

**Techniki Jądrowe
w Diagnostyce i Terapii
Medycznej**
Wykład 8, 31 maja 2022

Zygmunt Szefliński
Środowiskowe Laboratorium Ciężkich Jonów
szef@fuw.edu.pl
<http://www.fuw.edu.pl/~szef/>

Od fizyki wysokich energii do fizyki jądrowej

Obliczenia i analiza danych

- Protokół www stworzony w CERN (1989)
- Monte Carlo - kody transportu: FLUKA i GEANT
- GRID sieć obliczeniowa stworzona dla obróbki dużej ilości danych z LHC



CERN -pierwszy protokół www

Akceleratory

ACCEL Instruments nadprzewodzące magnesy (transfer technologii z CEA Saclay i CERN dla LHC)



250 MeV Comet first superconducting cyclotron for proton therapy (ACCEL)

Detektory

Komory wielodrutowe (Charpak), detectory gazowe, nowe scyntylatory

Koordinacja wielkich projektów

CMS skupia 4300 fizyków, inżynierów i techników

Fizyka dla tererapii jonowej - dokąd idziemy

Akceleratory i gantry

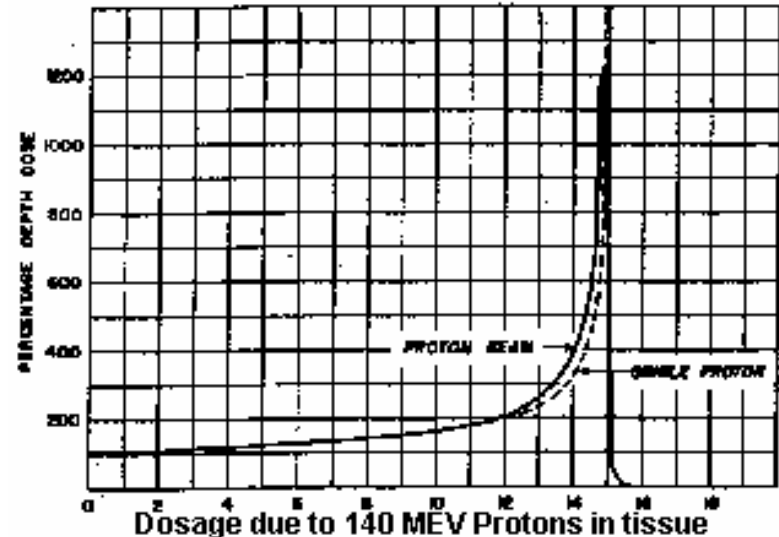
- Nadprzewodzące cyklotrony!!!
- Acceleratory sterowane laserem?

Pozycjonowanie i weryfikacja

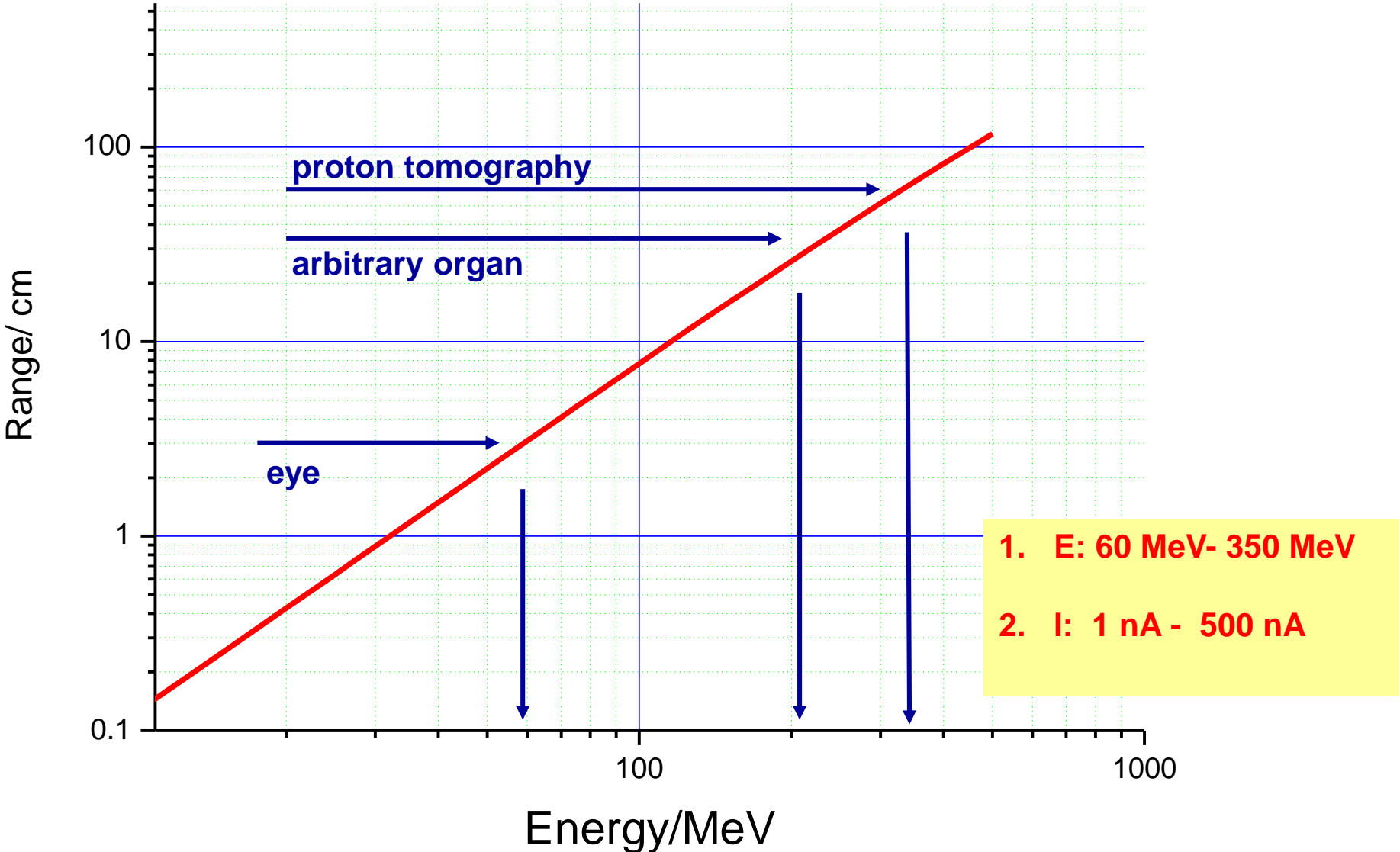
- Weryfikacja dawki za pomocą PET
- Tomografia protonowa

Dozymetria i kontrola jakości

- Dozymetria 2D i 3D



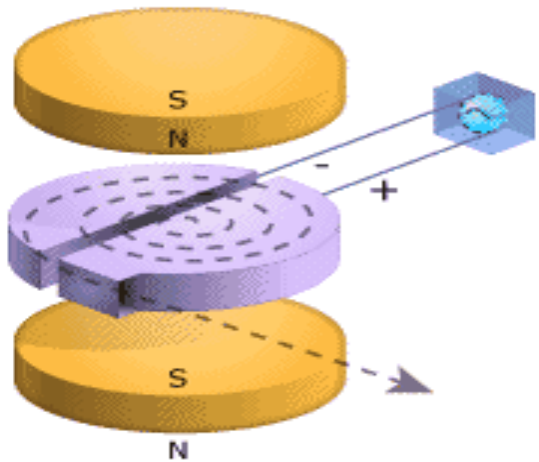
Akceleratory - jakiej energii wiązki potrzebujemy?



Dedykowane akceleratory dla terapii protonowej

Zasada działania

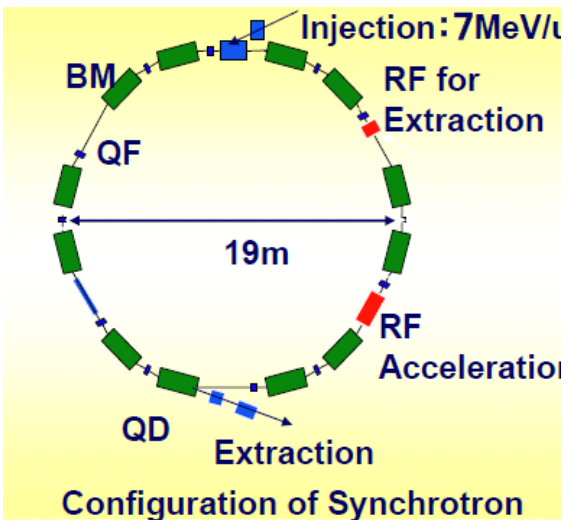
cyklotrony



$B = \text{const}$
 $f = \text{const}$

$d \sim 4-5 \text{ m}$
 $P = 500 \text{ kW}$

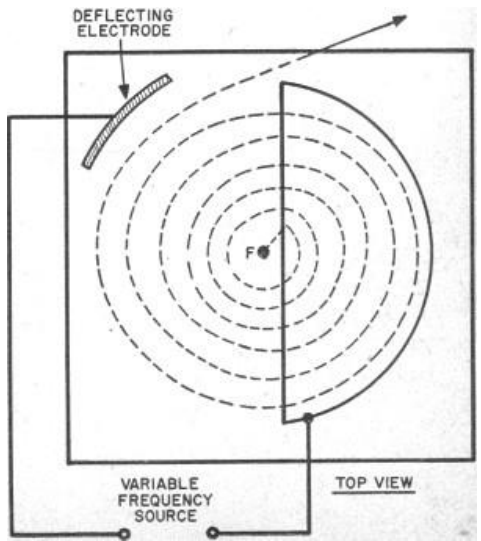
synchrotrony



$B = \text{var}$
 $f = \text{var}$

$d \sim 20 \text{ m}$
 $P = 150 - 200 \text{ kW}$

synchrociklotrony



$B = \text{const}$
 $f = \text{var}$

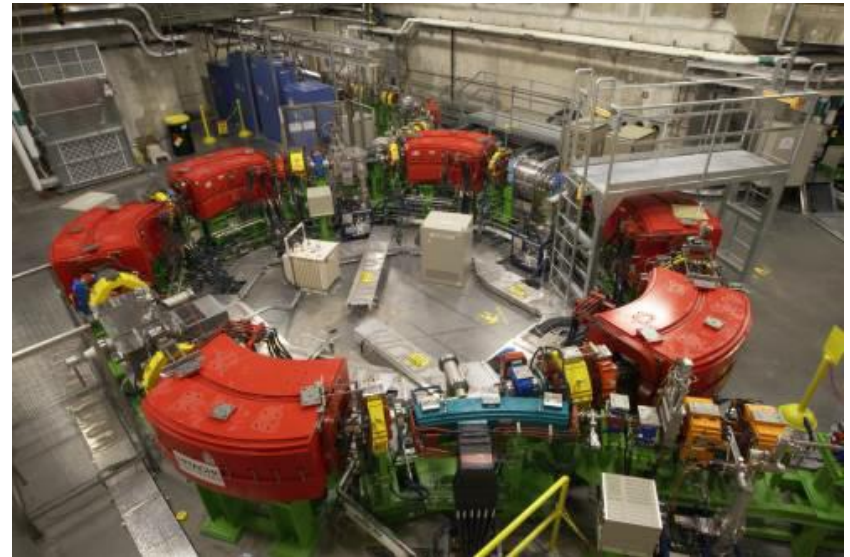
$d \sim 1.5 - 2 \text{ m}$
 $P = 50 \text{ kW}$

Dedykowane akceleratory dla terapii protonowej

Przykłady



IBA Proteus C-235
cyklotron
IFJ PAN, Krakow
Beam energy: 70 - 230
MeV
Classical magnets
Electrical power: 650 kW

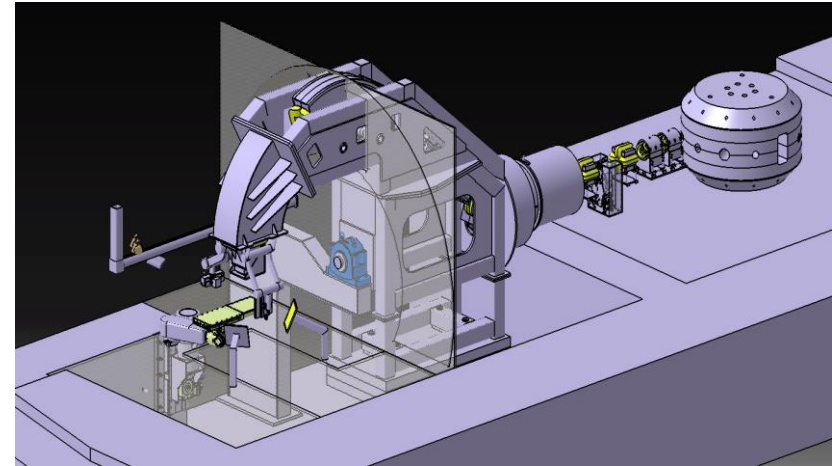


Hitachi synchrotron
MD Anderson, Huston
Beam energy 70 - 250
MeV
Beam pulse: 0.5 - 5 s

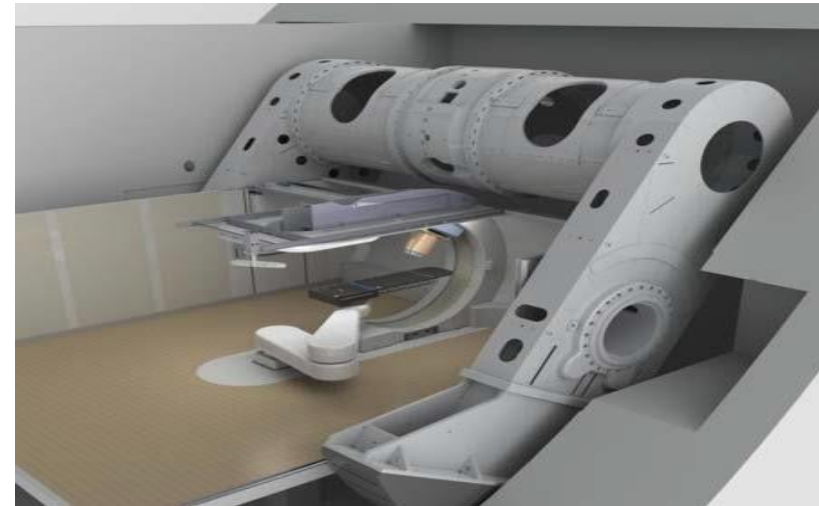
Dedykowane akceleratory dla terapii protonowej

Nowe rozwiązania

1. Nadprzewodzący synchrociklotron
 - Proteus-One z małym gantry IBA
 - MEVION -Medical.
2. Akcelerator z dielektrycznymi ścianami
 - w opracowaniu
3. Akceleratory sterowane laserem
 - demonstracja zasad fizycznych



IBA, Nice, Dec. 2014

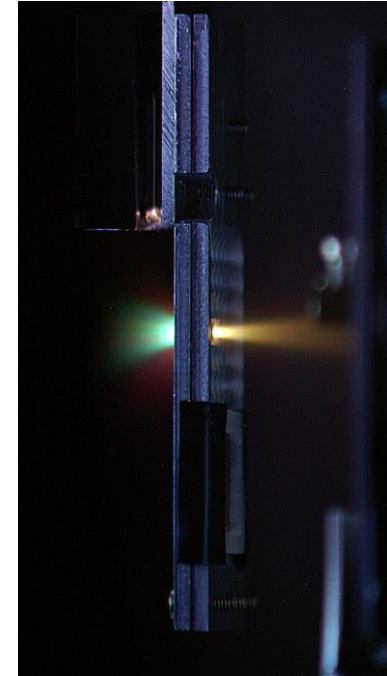
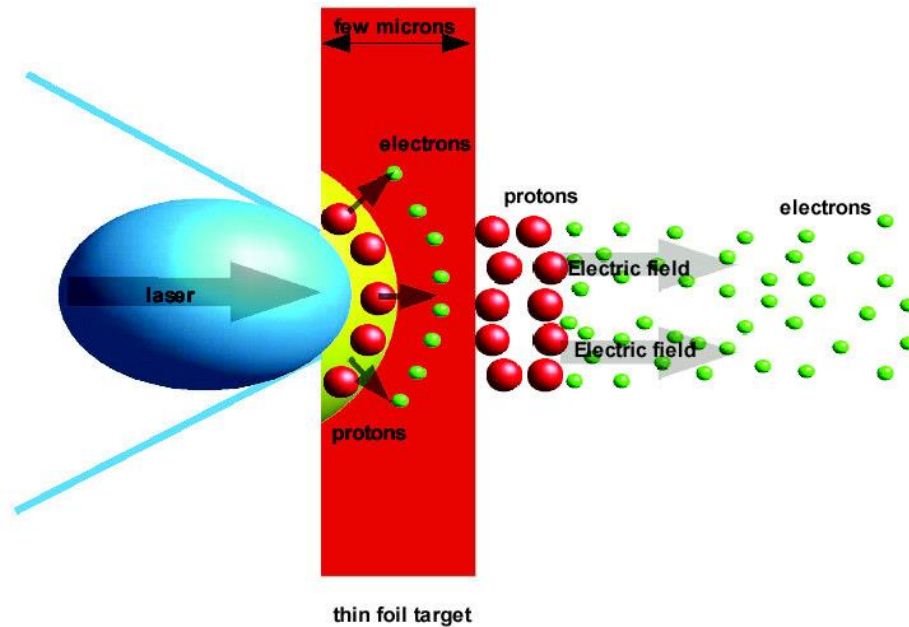


MEVION at the S. Lee Kling Center for Proton Therapy at Barnes-Jewish Hospital, Dec. 2013

Dedykowane akceleratory dla terapii protonowej

Generacja wiązki protonowej impulsami laserowymi

Victor Malka, COULOMB 09, ICFA workshop, June 8-12 (2009)



Laser intensity in pulse:

$10^{19} - 10^{21} \text{ W/cm}^2$,

Electrical field induced by ejected electrons:

10^{13} V/m

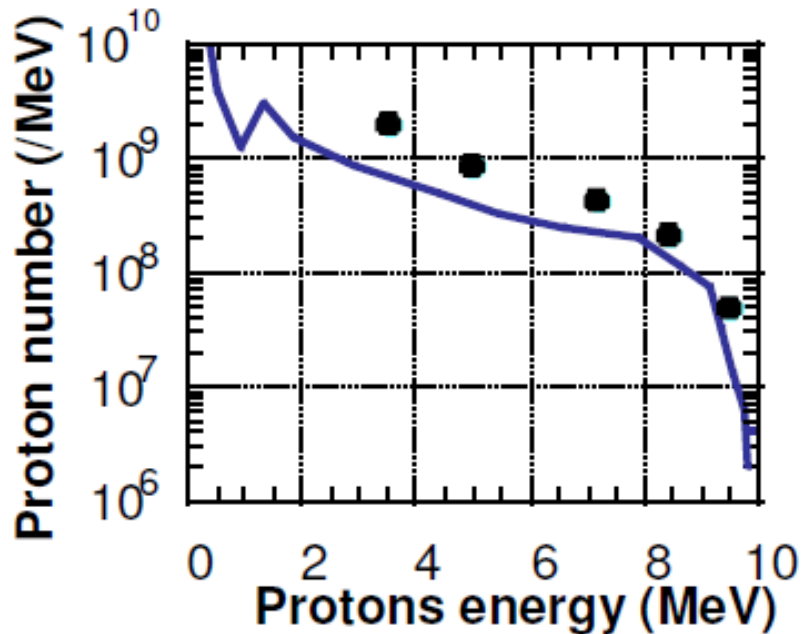
Proton energy:

1-200 MeV

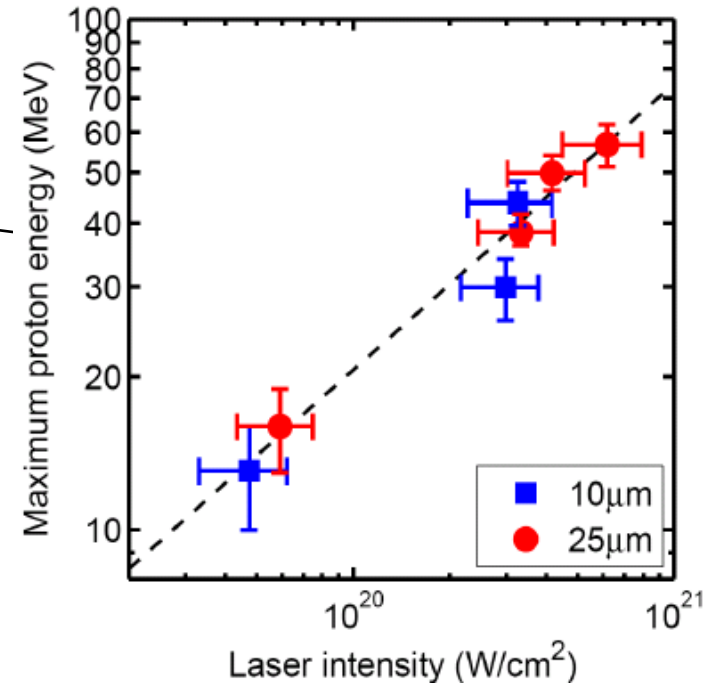
Dedykowane akceleratory dla terapii protonowej

Pierwsze rezultaty

V. Malka *et al.*, Appl. Phys. Lett.
83, 15 (2003), Med. Phys. 31, 6 (2004)

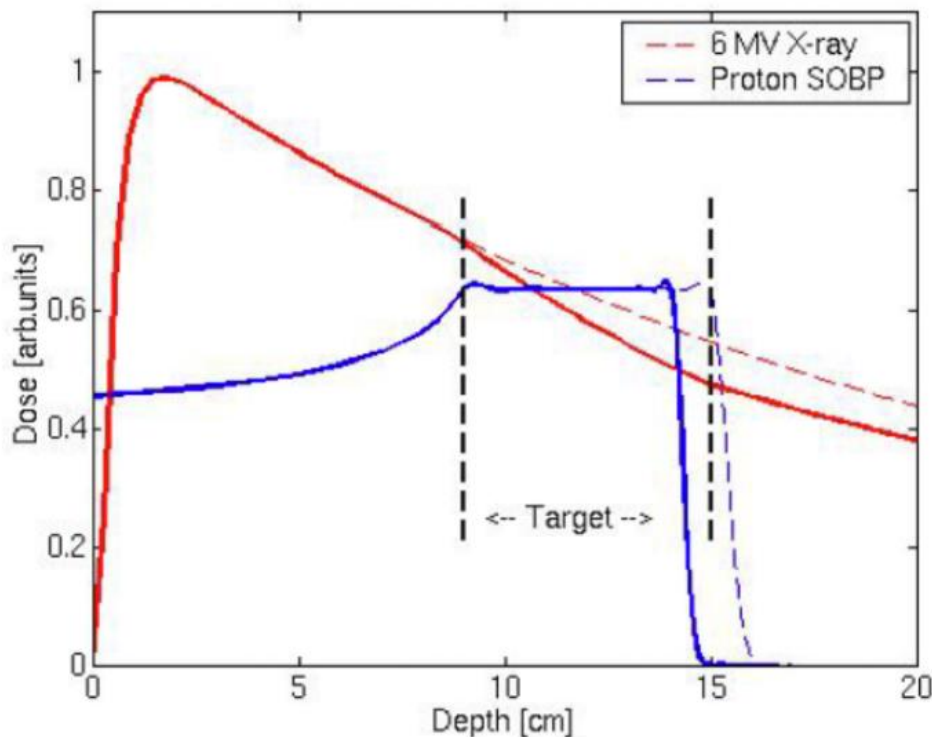
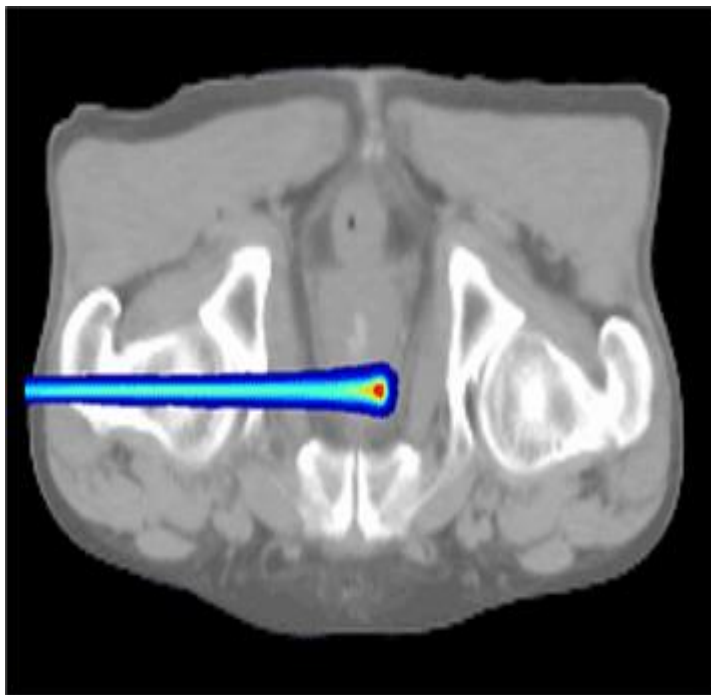


Robson *et al.*, Nature Physics 3 (2007)



Jest : szeroki rozkład widmowy
Trzeba : 200-250 MeV, monoenergetyczne

Słabe strony terapii protonowej - niepewność zasięgu



Niejednorodność tkanki - prowadzi do niepewności zasięgu.
Zdolność hamująca zależy od energii protonów.

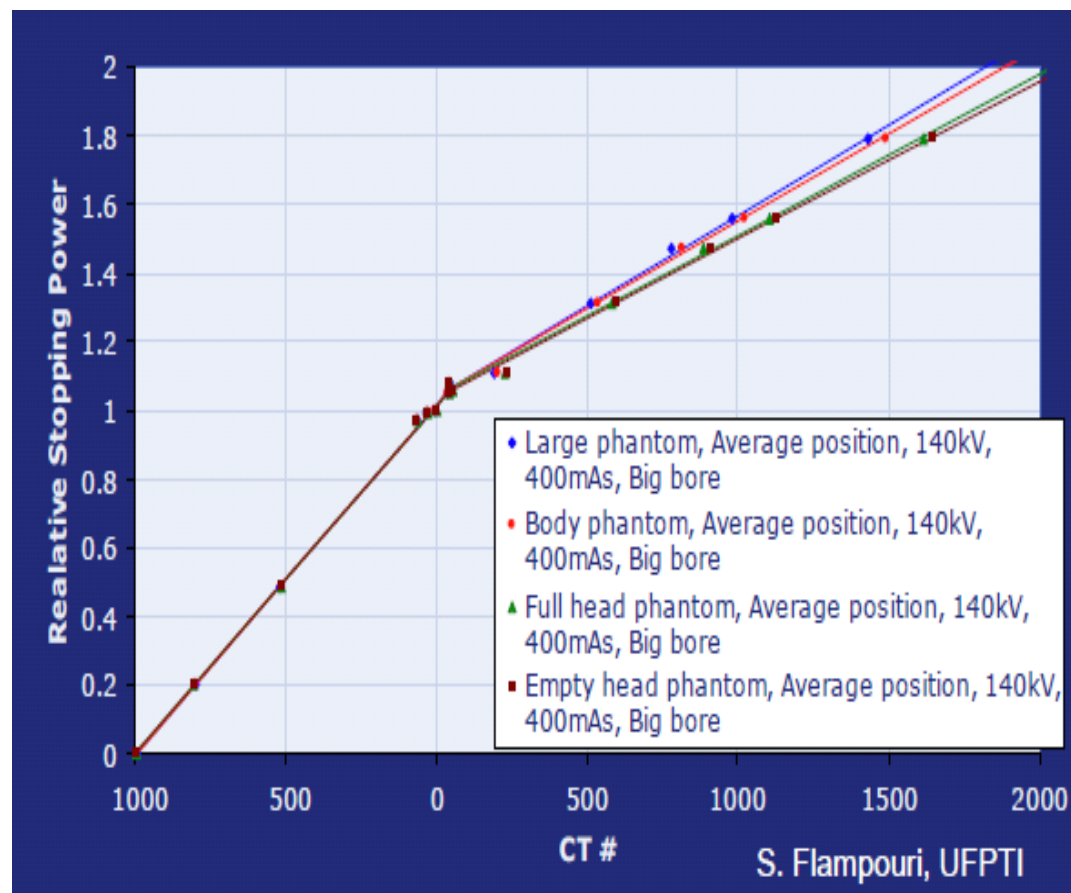
Niepewność zasięgu - kalibracja z użyciem DECT

1. Proton Stopping Power Ratio, SPR, scaled vs. HU

$$1HU = K \frac{\mu_p - \mu_w}{\mu_w}$$

2. HU są związane z gęstością elektronową, SPR to potencjał jonizacyjny...

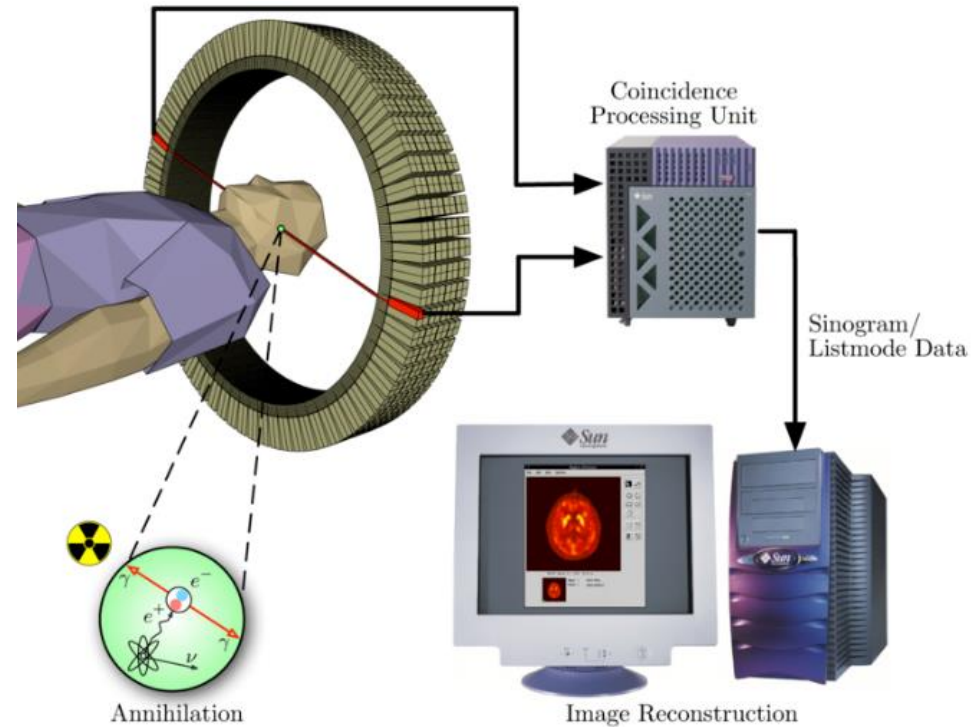
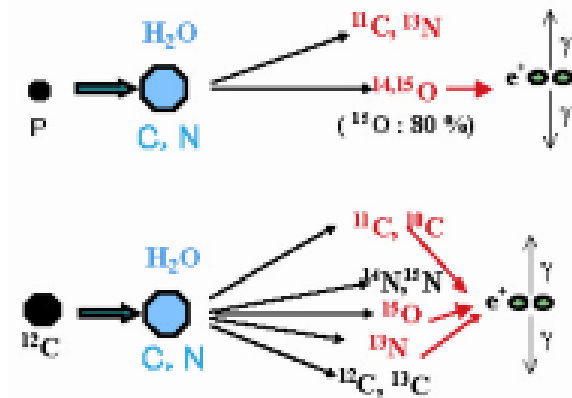
3. SPR nie jest jednoznaczną funkcją HU



Rozwiązanie: redukcja niepewności przy użyciu „Dual Energy Computer Tomography” (DECT)

Niepewność zasięgu- weryfikacja z użyciem indukowanej radioaktywności β^+

Paired gammas from PET isotopes

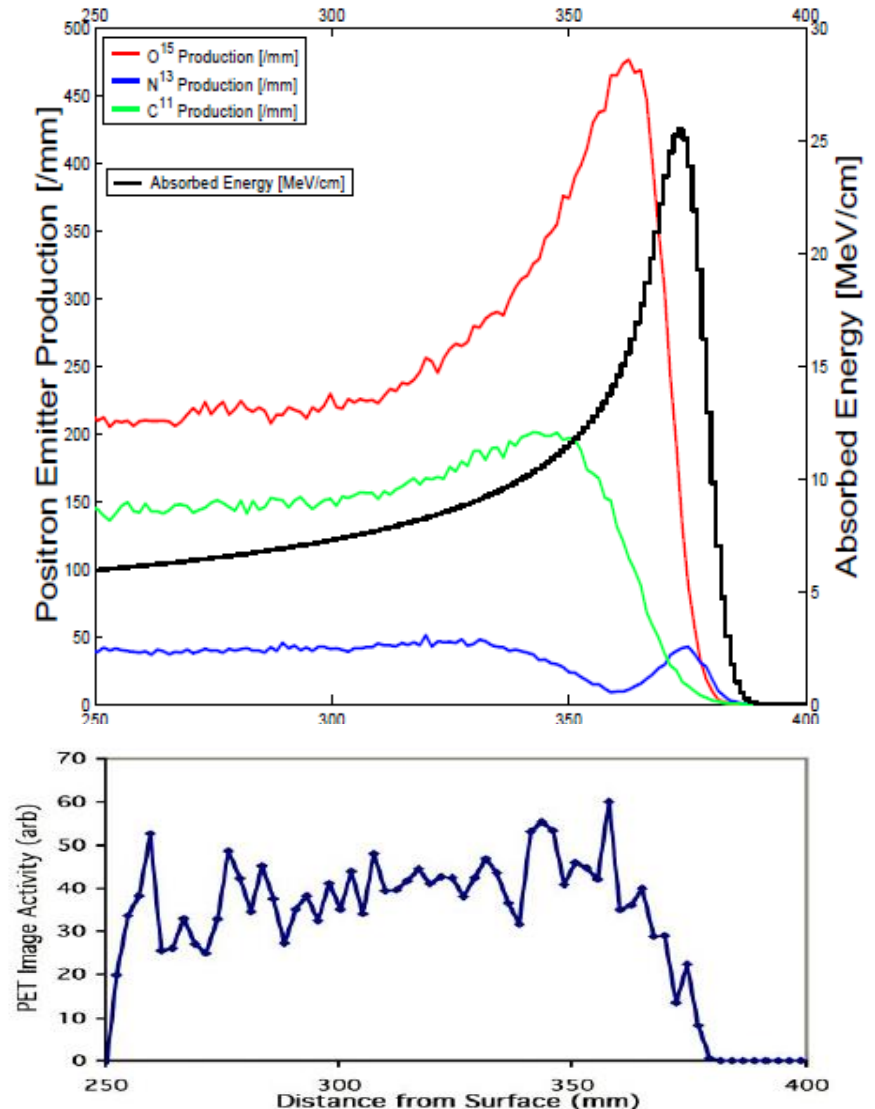


Tomograf PET mierzy indukowaną protonami aktywność β^+ w tkance

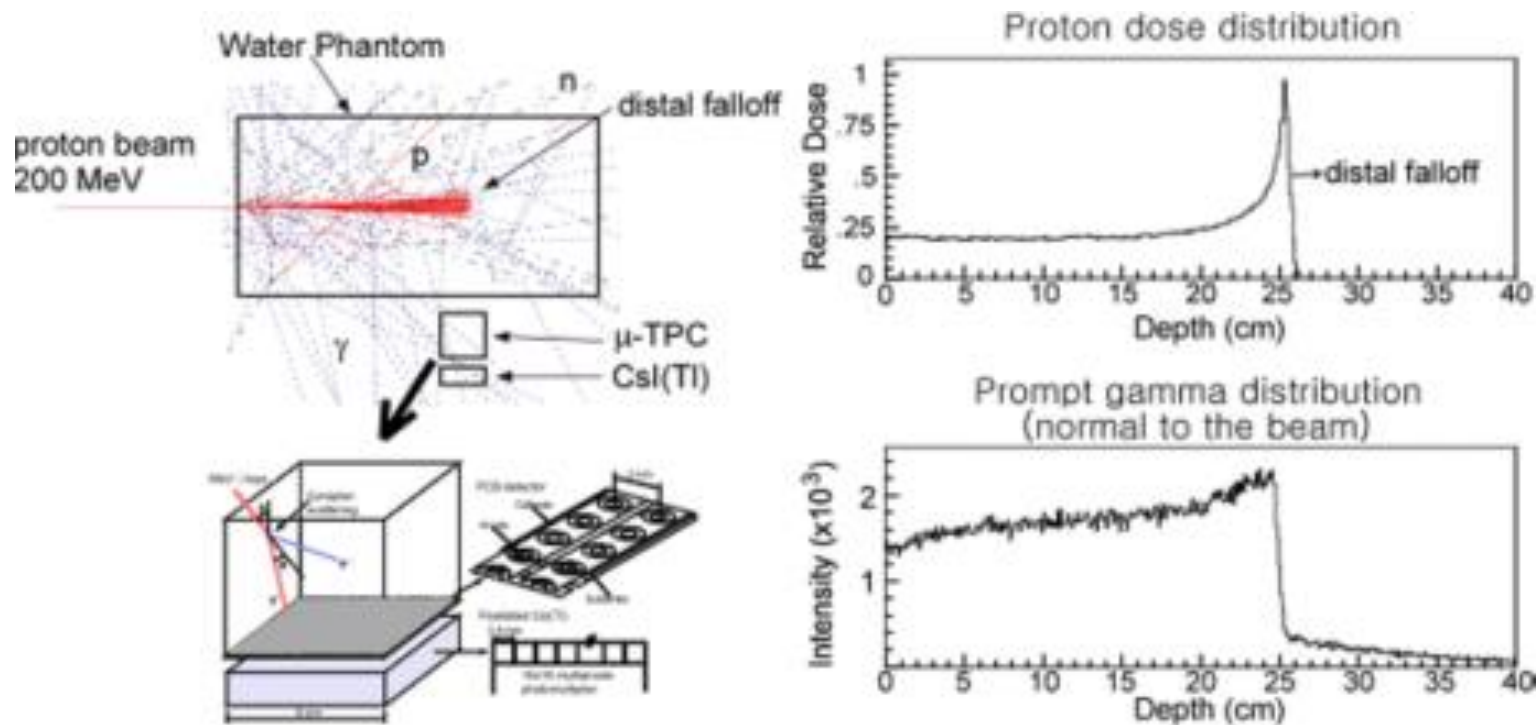
Niepewność zasięgu- weryfikacja z użyciem indukowanej radioaktywności β^+

Cross section for induction of β^+ isotopes by protons in tissue does not overlap with the energy deposition (Bragg peak)

Therefore depth distribution of induced activity does not mimic the Bragg peak. The distal edge of the Bragg peak can be assessed.



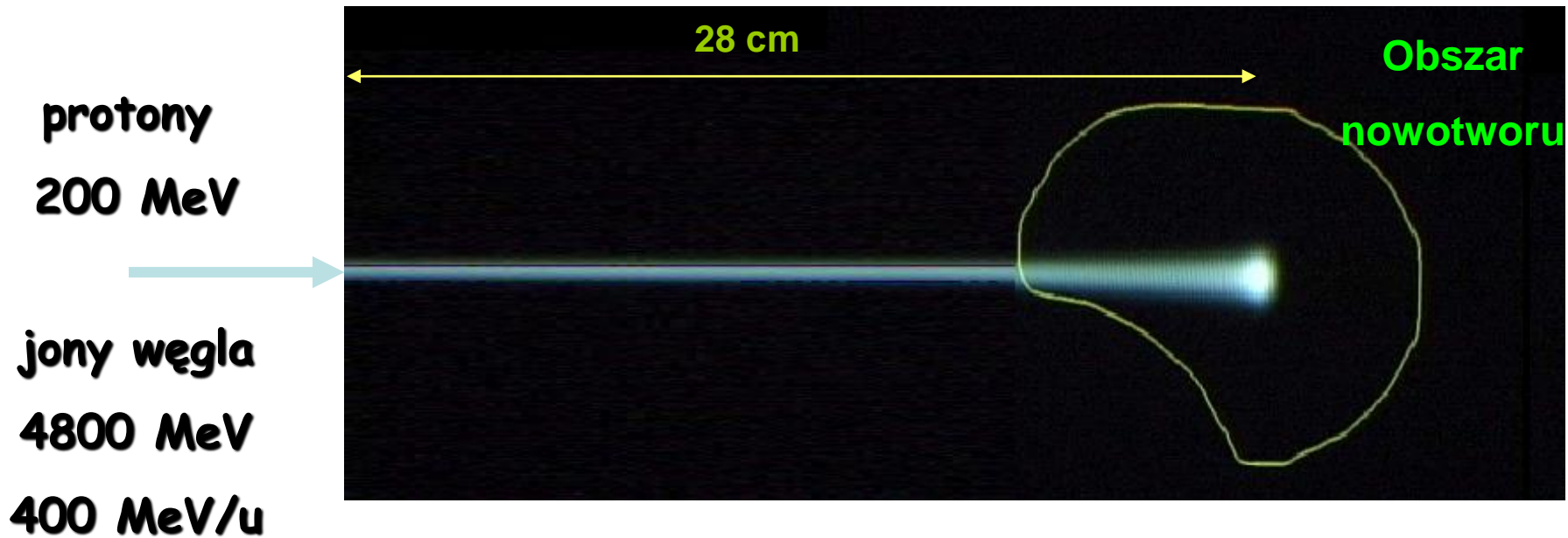
Niepewność zasięgu- weryfikacja z użyciem bezpośrednich kwantów gamma



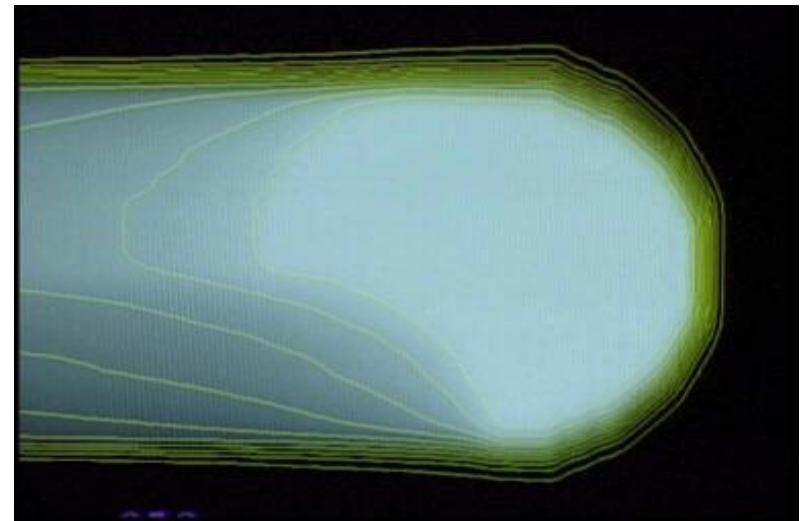
Monte Carlo simulations

B. Kang, J. Kim, IEEE Nucl. Sci. 2009

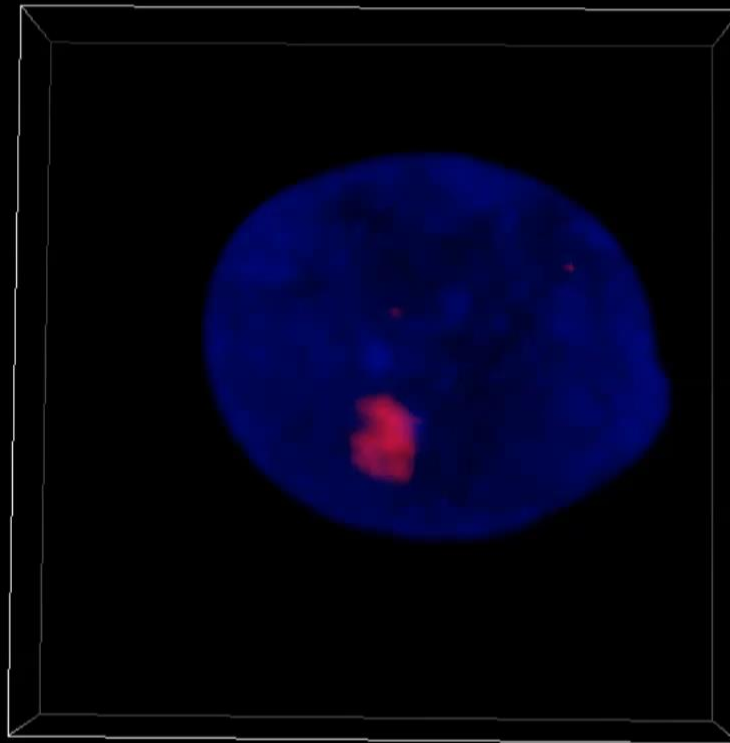
Hamowanie hadronów w materii



Przesuwanie wiązki
ze zmianą energii

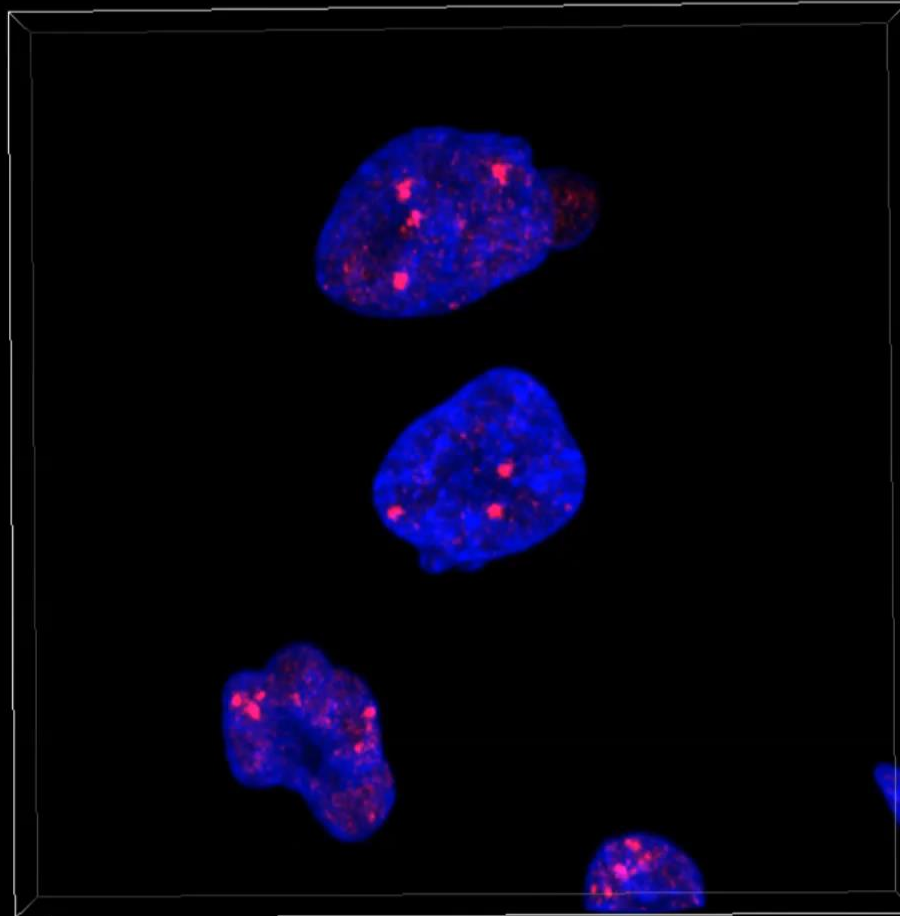


Uszkodzenia radiacyjne



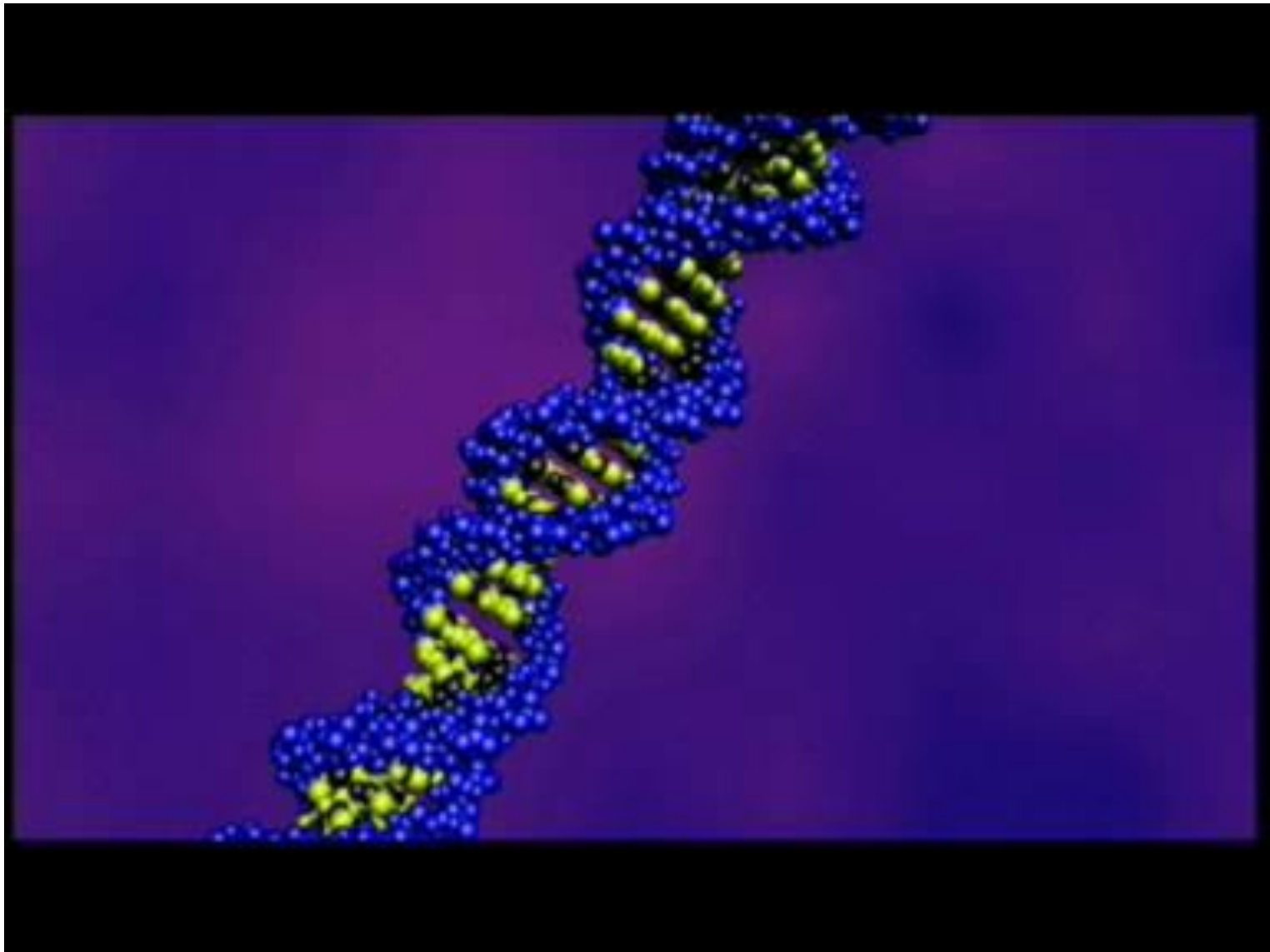
Calibration x:0.05 μm , y:0.05 μm , z:0.13 μm
Width:25.02 μm Height:25.02 μm Depth:5.50 μm

Uszkodzenia wywołane jonami



Calibration x:0.12 μm , y:0.12 μm , z:0.13 μm
Width:62.54 μm Height:62.54 μm Depth:6.25 μm

Concerned
about **dose** escalation
and
integral dose ?

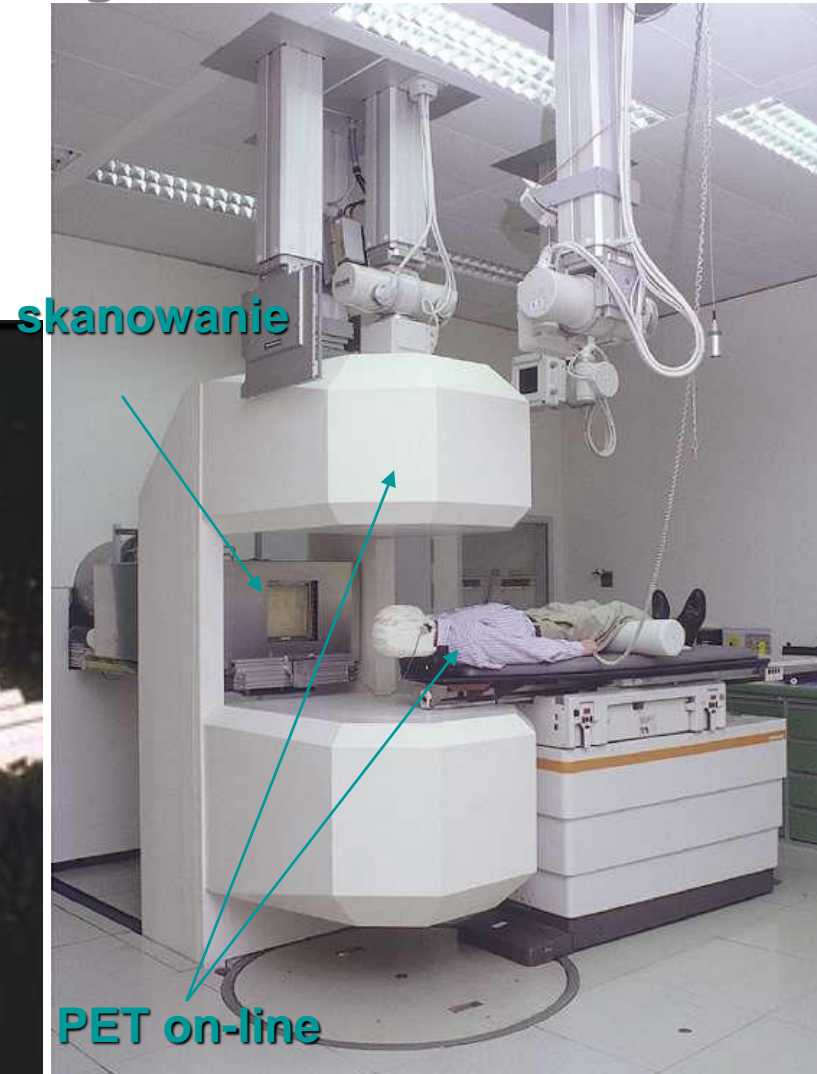


Histstoria europejskiego sukcesu: pilotowy project GSI z jonami węgla

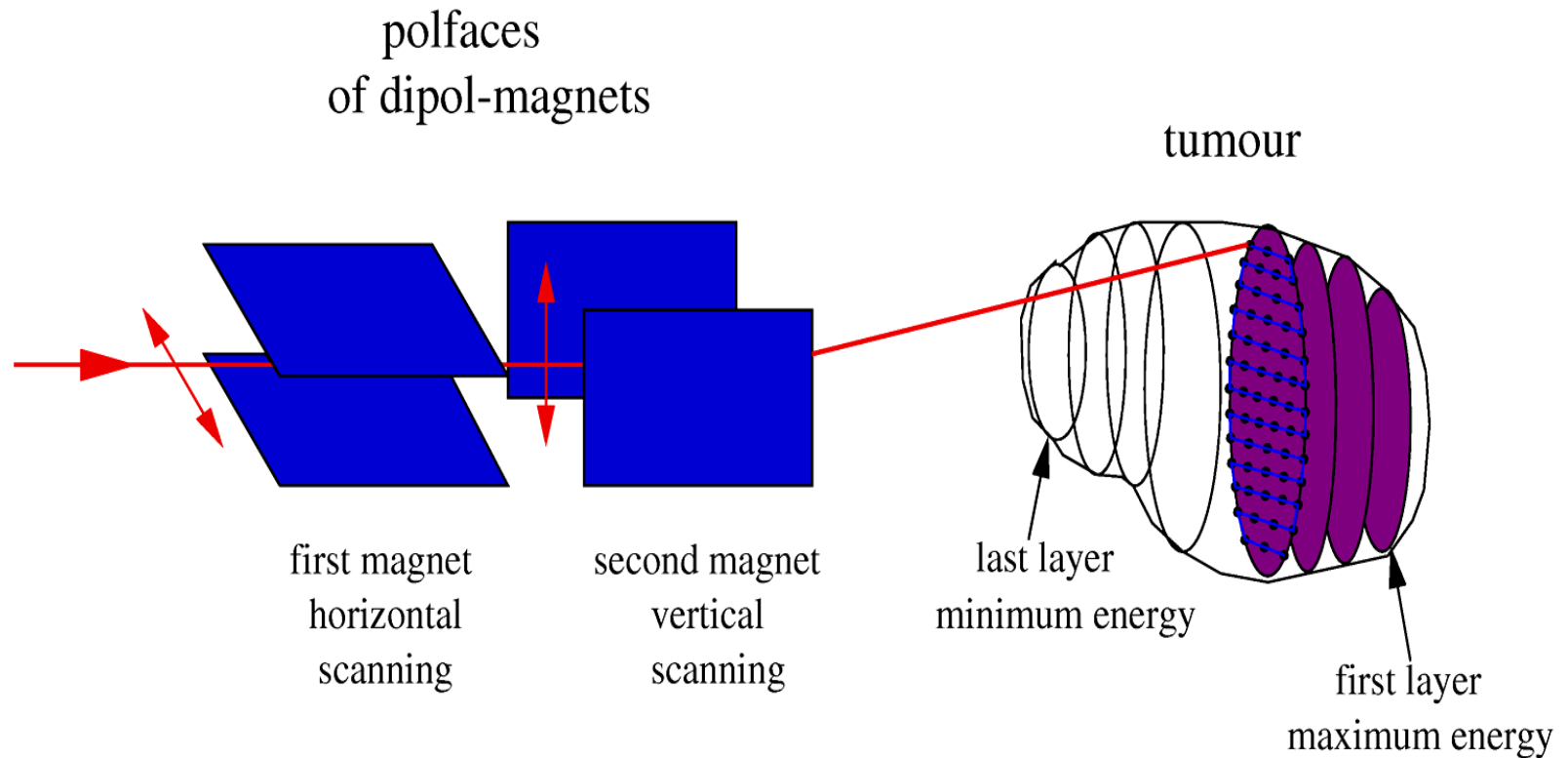
G. Kraft

Terapia 380 pacjentów
jonami węgla

J. Debus (Heidelberg Univ.)



Technika rastrowa skanowania nowotworu



Challenged for highest conformity
and cost efficiency?



Obraz Alberta Einsteina uzyskany w GSI przy zastosowaniu rastrowego systemu skanowania na wiązce węgla o energii 430 MeV/u i rozmyciu 1,7 mm i (FWHM).

Obraz składa się z 105x120 pikseli wypełnionych przez $1.5 \cdot 10^{10}$ cząstek uzyskanych w 80 uderzeniach (5 sec. każde) w akceleratorze SIS. Oryginalny rozmiar obrazka: 15x18 cm.

Dzięki uprzejmości
G. Krafta (GSI)

Nowotwór kości czaszki

G.Kraft - GSI



Prior C12-RT

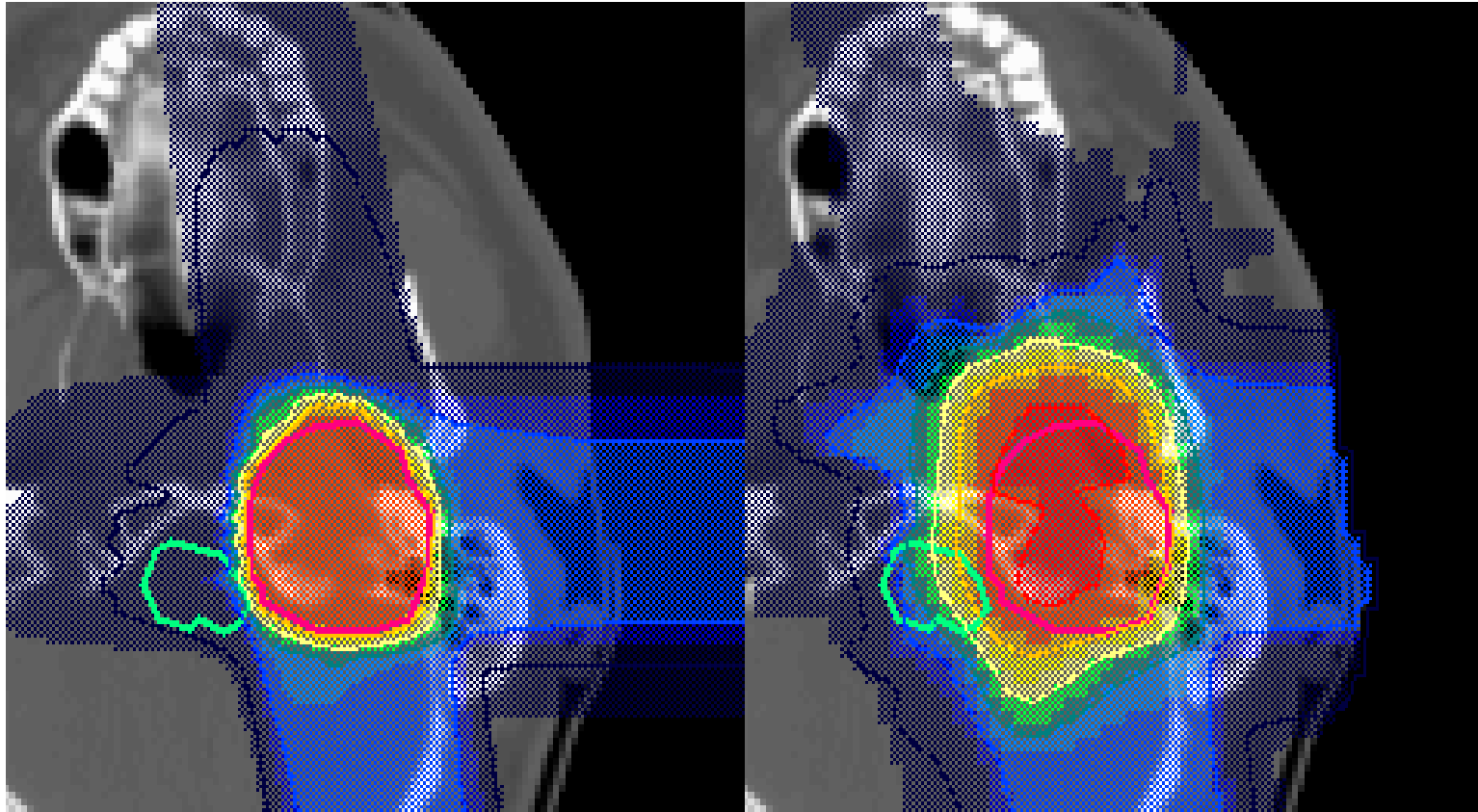


6 weeks after C12-RT

Porównanie - jony węgla vs. protony

C-12 (GSI)

Protons (Capetown/SA)



➡ Advantage due to beam scanning and less lateral scattering

Japonia: 4 ośrodki terapii protonowej i 2 ośrodki terapii jonami węgla

WAKASA BAY PROJECT
by Wakasa-Bay Energy Research Center
Fukui (2002)
protons (≤ 200 MeV) synchrotron
(Hitachi)
1 h beam + 1 v beam + 1 gantry

TSUKUBA CENTRE
Ibaraki (2001)
protons (≤ 270 MeV)
synchrotron (Hitachi)
2 gantries
2 beam for research

HYOGO MED CENTRE
Hyogo (2001)
protons (≤ 230 MeV) - He and C ions (≤ 320 MeV/u)
Mitsubishi synchrotron
2 p gantries + 2 fixed p beam + 2 ion rooms

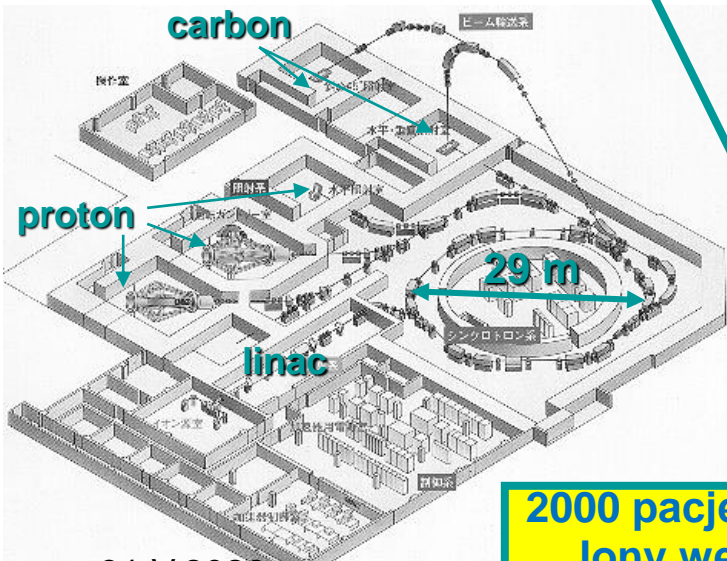
KASHIWA CENTER
Chiba (1998)
protons (≤ 235 MeV)
cyclotron (IBA - SHI)
2 Gantries + 1 hor. beam

HEAVY ION MEDICAL ACCELERATOR
HIMAC of NIRS (1995)
He and C (≤ 430 MeV/u) 2 synchrotrons
2 h beams + 2 v beams

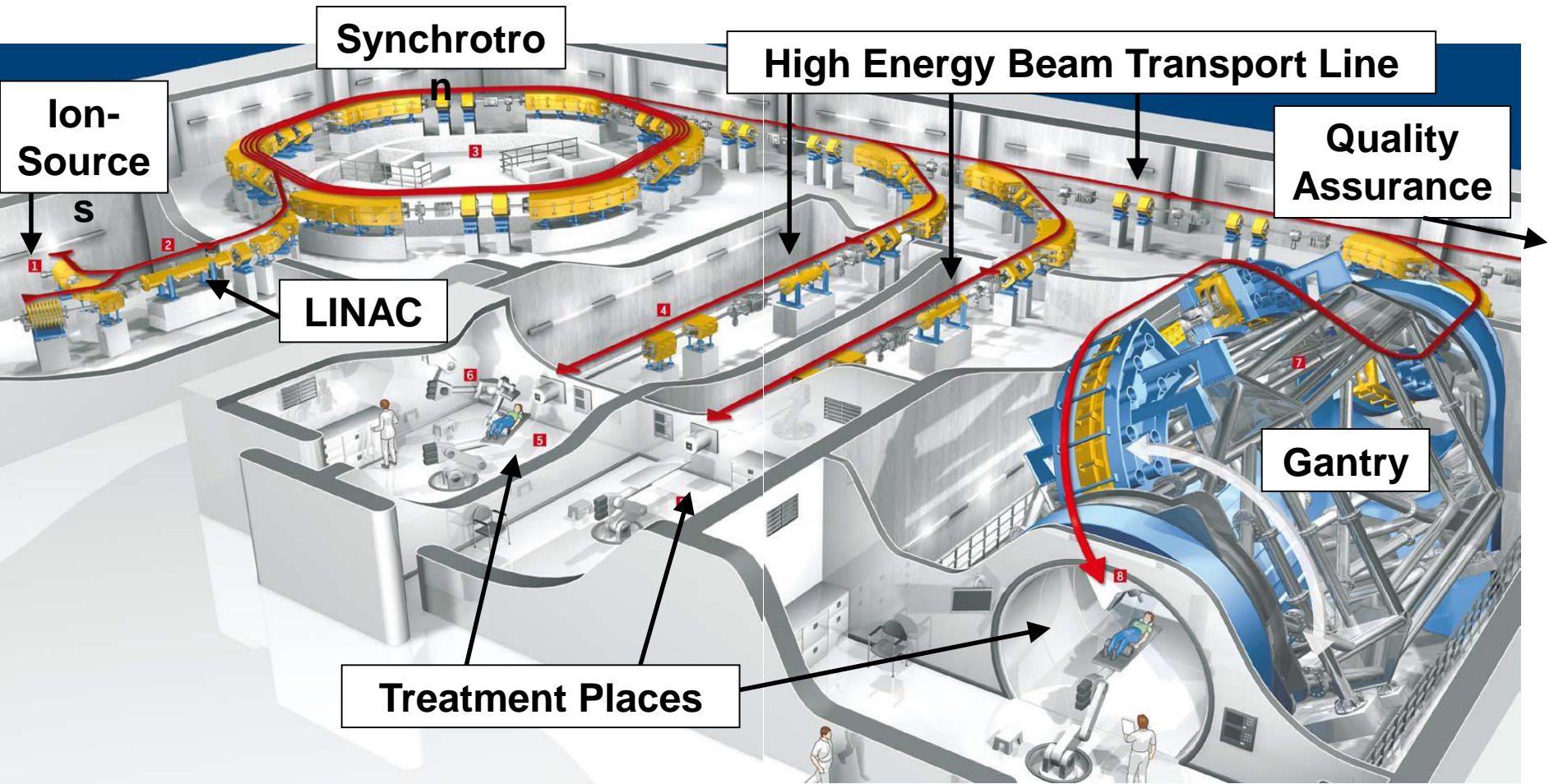
SHIZUOKA FACILITY
Shizuoka (2002)
Proton synchrotron
2 gantries + 1 h beam

**8000 pacjentów
Jonj węgla**

**2000 pacjentów
Jonj węgla**



Akcelerator w Heidelbergu



Gantry w Heidelbergu

Największe gantry na świecie:

- 25m długości
- 13m wysokości
- Waga : 670 ton - z czego 600 ton może się obracać o 360° z dokładnością do mm!!!



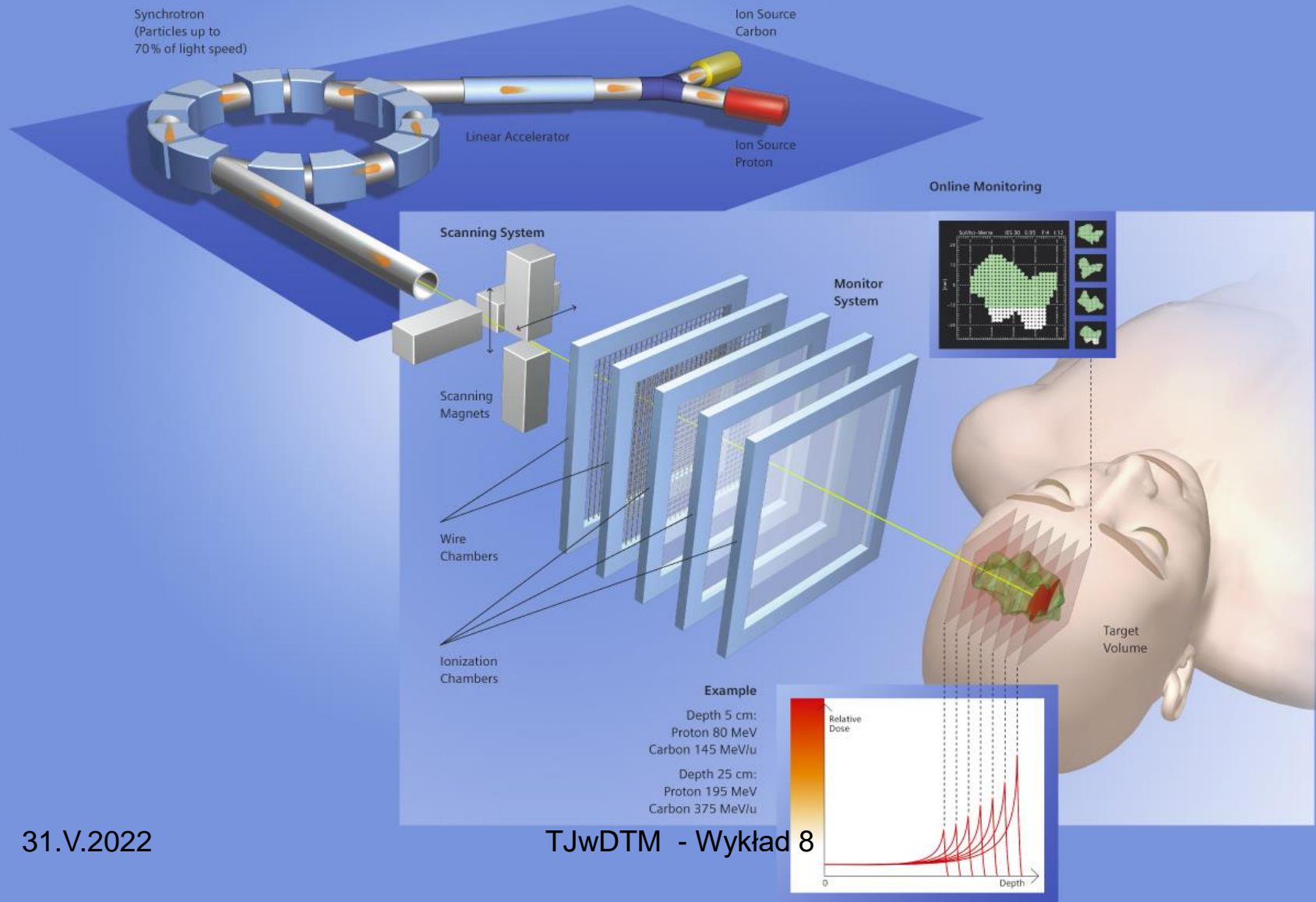
Koszt całego ośrodka radioterapii w Heidelbergu ~ 100 M€

Pierwszy pacjent

Listopad 2009!

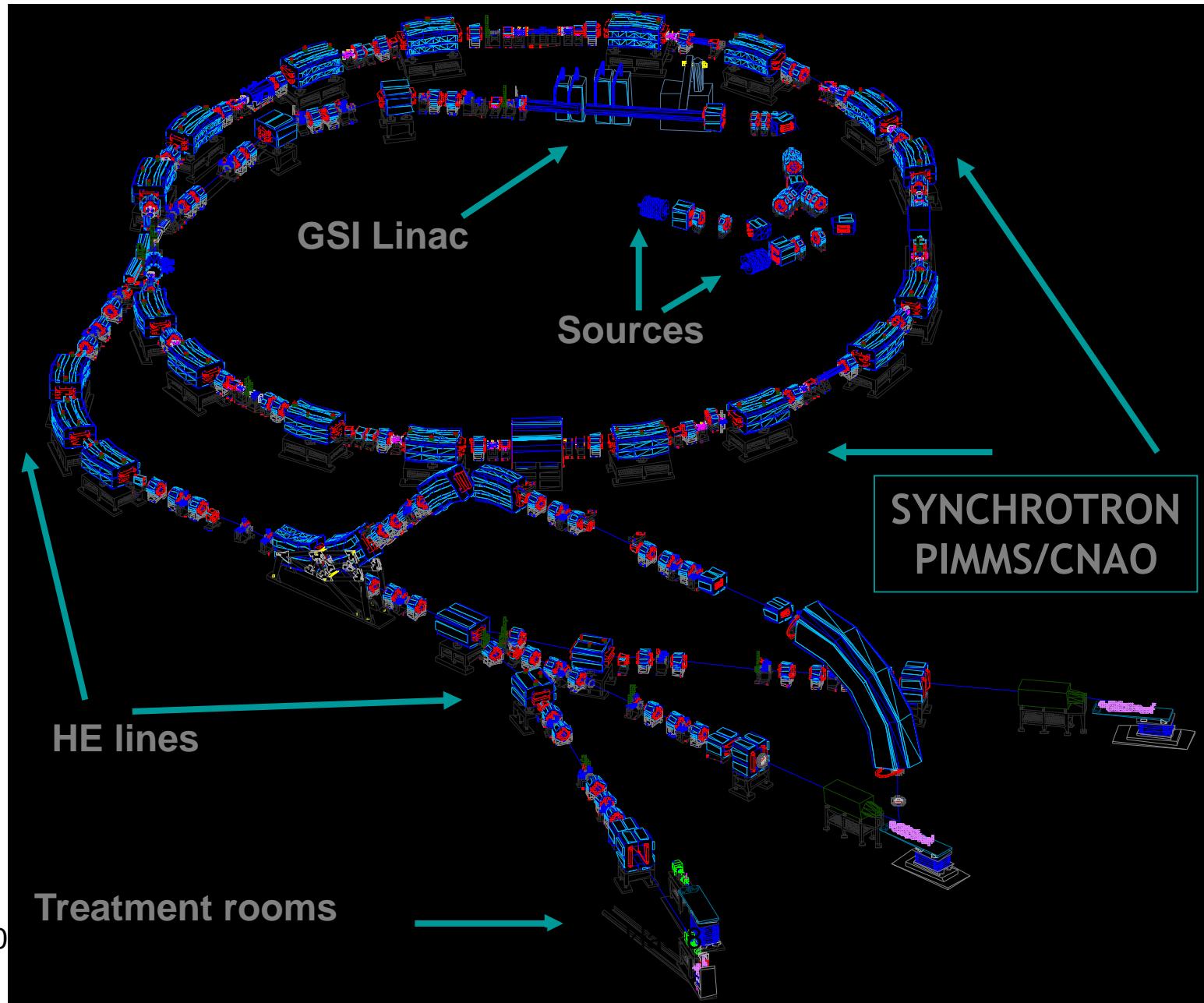


Ośrodek radioterapii w Heidelbergu



Procedura radioterapii jonami 12-C

Ośrodek w Pawii k/Mediolanu



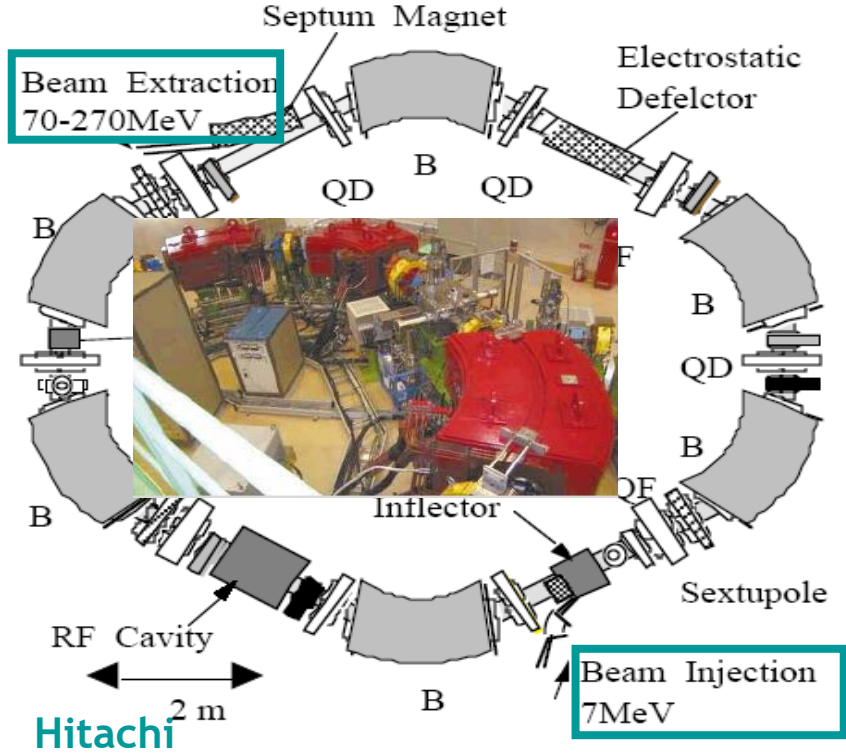
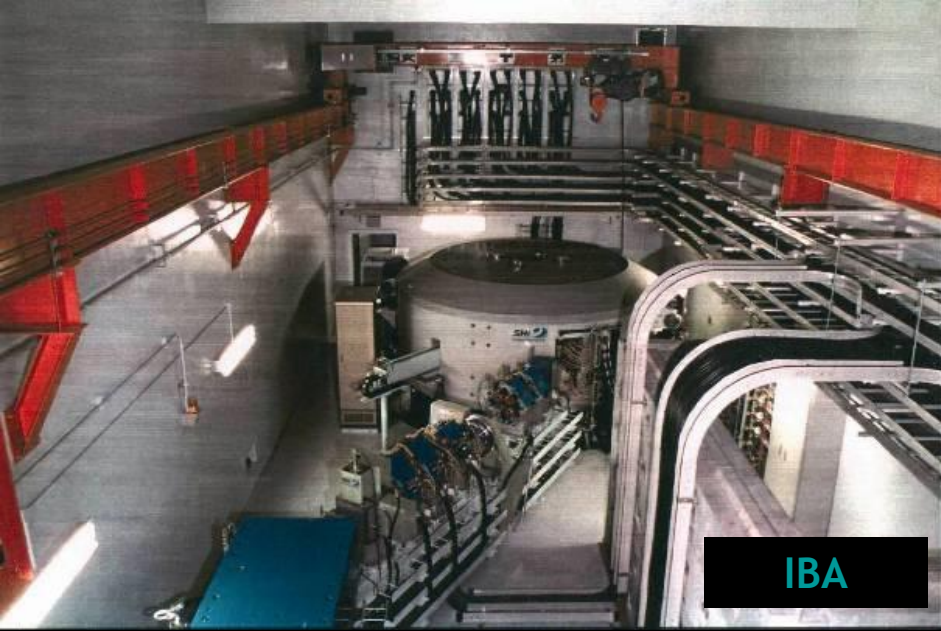
31.V.20

CNAO- Pavia

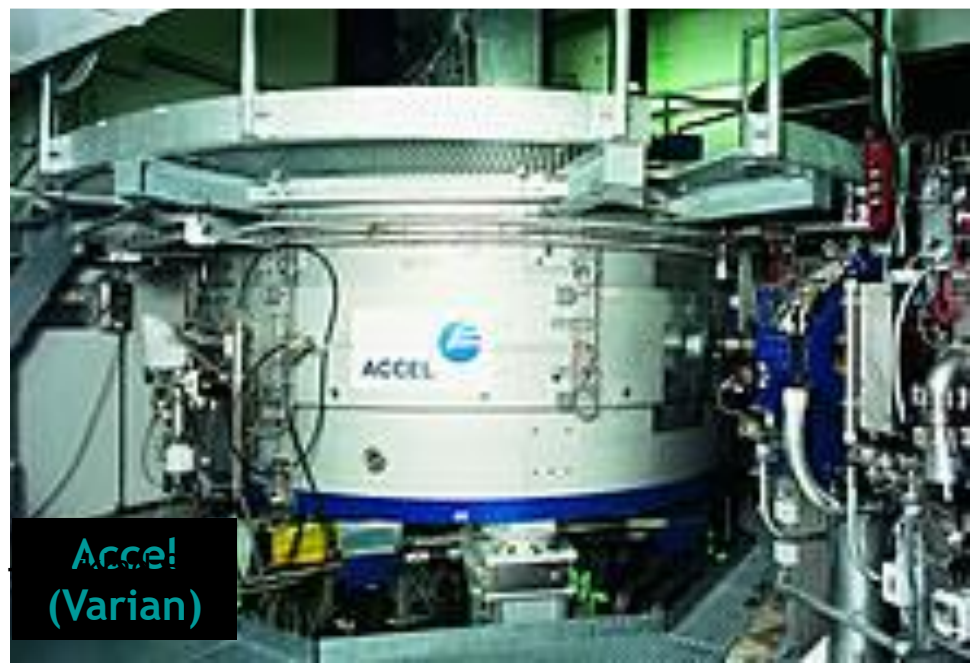
The construction phase of the Centre was completed on February 15th, 2010, and the second phase began, comprising clinical trials which will lead to the treatment of about one hundred twenty patients selected from around 20 pathologies deemed to be treatable with hadrontherapy. This phase which covered the biennium 2010-2012, allowed for the scientific validation of hadrontherapy in an Italian hospital setting. It also laid the foundation for next phase of the Centre's operation that will treat about 3000 patients per year, expanding the clinical indications and conducting clinical radiobiological and technology research activities.

"The realization phase lasted for 5 years, from 2005 to 2010 and 133M€ were invested. At the end of the construction, the Italian Health Ministry requested a three years clinical trial phase, whose total cost has been equal to 37.2 M€. This path brought to the CE label of the CNAO medical device and, in a short time, hadrontherapy treatments will be included in the list of the basic therapies of the Italian Health System.

<https://fondazionecnao.it/en/what-do-we-do/virtual-tour>



Terapia protonowa: akcelerator



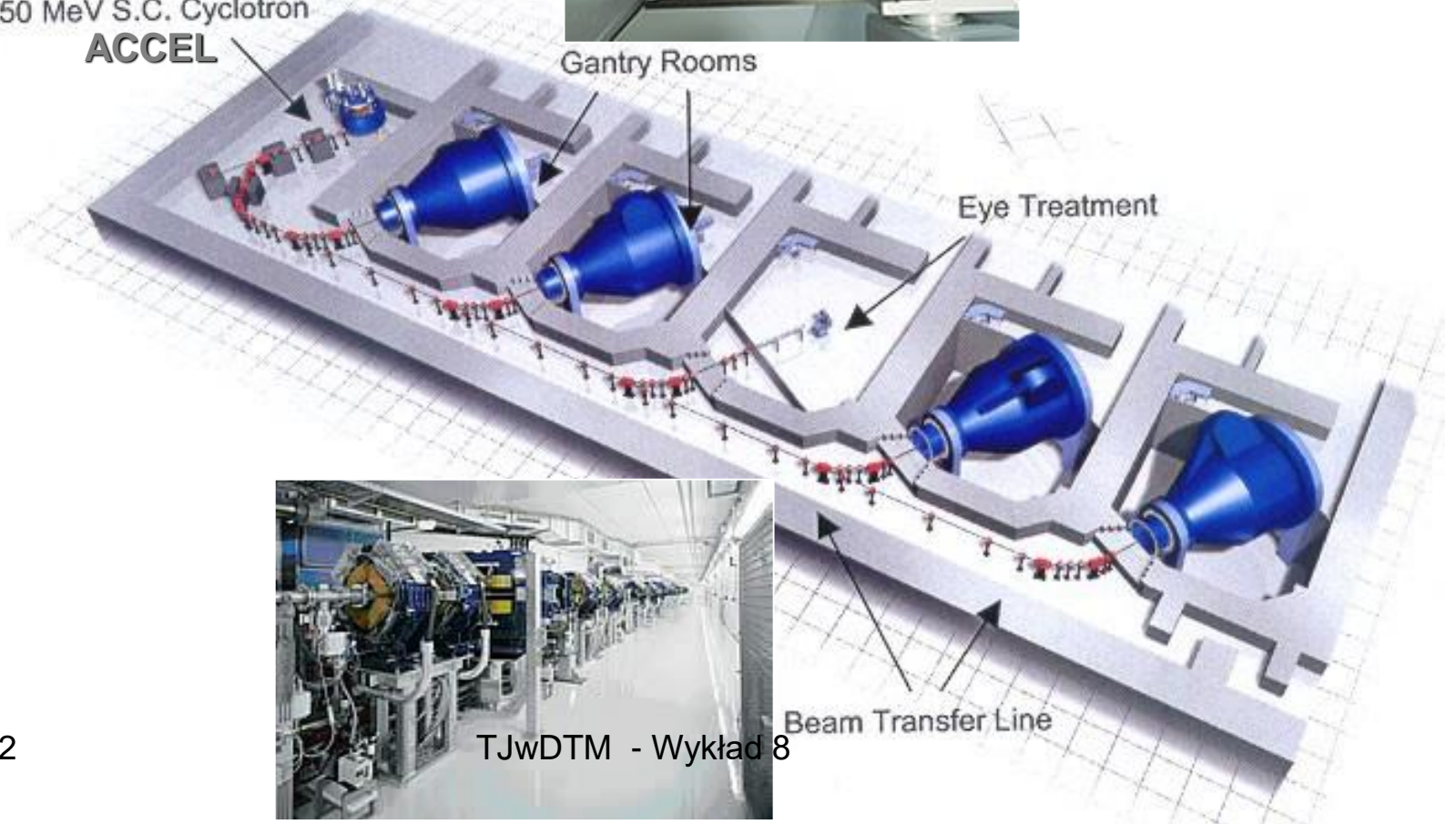
Rinecker Proton Therapy Centre Monachium



250 MeV S.C. Cyclotron
ACCEL



Gantry Rooms



Potencjalna liczba pacjentów

Z badań w Austrii, Francji, Niemczech i Włoszech
(program ramowy ENLIGHT)

Terapia kwantami γ

każde 10 milionów mieszkańców: 20 000 pacj. / rok

Terapia protonowa

12% pacjentów γ

2 400 pacj. / rok

Terapia jonami węgla

3% pacjentów γ

600 pacj. / rok

Razem na każde 10 M około 3 000 pacj. / rok

Narodowe Centrum Radioterapii Hadronowej, Konsorcjum NCRH

Partnerzy:

- Instytut Fizyki Jądrowej, Kraków - koordynator
- Centra Onkologii: Warszawa, Kraków, Kielce,
- Akademia Medyczna, Warszawa
- Uniwersytet Warszawski, Warszawa
- Instytut Problemów Jądrowych, Warszawa
- Uniwersytet Śląski, Katowice



Cele konsorcjum NCRH :

- Zbudować infrastrukturę dla terapii hadronowej w latach 2011-2013