa klatki piersiowej → 7 mSv
- Tomografia komputerowa kręgosłupa → 6 mSv
- Badanie PET-CT → 0,5 – 25 mSv

Transformata Radona

1917 Johann Radon

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

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



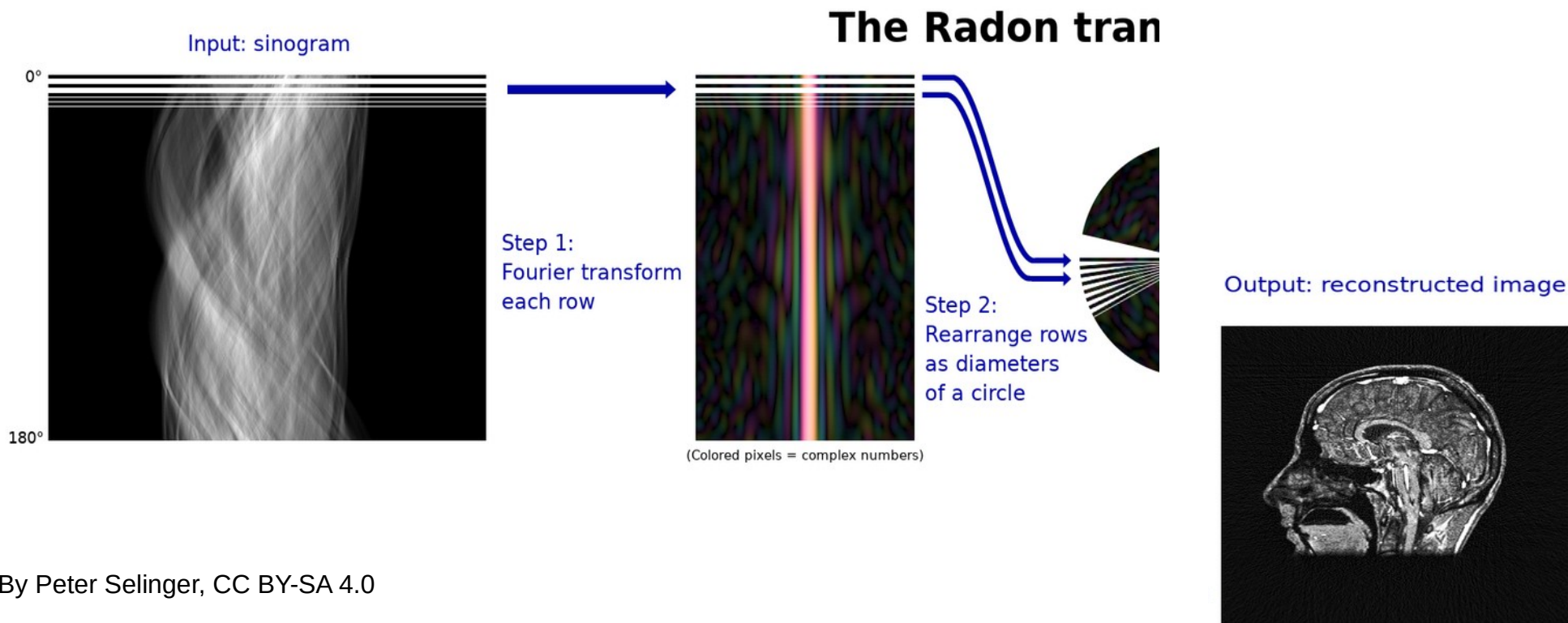
Odwrotna Transformata Radona

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

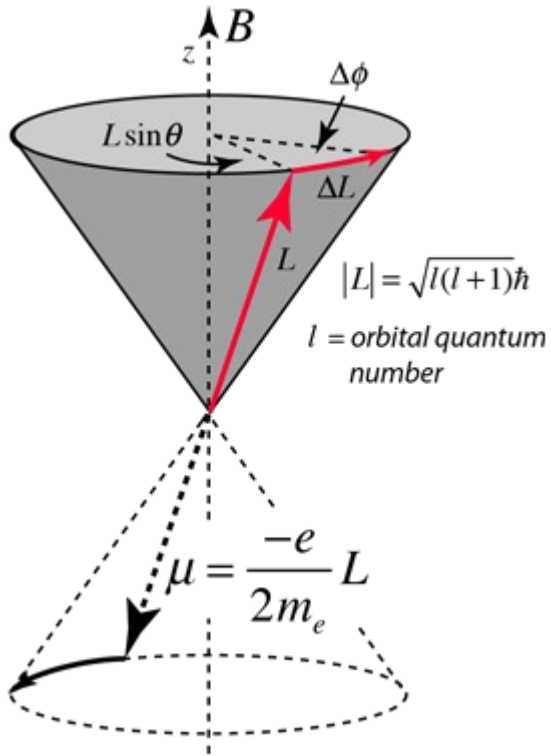
→ rozkład gęstości

Transformata Radona → Tomografia

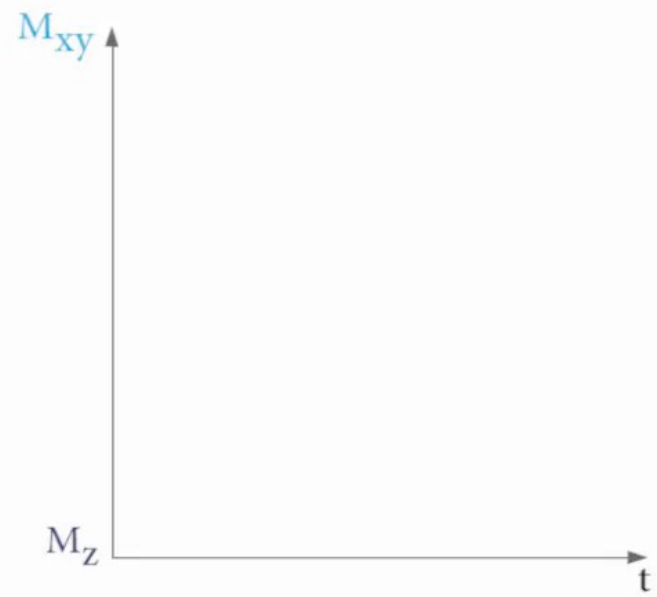
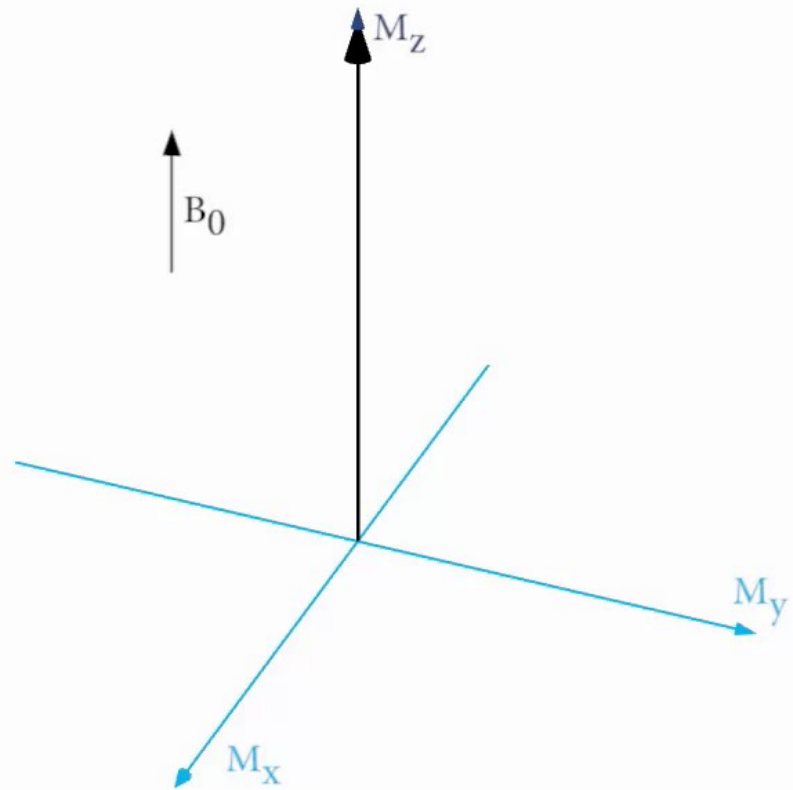
Transformacja Radona (1917) → Tomografia komputerowa (1962 – patent)
1971 → pierwszy pacjent

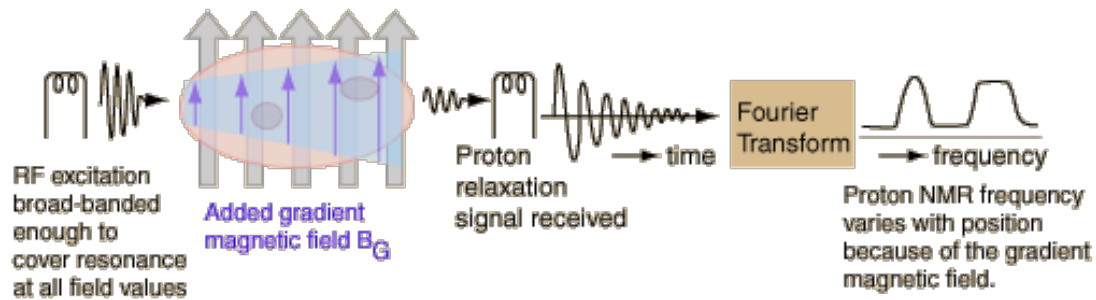
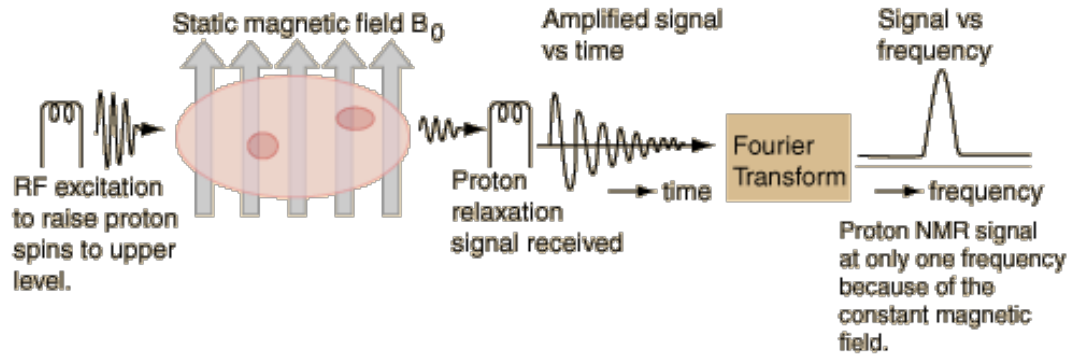


Magnetyczny Rezonans Jądrowy (Magnetic Resonance Imaging - MRI)



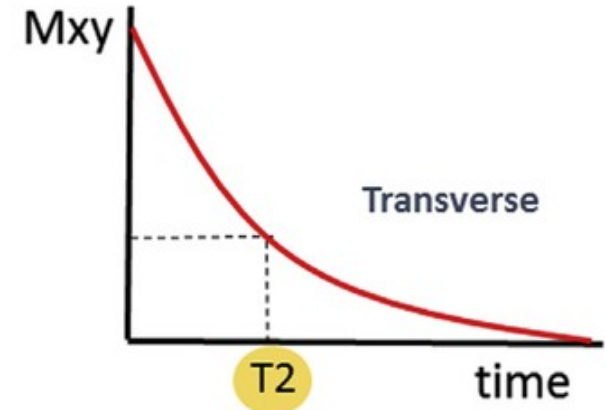
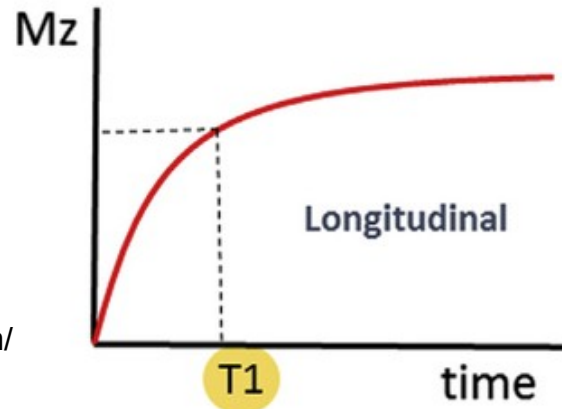
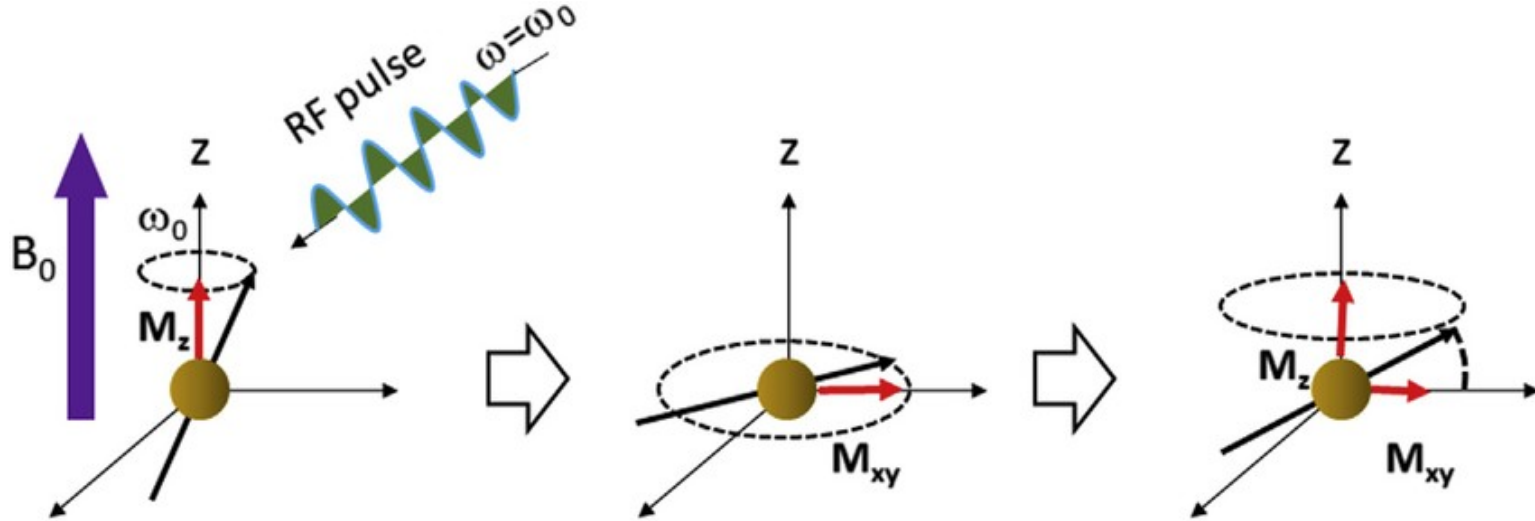
Precesja Larmora $\omega = -\gamma B$





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