

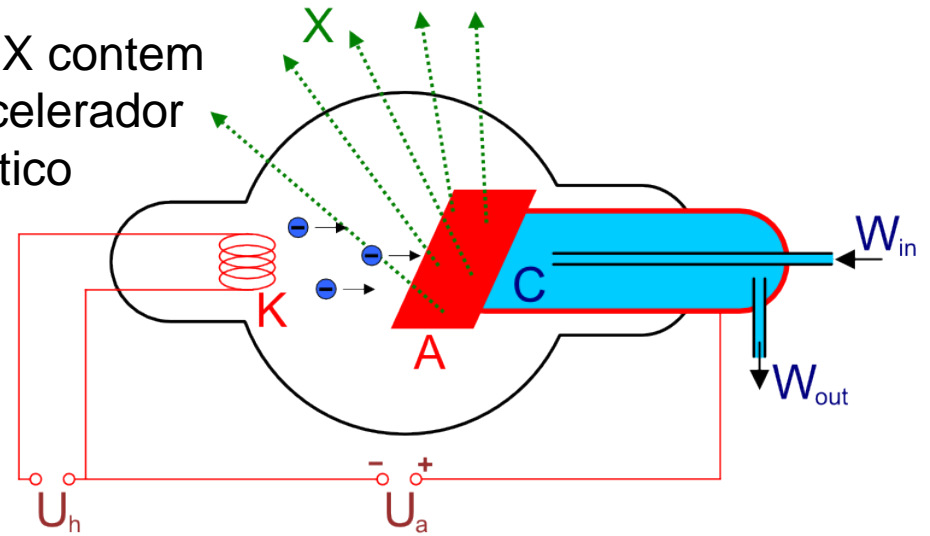
Aplicações da Física de Partículas



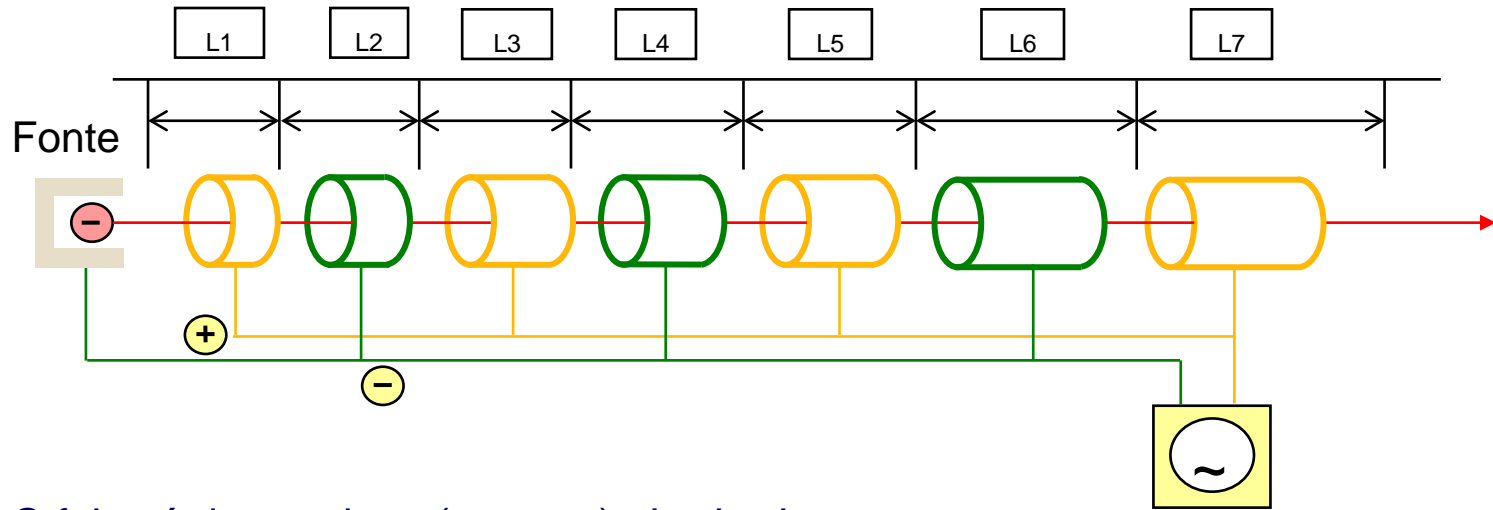
Luis Peralta
(FCUL e LIP)

1895 - Descoberta dos raios-X

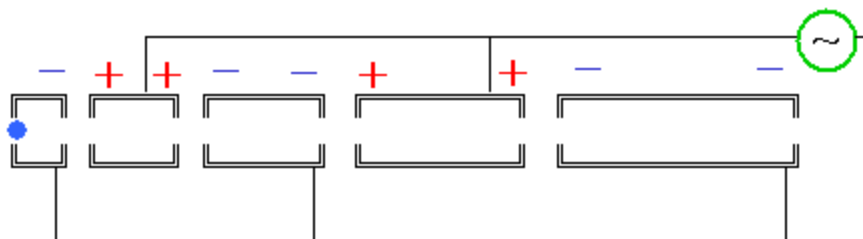
O tubo de raios-X contém um pequeno acelerador electrostático



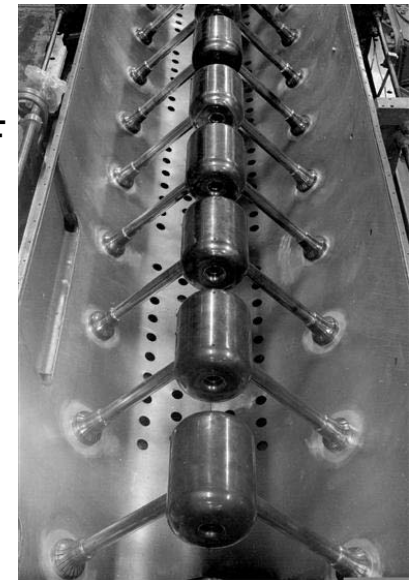
O acelerador Linear



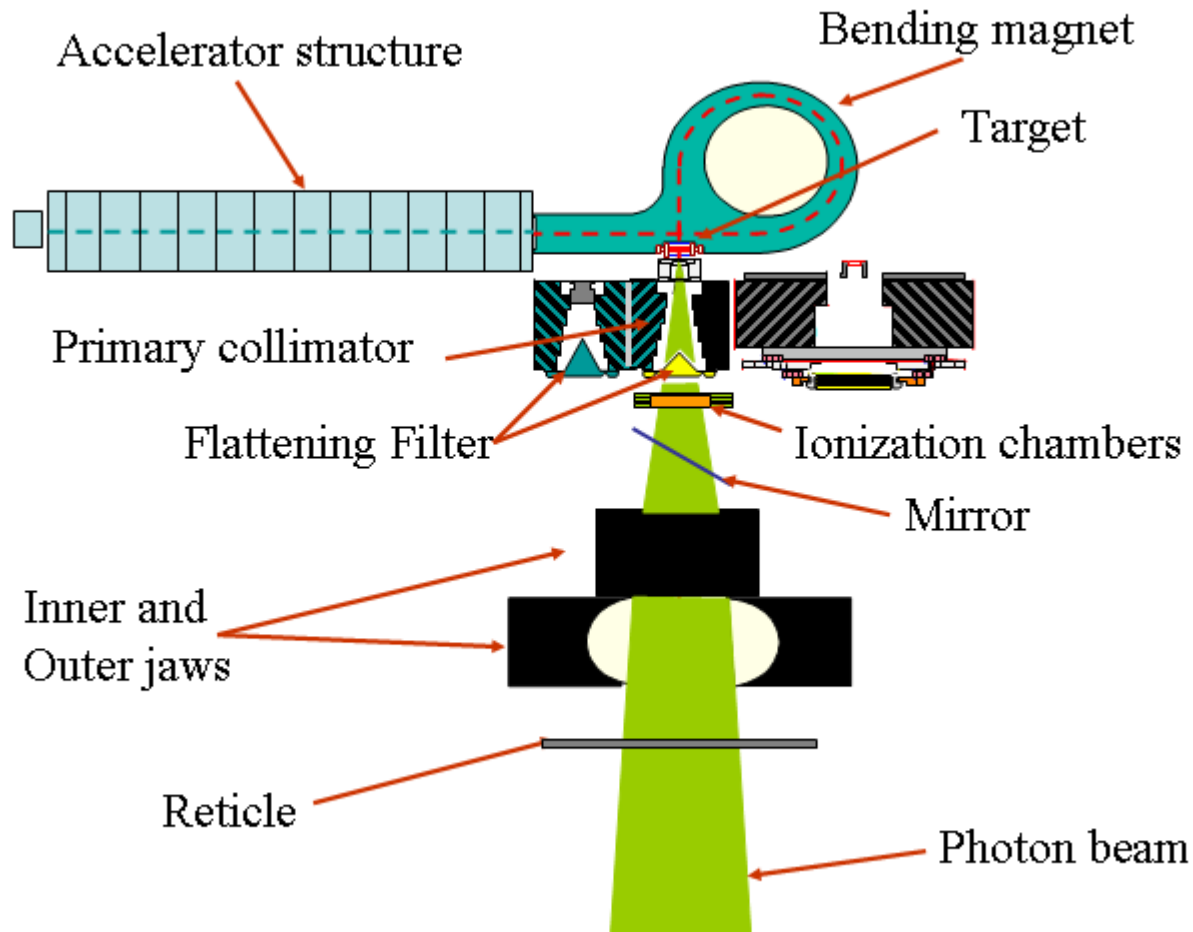
O feixe é descontínuo (pacotes) $L_1 < L_2 < L_3 \dots$



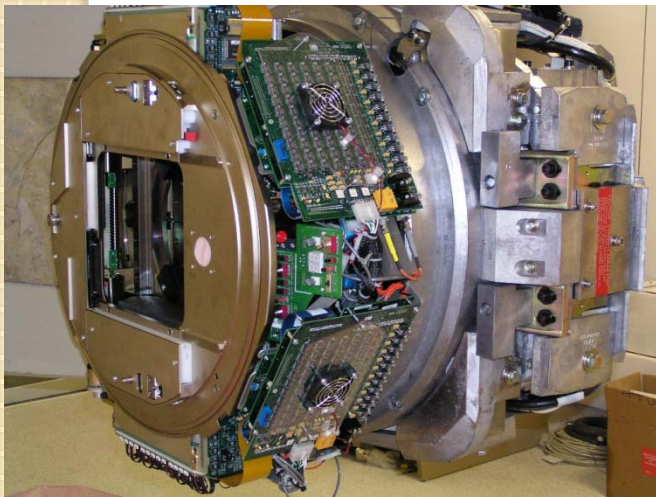
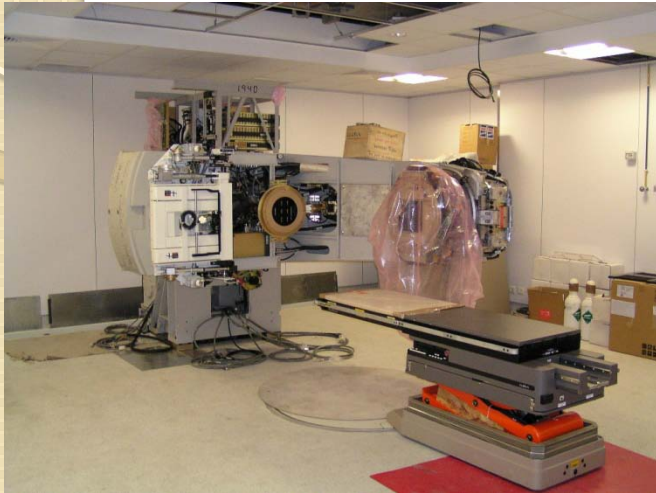
Fonte RF



Acelerador clínico de elétrons moderno



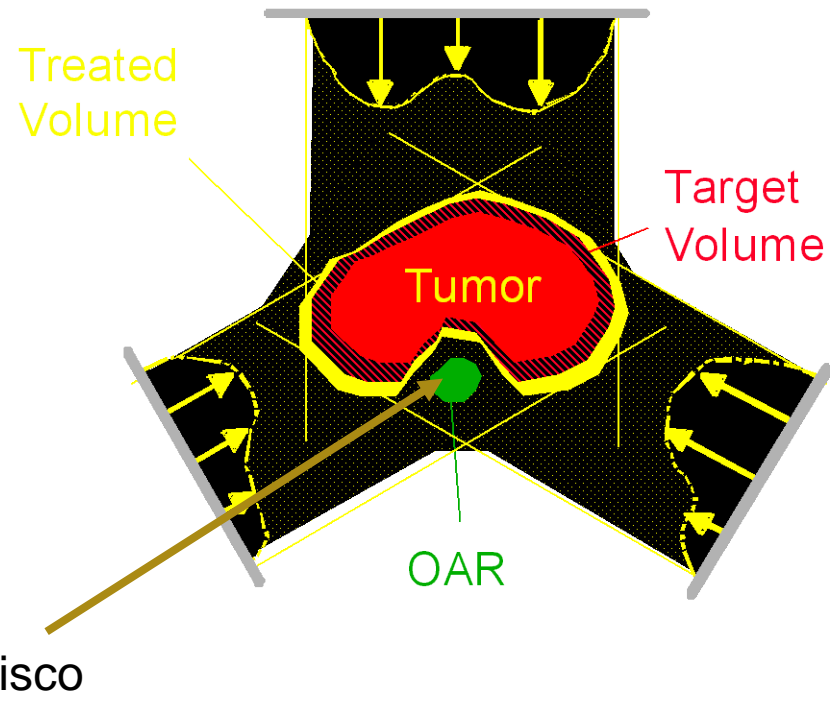
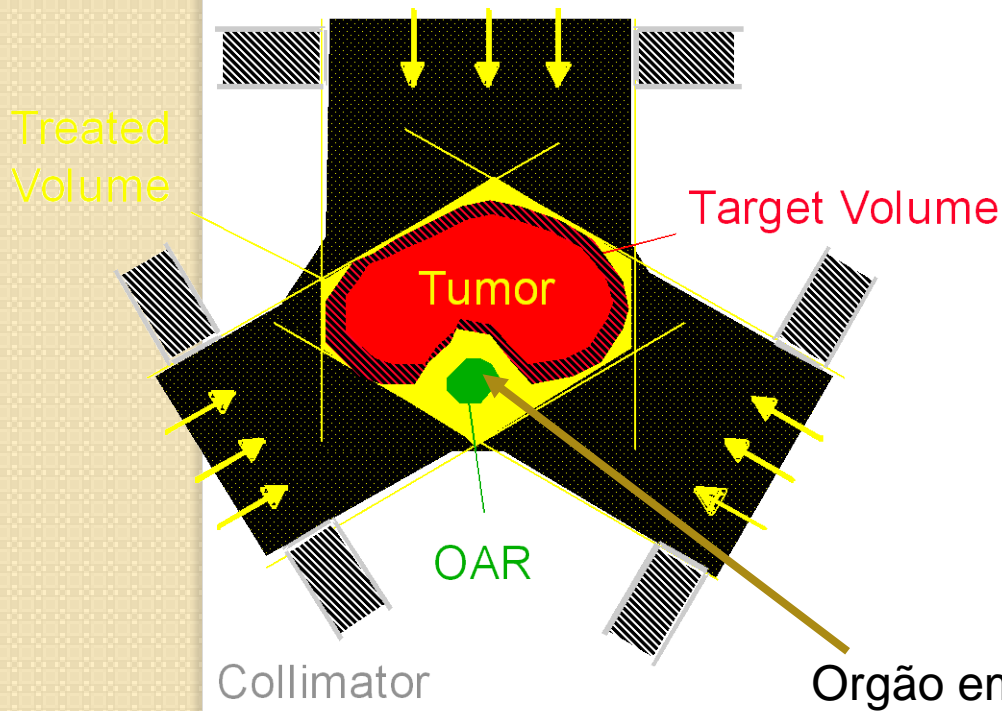
Instalação de um acelerador linear



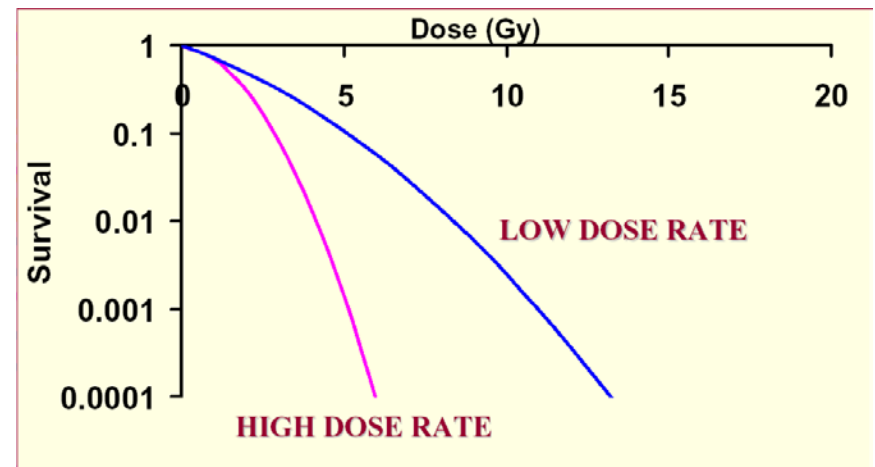
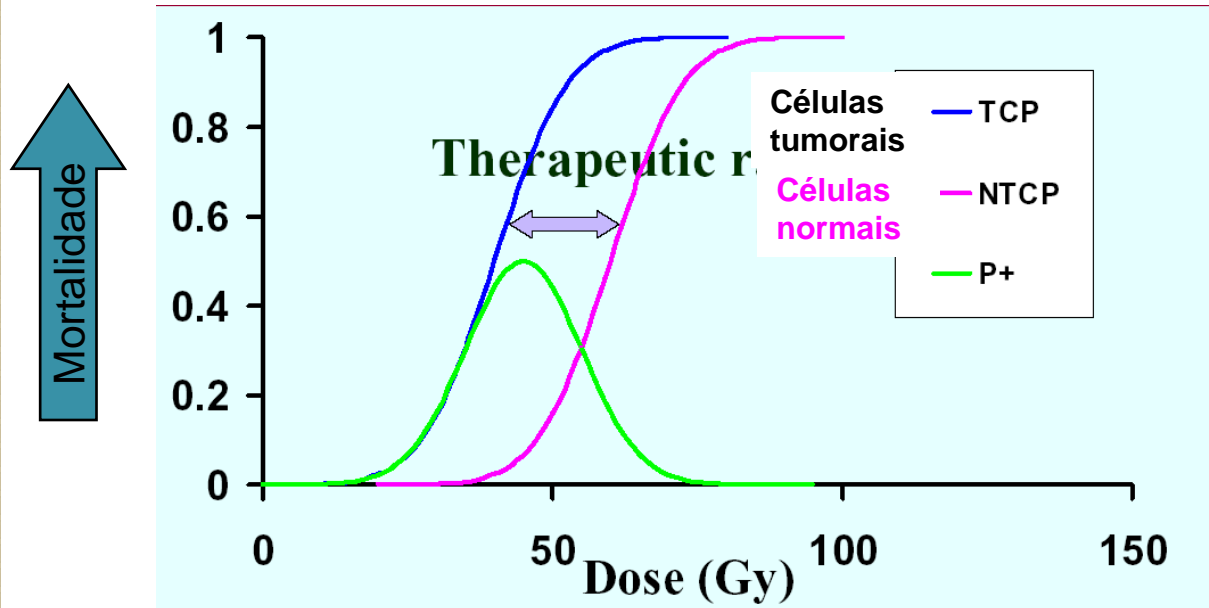
Conformação do feixe de fótons

Várias incidências feixe de fótons

IMRT (RadioTerapia de Intensidade Modulada)



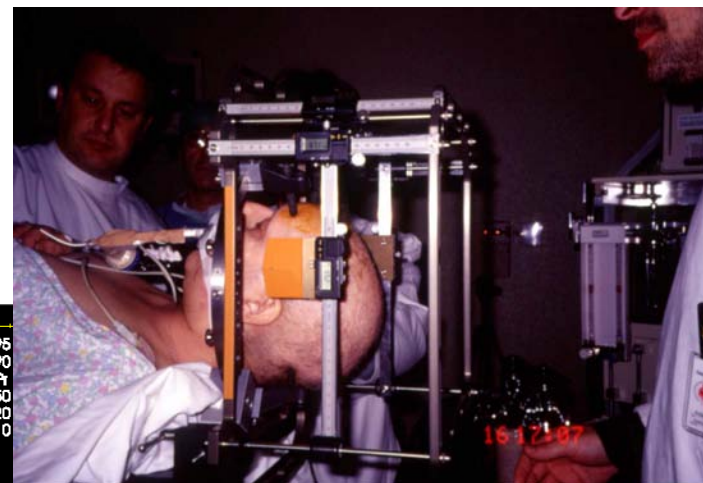
Sobrevivência de células tumorais / normais



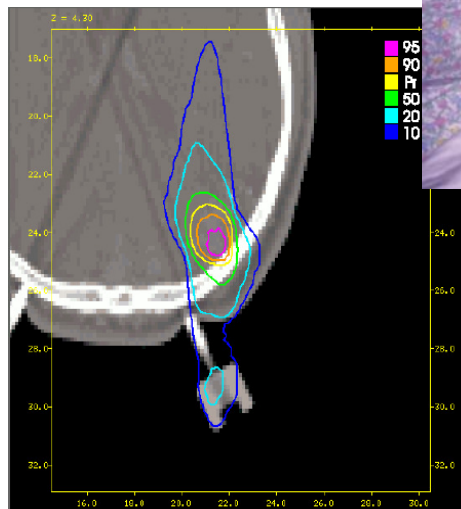
Radiocirurgia - Feixes finos com fótons de alta energia



colimadores adicionais

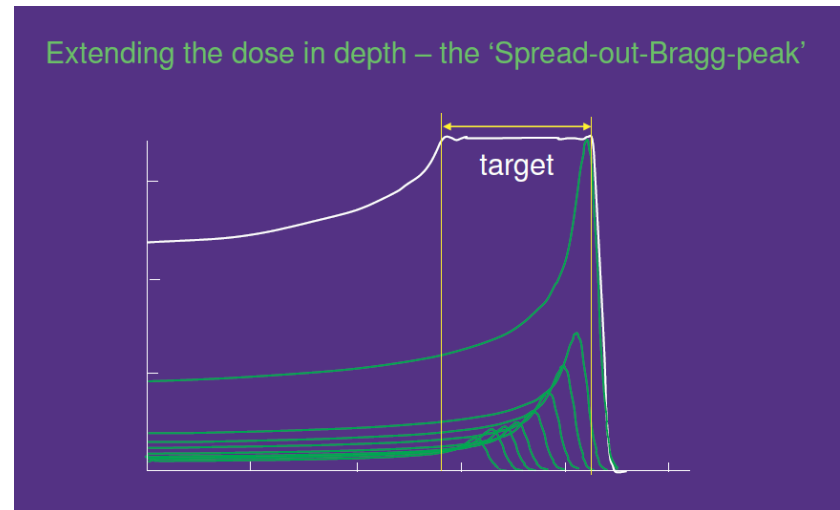
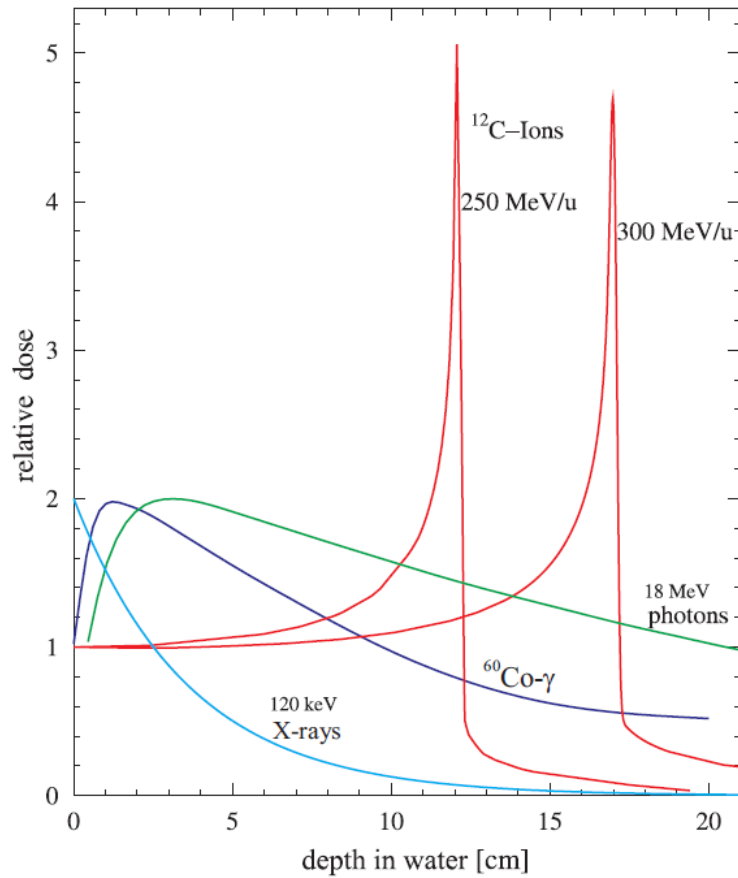


Sistema planeamento comercial

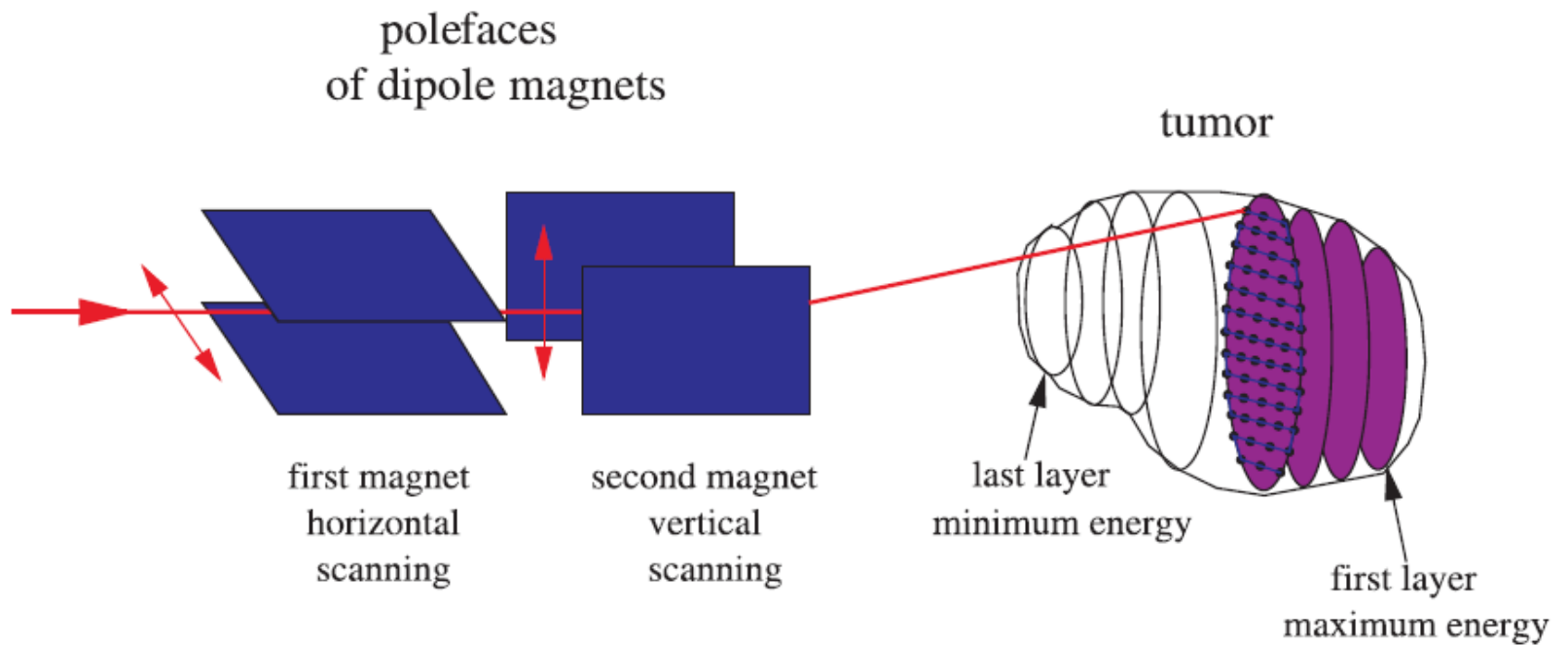


Simulação MC

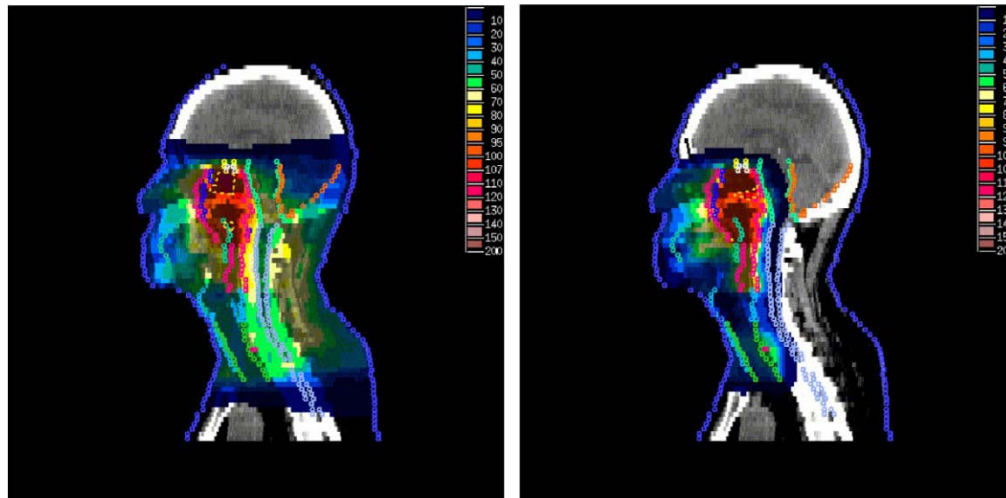
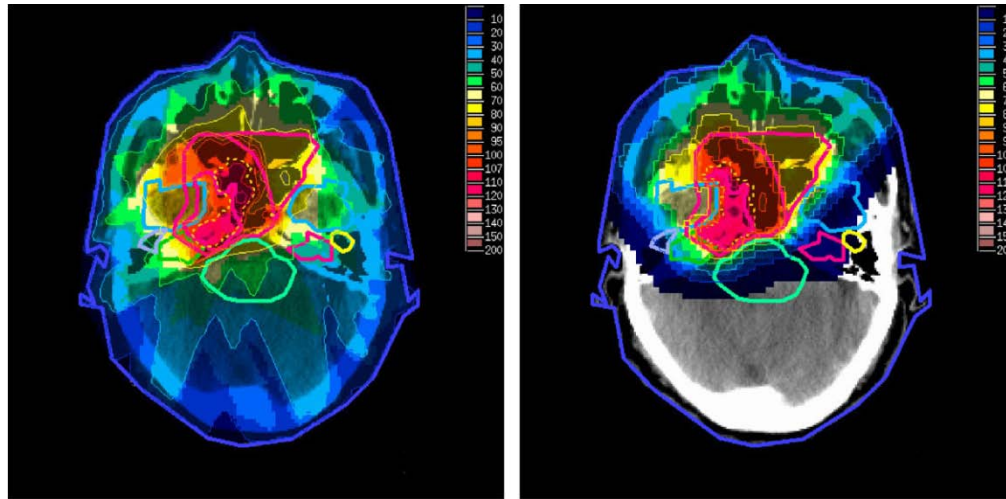
Deposição de energia de prótons/iões



Tumour painting



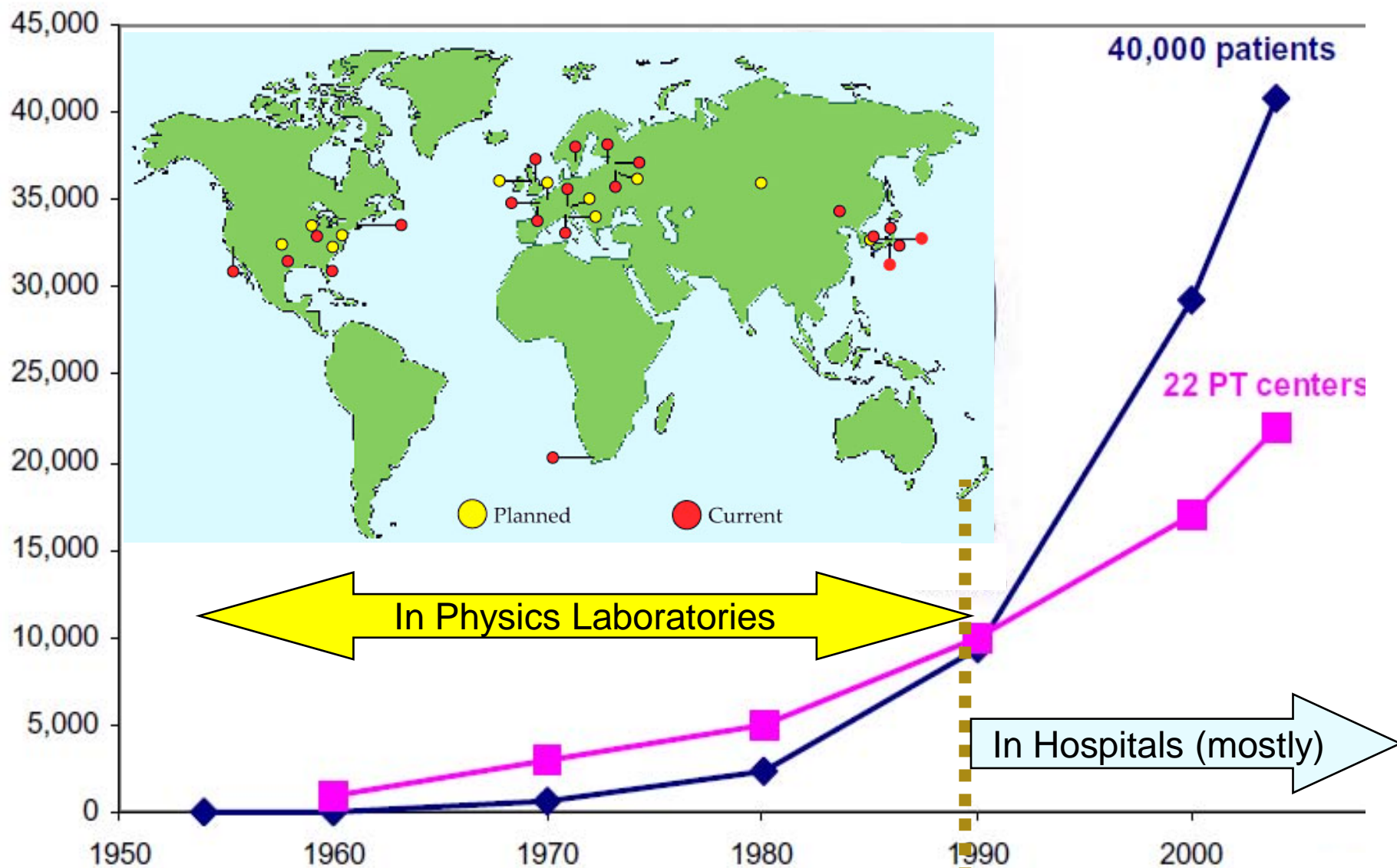
Terapia com prótons



Fotões

Protões

Evolução temporal da terapia com prótons



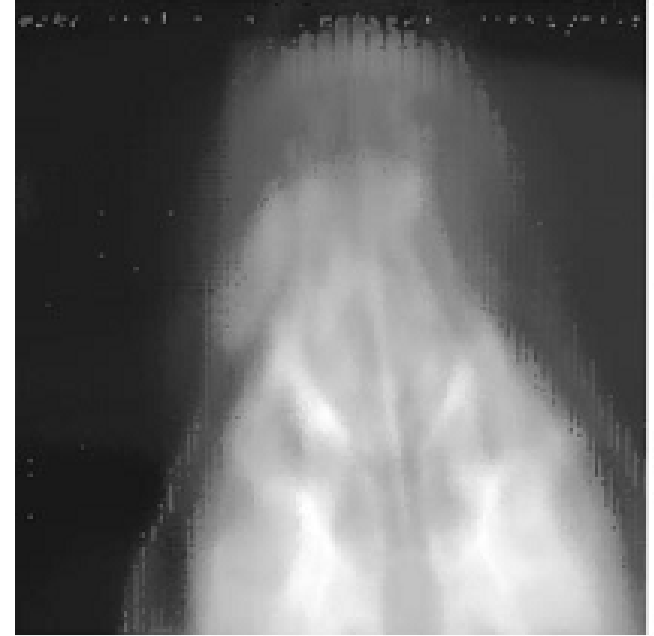
Courtesy Janet Sisterson, MGH

Alguns problemas da terapia com prótons

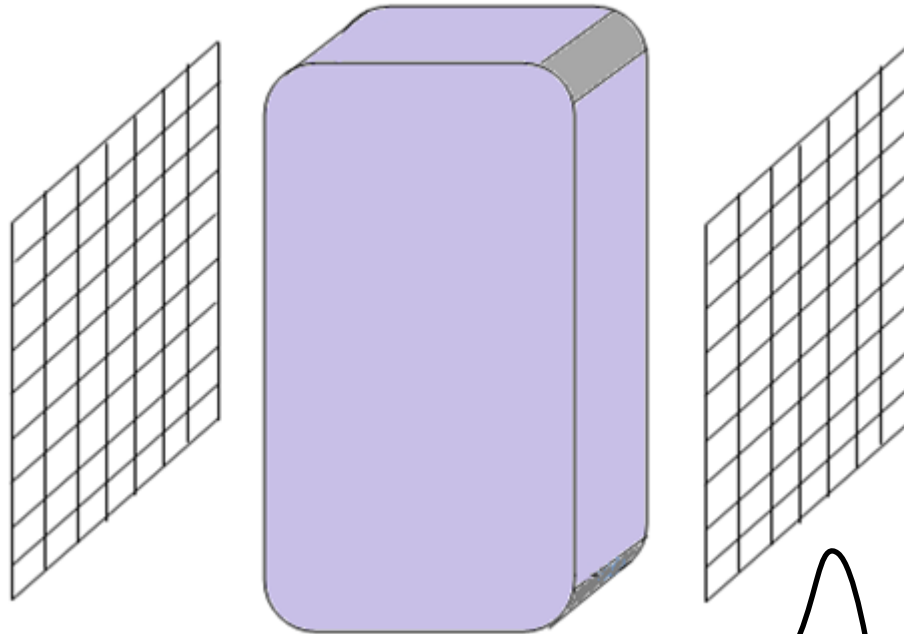
Dificuldade na determinação da densidade dos tecidos atravessados

Incertezas no alcance dos prótons

A radiografia convencional fornece informação sobre a densidade eletrónica, mas não sobre a distribuição nuclear



O princípio da radiografia com prótons



A energia de feixe é tal que o pico de Bragg encontra-se fora do volume alvo

Reconstrução

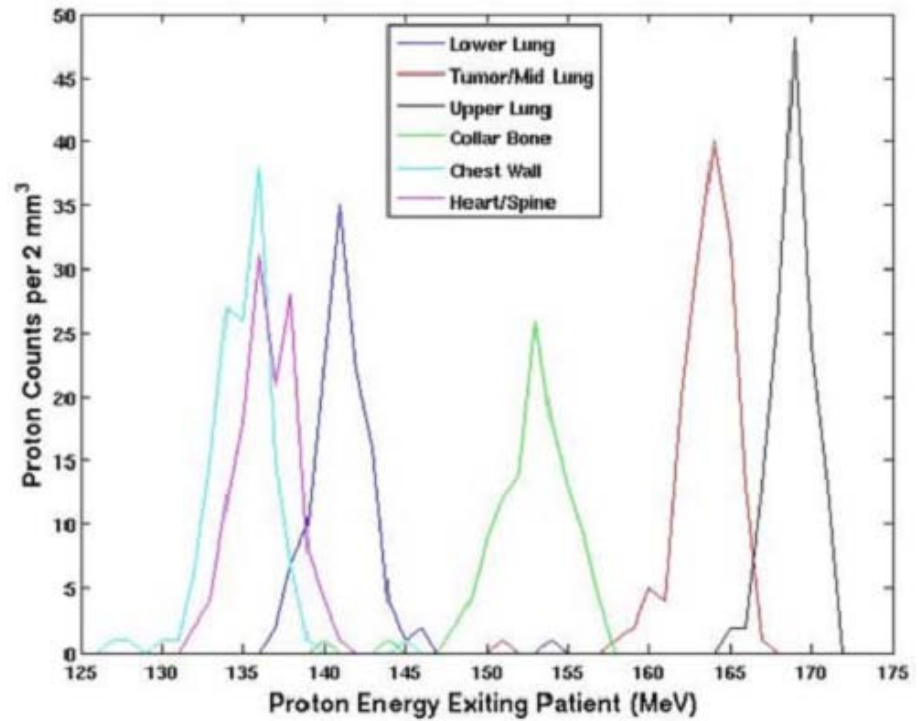
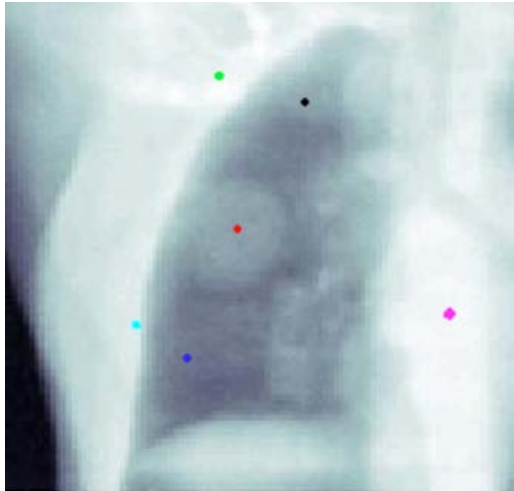
$$E_{abs} = E_{in} - E_{out}$$



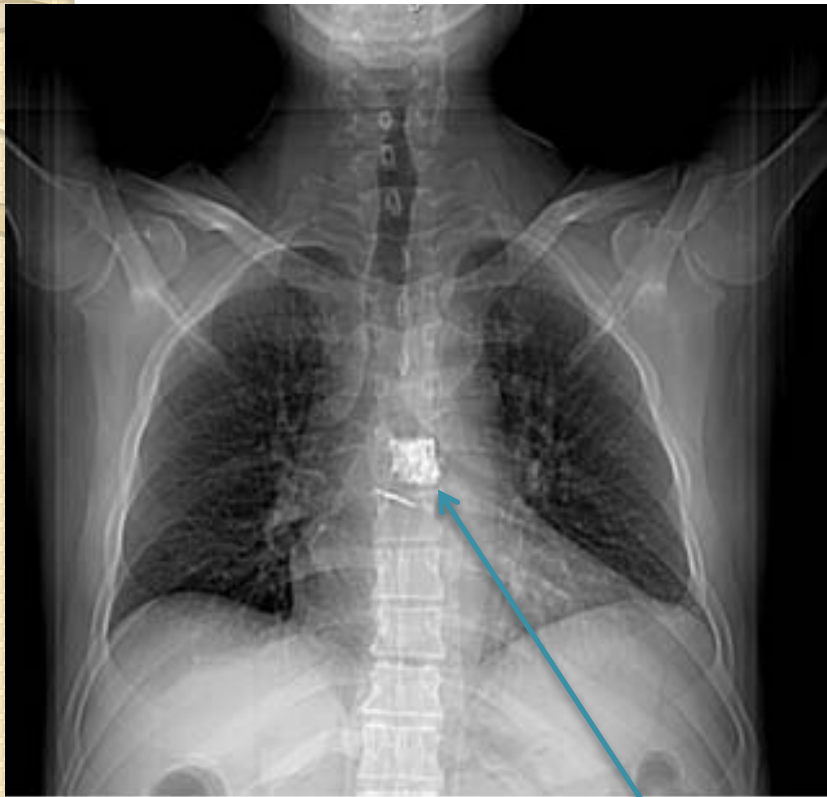
$$R_{abs}$$

Obtenção de mapas de alcances

Determinação de densidades



Radiografia com feixe de prótons



Raios-X

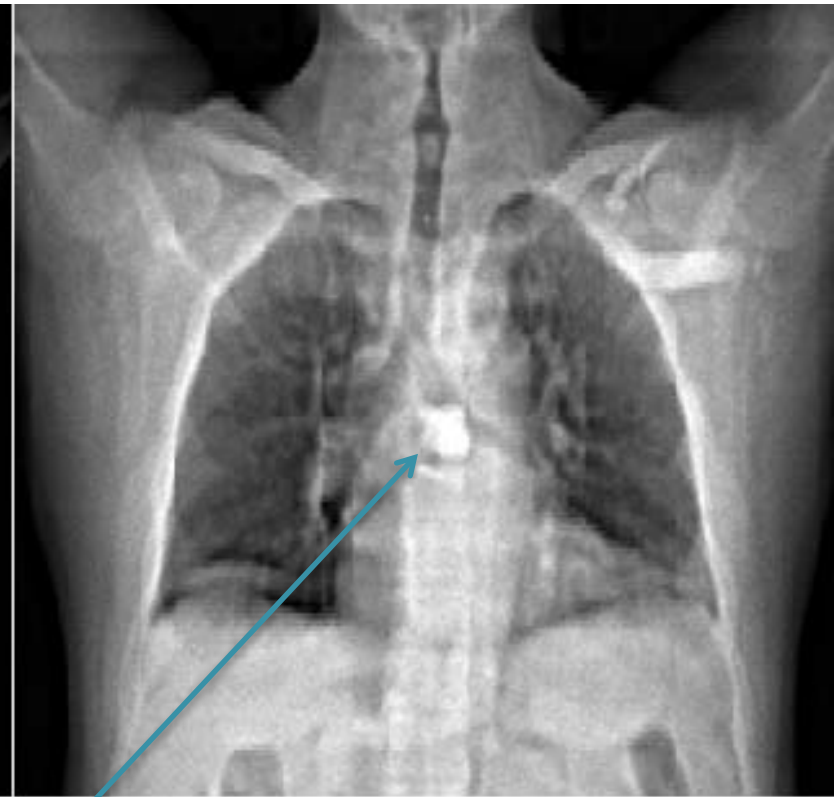


Imagem Protões (MC)

Tumor

A radiografia com prótons permite ter a mesma “visão” do feixe

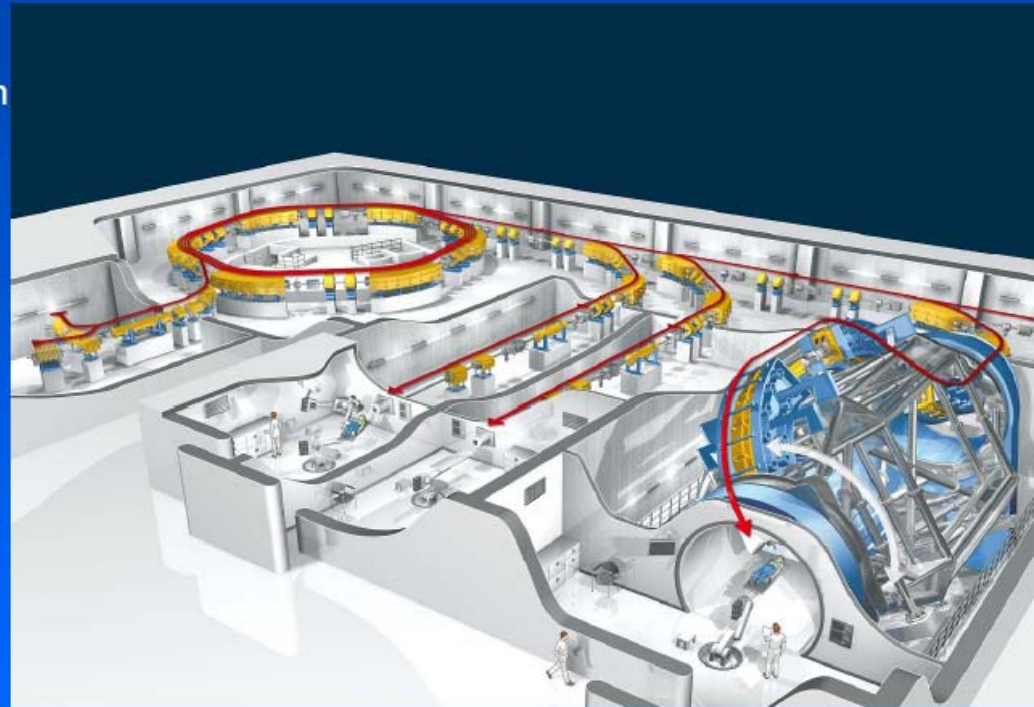
Terapia com íons carbono



The Heidelberg Ion Therapy Center

Heidelberg Ion Therapy Center

- compact design
- full clinical integration
- rasterscanning only
- low-LET modality: Protons (later He)
- high-LET modality: Carbon (Oxygen)
- ion selection within minutes
- world-wide first scanning ion gantry
- > 1000 patients/year
> 15.000 fractions/year

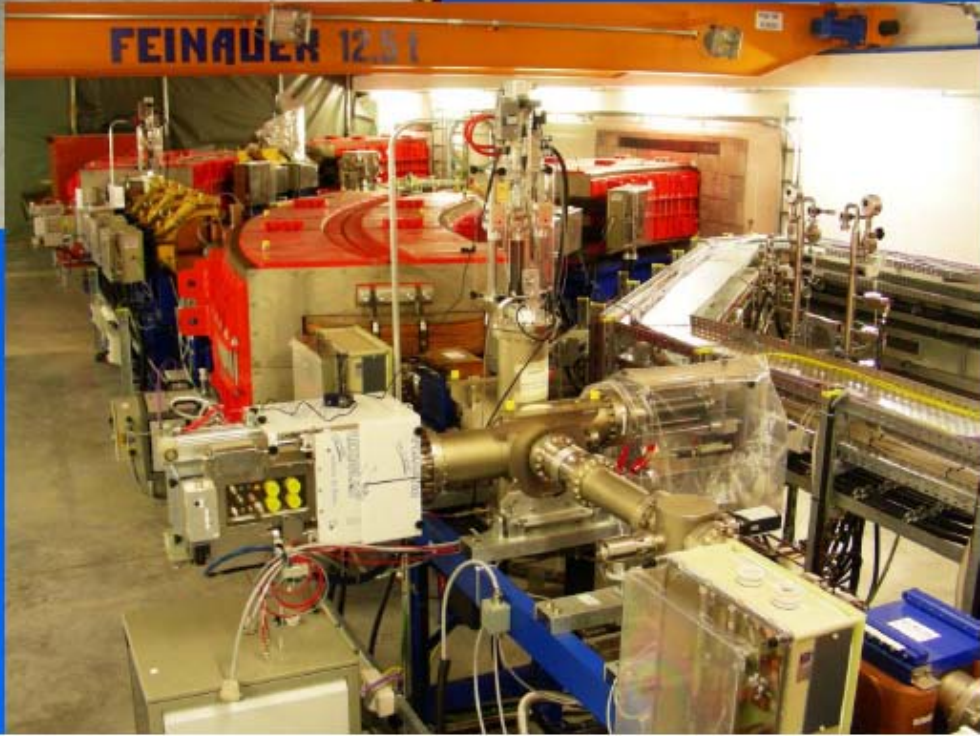




high energy
beam transport

synchrotron

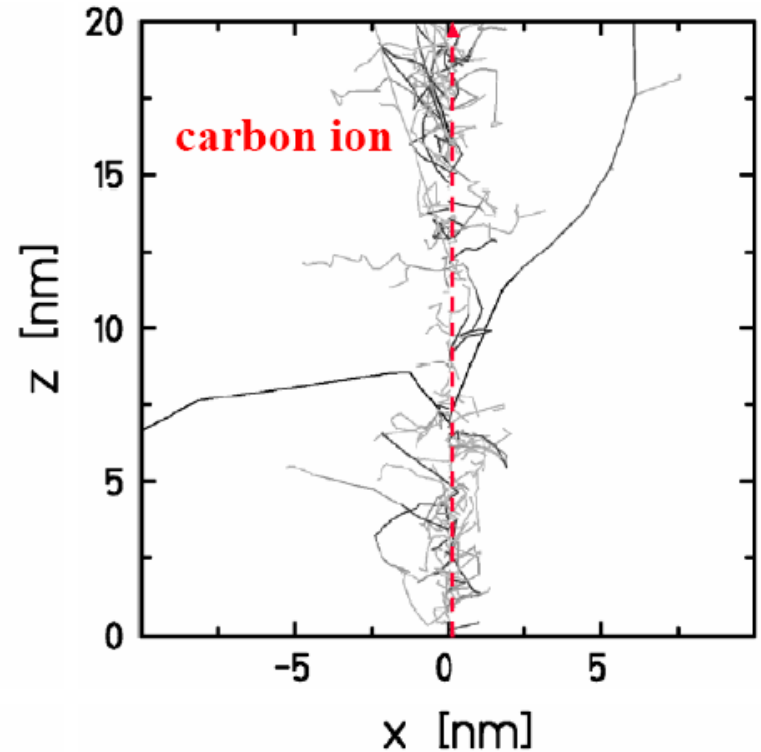
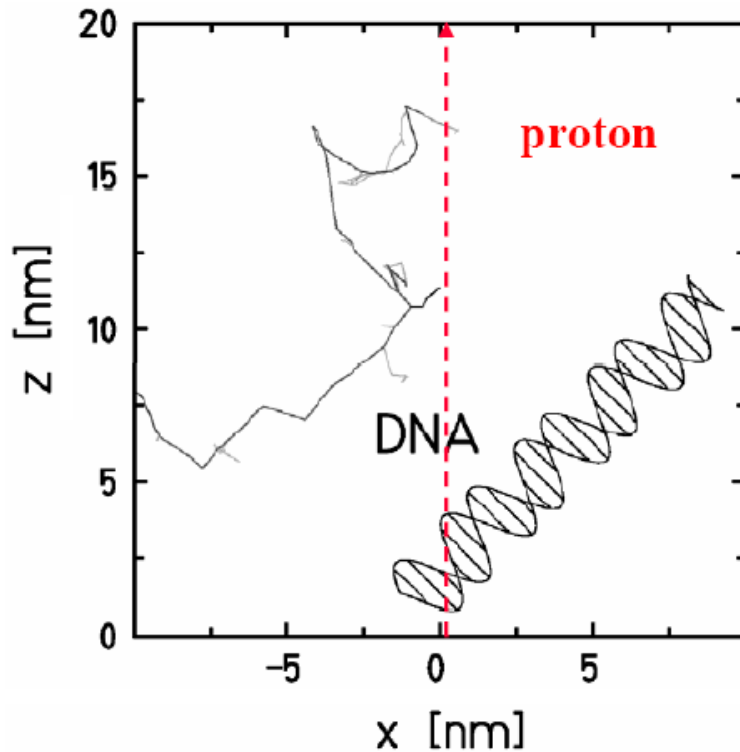
Th. Haberer, Heidelberg Ion Therapy Center



Patient Positioning



Porquê usar terapia com iões?

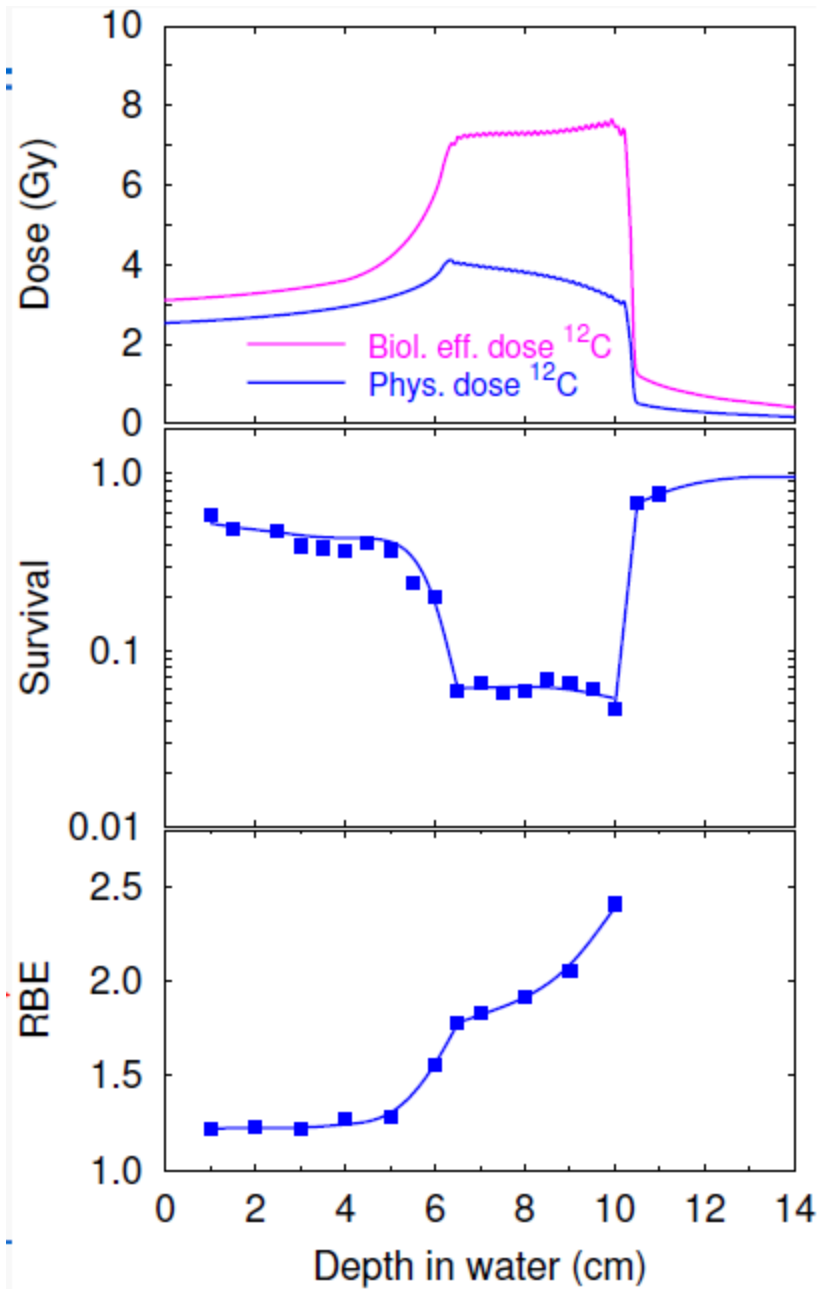


U. Amaldi & G. Kraft, Rep. Prog. Phys. **68** (2005) 1861–1882

Iões: Maior densidade de ionização ao longo percurso da partícula

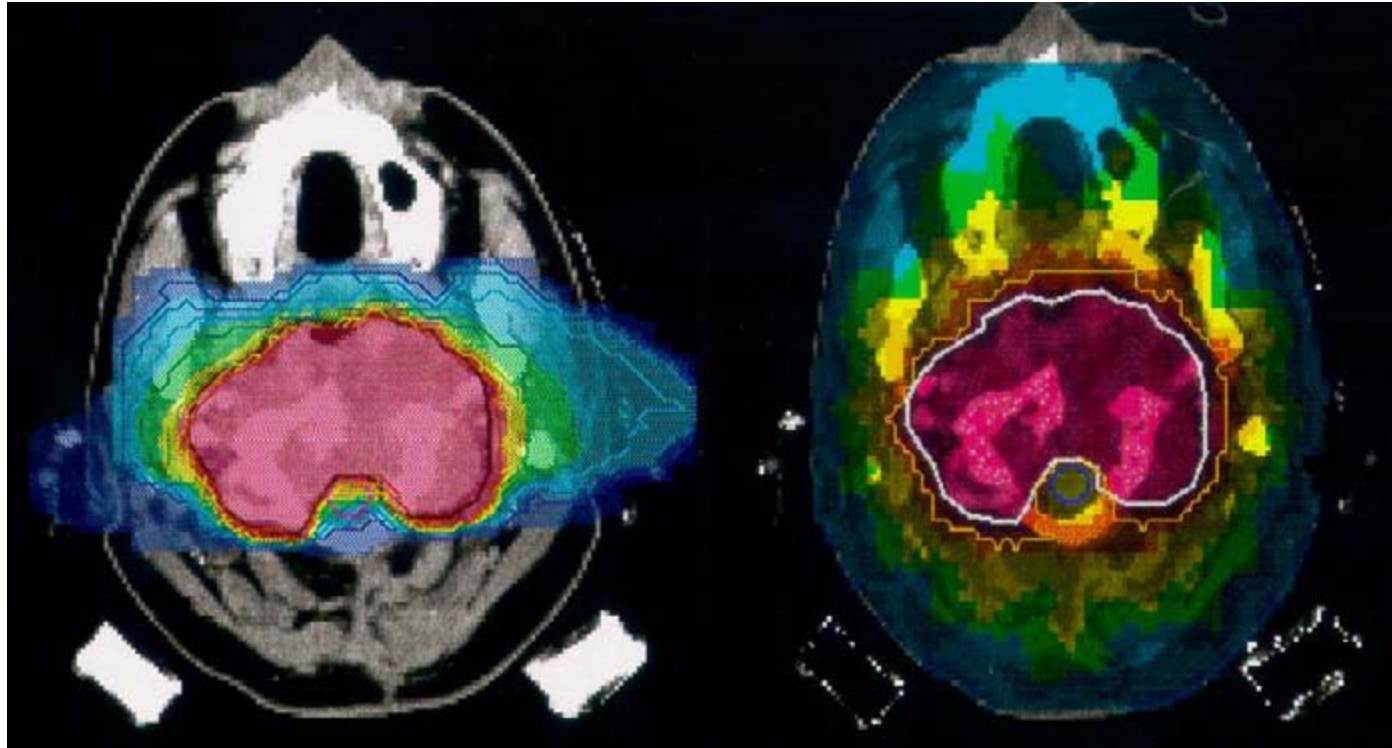
Eficácia biológica relativa

$$RBE = D_x / D_{C12}$$



Carbono: 2 campos opostos

Fotões IMRT: 9 campos



U. Amaldi & G. Kraft, Rep. Prog. Phys. **68** (2005) 1861–1882

A terapia com feixes de carbono permite poupar os tecidos normais

Atividades futuras no CERN

História

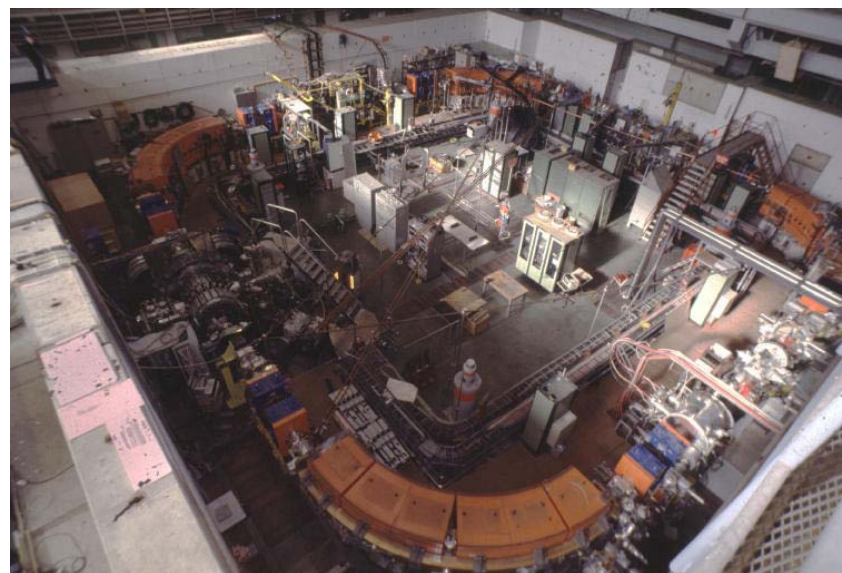
LEAR (Low Energy Anti-Proton Ring)

Desaceleração de anti-protões
(1982-1996)

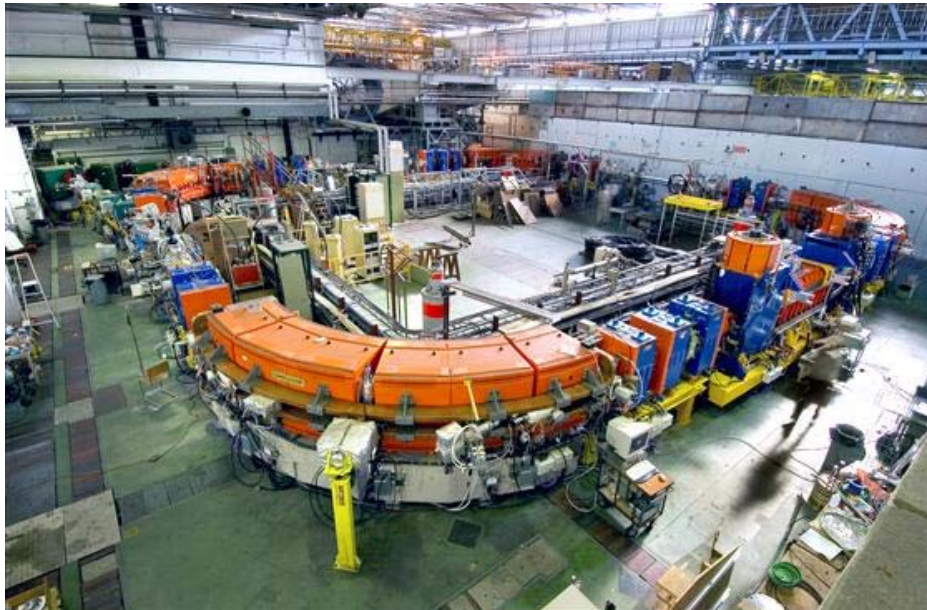
Descoberta do anti-hidrogénio
(1995)

Transformado no **LEIR**
(Low Energy Ion Ring)

Injector de iões para LHC



LEIR (Low Energy Ion Ring)

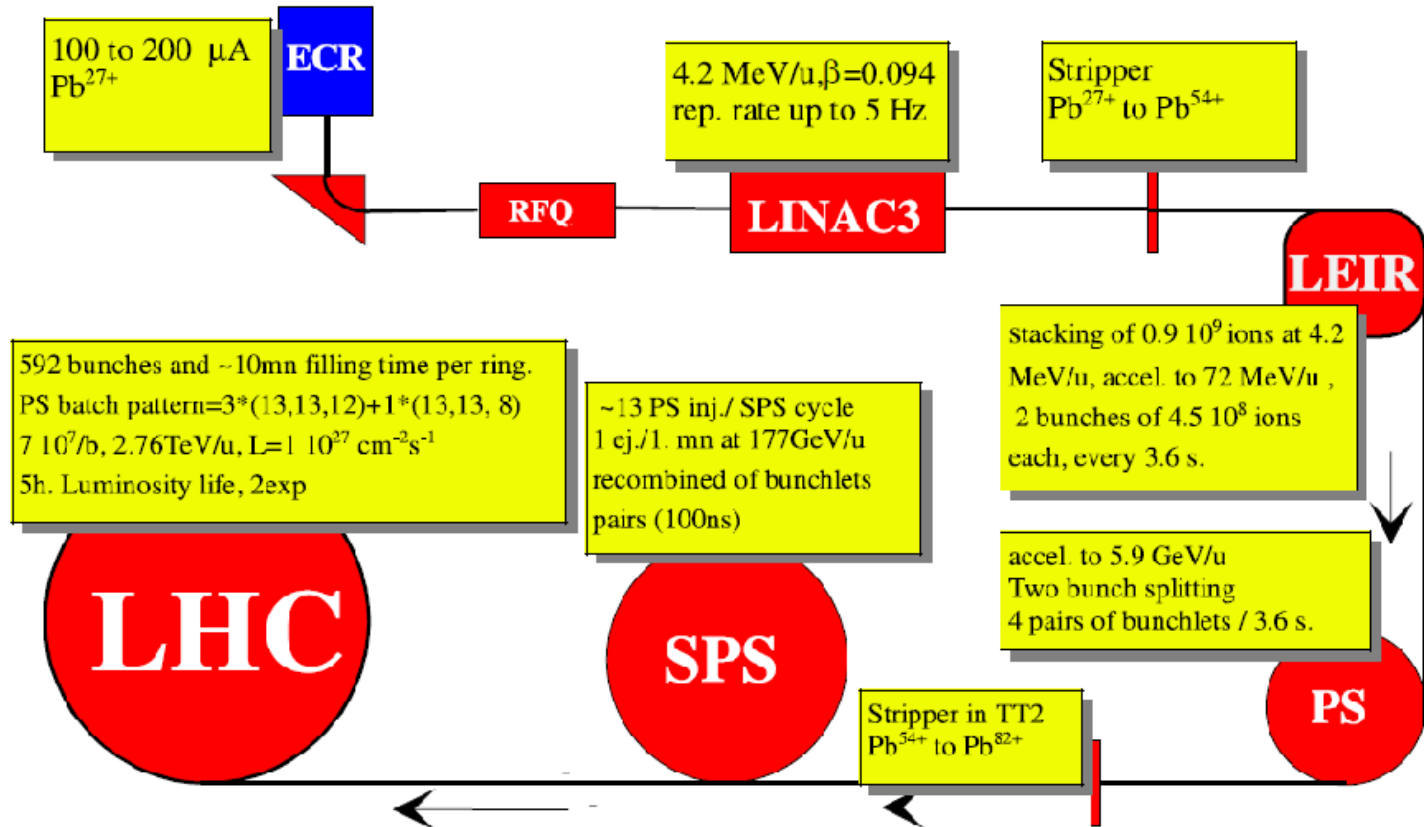


2003-2005 Adaptação do LEAR -> LEIR

2010 - Injeção dos primeiros iões Pb para LHC

O feixe de Pb é usado apenas durante 6-7 semanas/ano

Aceleração de 4.2 MeV (LINAC 3) a 72 MeV/u (LEIR)



Possibilidade de criação de um centro de investigação biomédico para estudos radiobiológicos relacionados com terapia com partículas:

Eficácia biológica relativa (RBE) de diferentes iões

Determinação do potencial carcinogénico das baixas doses

RBE para fluências baixas de alta energia e partículas de Z-elevado

Requisitos para feixes até ao ferro e até 10 GeV/n (?)

Desenvolvimento e teste de instrumentação

Investigação sobre radioproteção no espaço

Melhoramentos necessários nas instalações existentes

Novas fontes de alimentação capazes de produzir feixes até 400 MeV/n

Sistemas de extração lenta dos feixes

Instalação de linhas de transporte dos feixes

ver

<http://medicalphysicsweb.org/cws/article/opinion/49110>

Consórcios Europeus

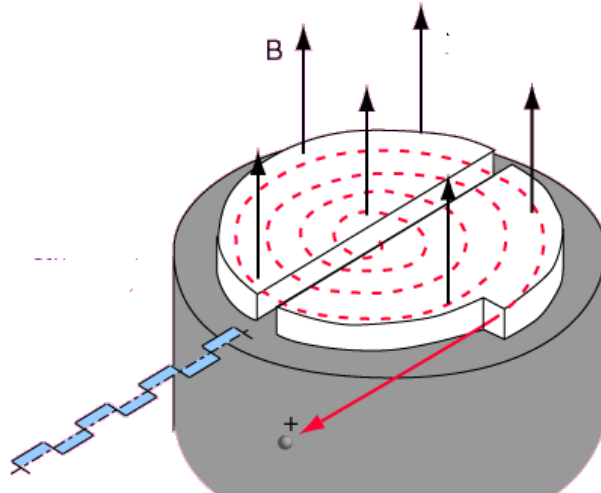


European Network for LIGht ion Hadron Therapy

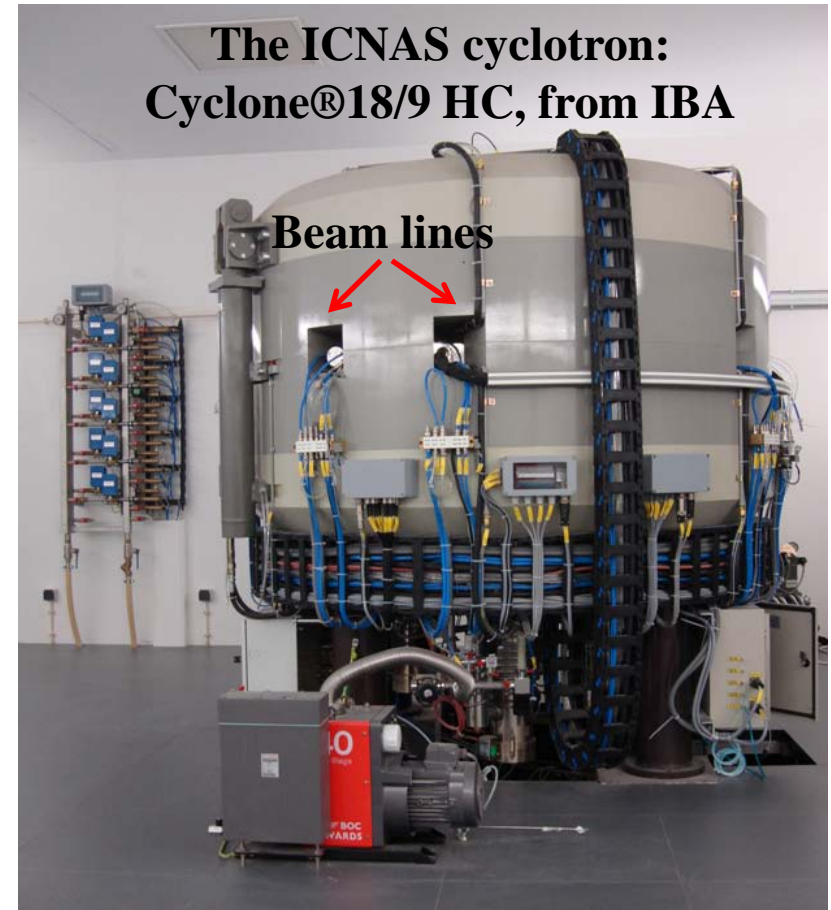
The European Network for LIGht ion Hadron Therapy is a multidisciplinary platform that aims at a coordinated effort towards ion beam research in Europe

<http://cern.ch/ENLIGHT>

Utilização de radioisótopos



ciclotrão



ICNAS Coimbra:
Instituto de Ciências Nucleares Aplicadas à Saúde

Cintigrafia - Preparação do radiofármaco



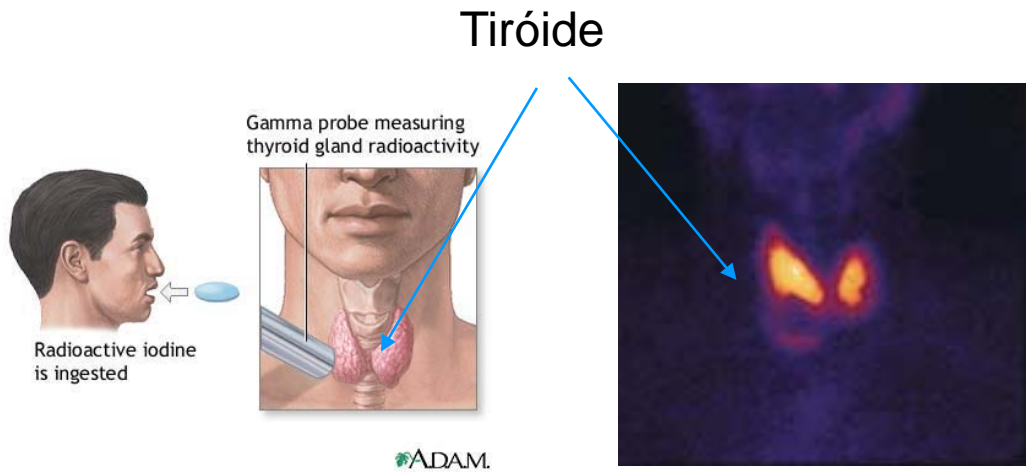
Cintigrafia – O exame clínico



A radiação emitida pelo radiofármaco é detetada na câmara gama

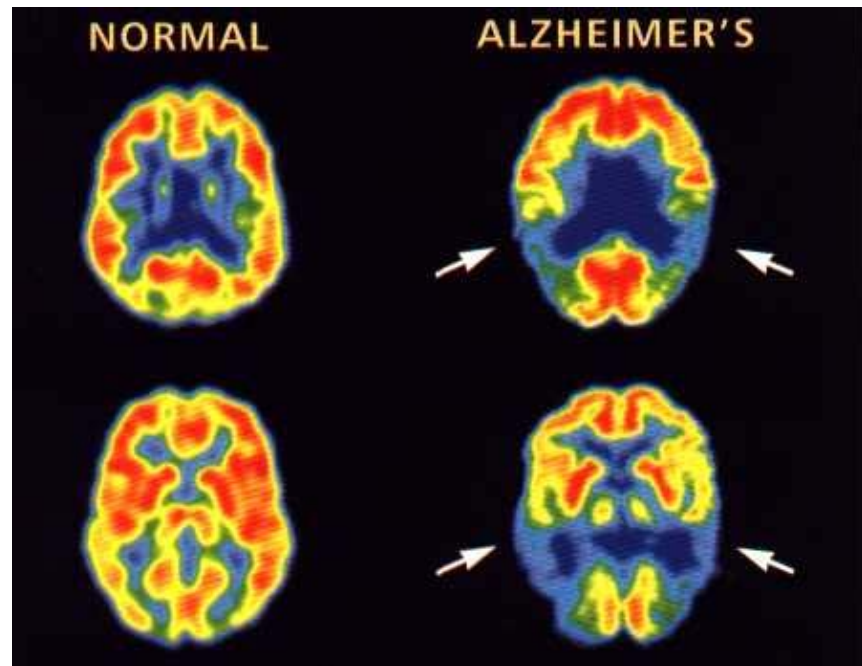


Exemplos de cintigrafias



Deteção de anomalias na tiróide

Doenças no cérebro



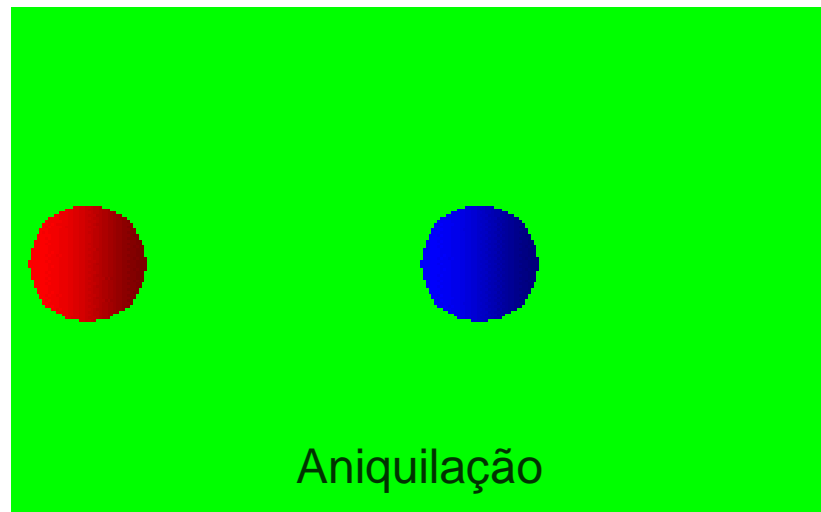
Tomografia de Emissão de Positrões



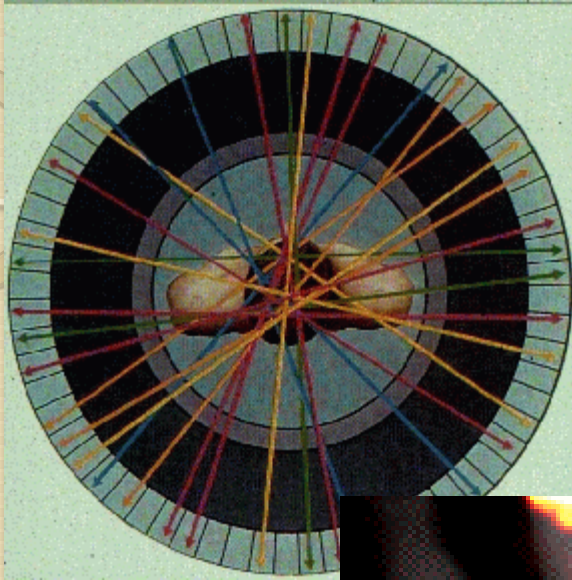
O radiofármaco (FDG) é preparado num ciclotrão

O Fluor-18 é um emissor de positrões

Positrão + Electrão \rightarrow 2 Fotões



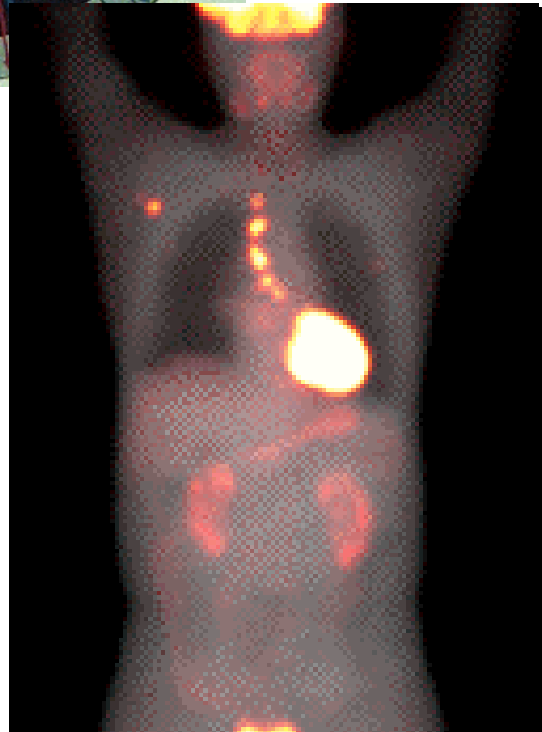
Câmaras PET-CT



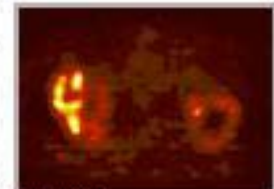
Combined PET/CT Scanner
University of Pittsburgh Medical Center



CT component (above); PET component (below)



CT

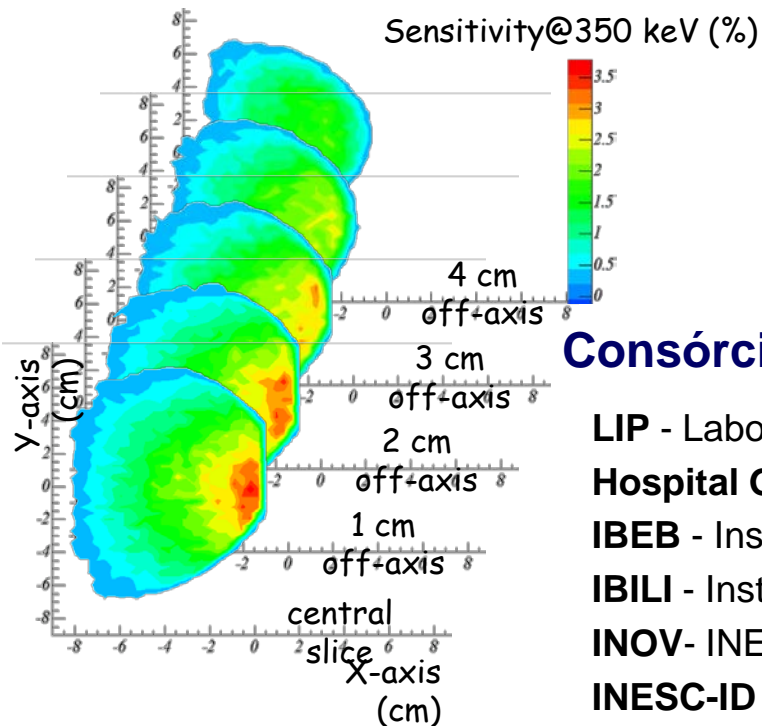
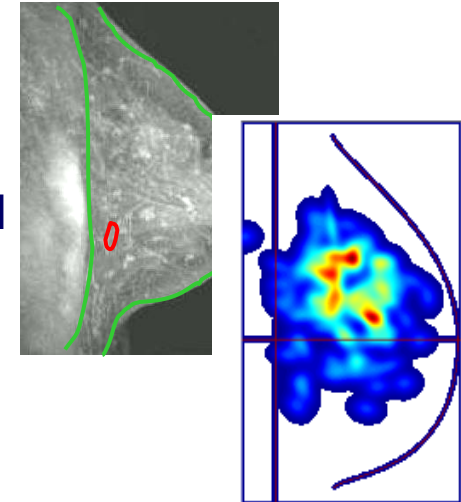


PET



O projecto ClearPEM

Scanner ClearPEM desenvolvido no quadro da colaboração Crystal Clear Collaboration do CERN



Consórcio PET-Mammography.

LIP - Laboratório de Instrumentação e Partículas

Hospital Garcia Orta - Serviço Medicina Nuclear

IBEB - Instituto Biofísica e Engenharia Biomédica

IBILI - Instituto Biomédico de Investigação da Luz e Imagem

INOV- INESC Inovação

INESC-ID - Instituto de Engenharia de Sistemas e Computadores

INEGI - Instituto de Engenharia Mecânica e Gestão Industrial

TAGUSPARK – Parque de Ciência e Tecnologia

Mamografia de emissão de positrões

→ PET dedicado a mamografia

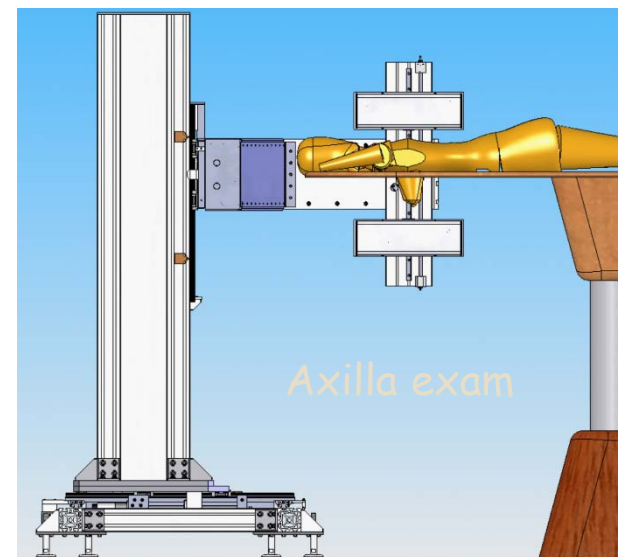
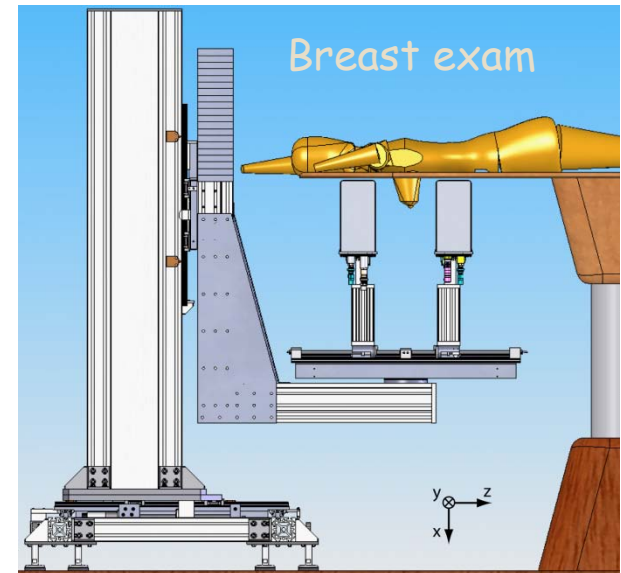
→ Requisitos **ClearPEM** :

→ Alta sensibilidade

→ Boa resolução espacial (1-2 mm FWHM)

→ Boa resolução temporal p/rejeição fundo

→ Exames mais curtos menos radiação dada ao paciente (370 MBq)

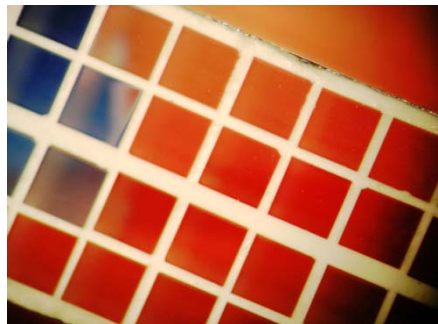


Tecnologia usada no Detector

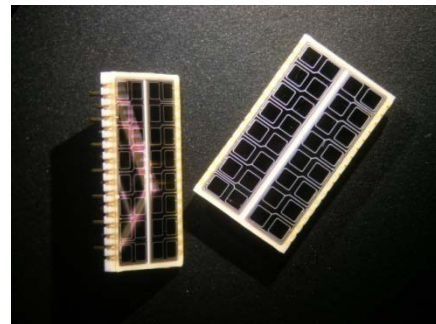
- Cristais 20 mm de LYSO:Ce
- Matriz de cristais de BaSO₄ reflector
- Fotodiodos de avalanche (APD)
- Duplo readout mode
- “Depth-of-interaction (DOI) measurement”



6144 cristais



Arrays com 32 cristais

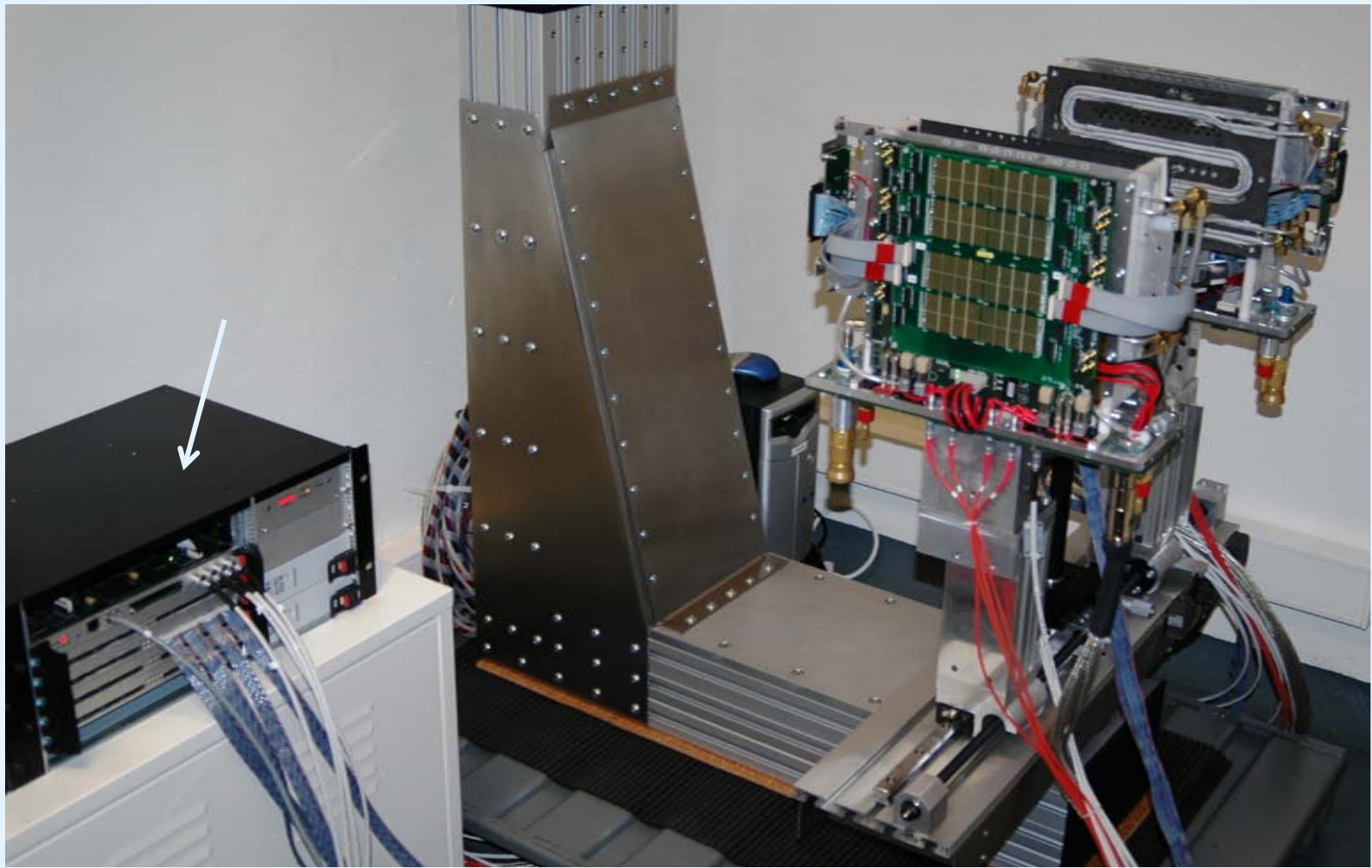


384 APD arrays
(2 APD por cristal)

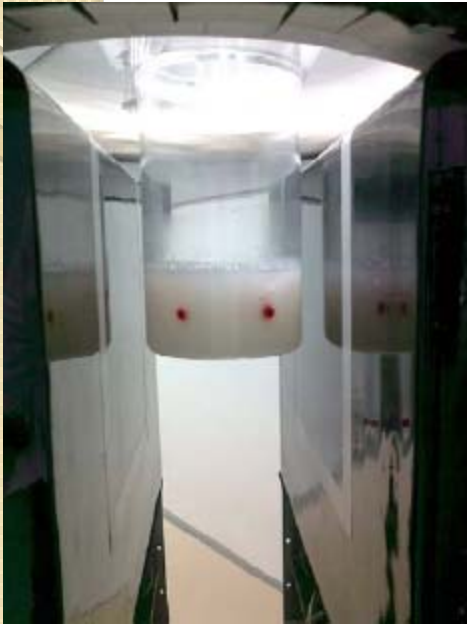


192 detector modules
(2 APD cada módulo)

Detector montado no robot



Atividades no Instituto de Ciências Nucleares Aplicadas à Saúde (ICNAS - Coimbra)



Testes com
fantoma de gelatina

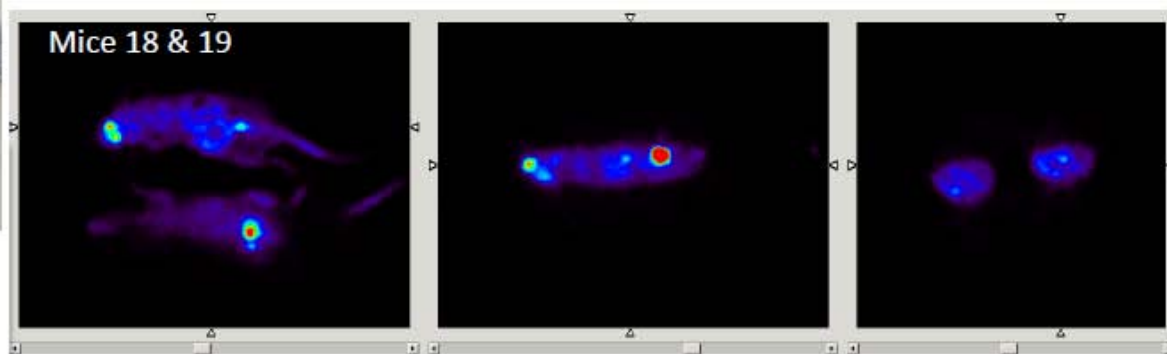
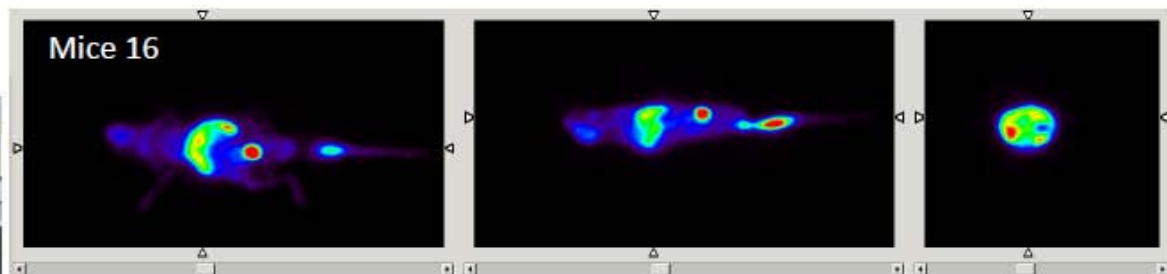


Imagens de
pequenos animais

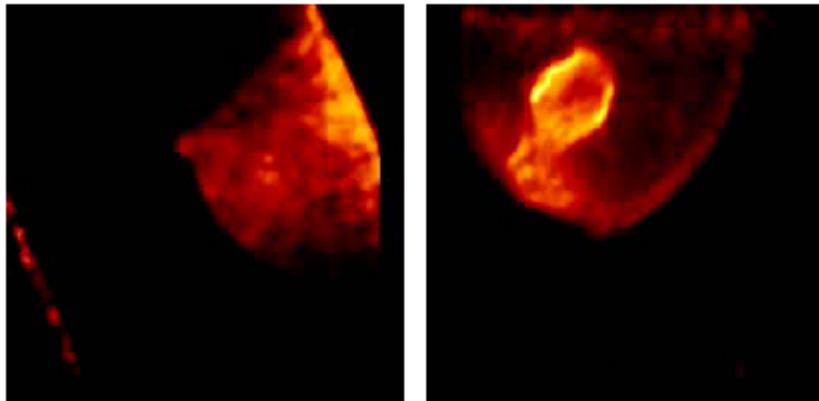


Treino para testes clínicos

Imagens reconstruídas de um pequeno animal

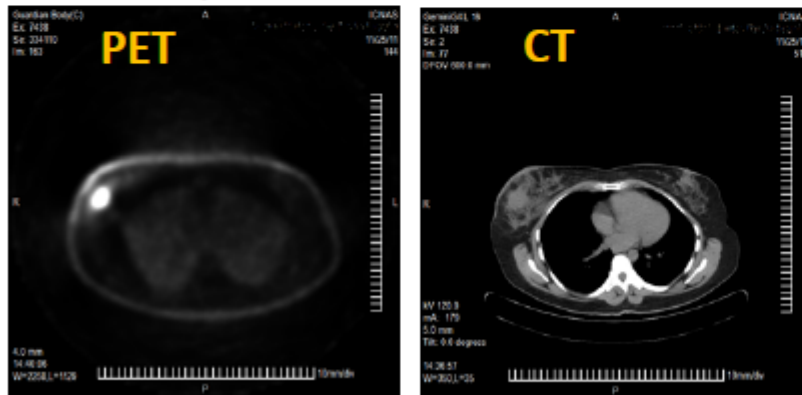


Patient #1 : First Reconstructed Images (LM/STIR)

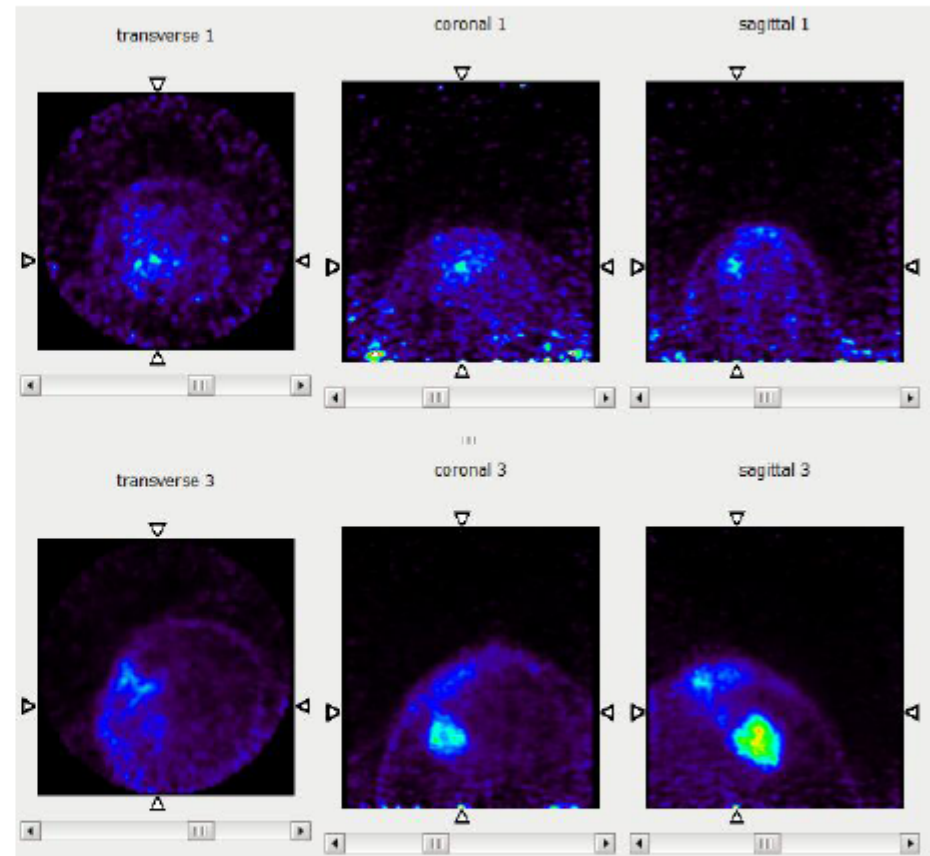


Volume rendering of the left and right breasts, reconstructed with list-mode MLEM (L Cao, vs Dez 2011), 8 iterations, voxel size $2 \times 2 \times 1.3 \text{ mm}^3$, gaussian filter with FWHM of 1.5 mm. No randoms or attenuation corrections.

PET/CT report



- Massive lesion in the right breast;
- Lesion in the right axilla;
- Dense area in the left breast, inconclusive.



Reconstructed images of the left (up) and right (down) breasts, with STIR (OSMAPOSL), 5 iterations, voxel size $2 \times 2 \times 1.3 \text{ mm}^3$, gaussian filter with FWHM of 1 mm. No attenuation corrections.

PET-Ultra-Sons

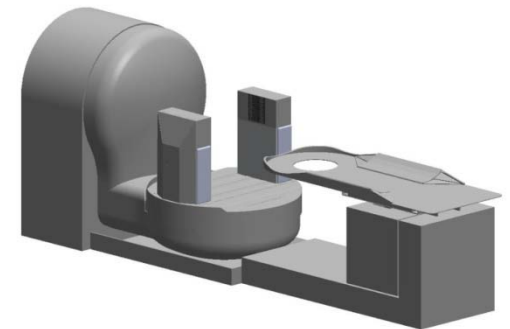
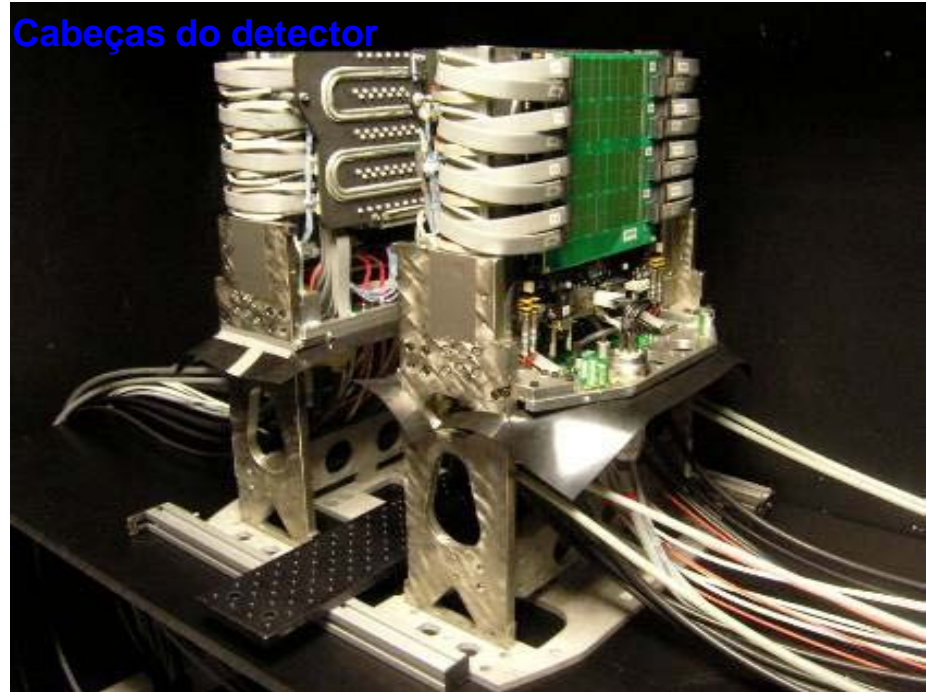
Baseado no ClearPET

Permitirá melhor qualidade de imagem


Visualização de tecidos moles

Não adiciona dose de radiação ao paciente

Cabeças do detector



Efeitos de uma irradiação aguda corpo inteiro

Dose (Gy)	Sintomas	Observações
0 - 0,25	Nenhum	Não existem efeitos clínicos relevantes
0,25 - 1	Nada ou algumas náuseas	Medula óssea danificada. diminuição de glóbulos vermelhos e brancos bem como de plaquetas. Nódulos linfáticos e baço danificados. Diminuição do número de linfócitos.
1 - 3	Náusea e anorexia intensa, mal estar geral, surgimento de infecções.	Os danos hematológicos são mais severos. A recuperação é possível mas não é segura.
3 - 6	Hemorragias, infecções, diarreia, epilação, esterilidade temporária.	As mortes começam a verificar-se para doses superiores a 3,5 Gy
mais que 6	Dano do sistema nervoso central. Incapacidades várias.	Morte provável 

Irradiação excessiva durante uma angioplastia coronária

1990

Indivíduo de 40 anos

120 min exposição RX



6 - 8 semanas



16 - 20 semanas



18 - 21 meses

Adult Effective Doses for Various Diagnostic Radiology Procedures

Examination	Average Effective Dose (mSv)	Values Reported in Literature (mSv)
Skull	0.1	0.03–0.22
Cervical spine	0.2	0.07–0.3
Thoracic spine	1.0	0.6–1.4
Lumbar spine	1.5	0.5–1.8
Posteroanterior and lateral study of chest	0.1	0.05–0.24
Posteroanterior study of chest	0.02	0.007–0.050
Mammography	0.4	0.10–0.60
Abdomen	0.7	0.04–1.1
Pelvis	0.6	0.2–1.2
Hip	0.7	0.18–2.71
Shoulder	0.01	...
Knee	0.005	...
Other extremities	0.001	0.0002–0.1
Dual x-ray absorptiometry (without CT)	0.001	0.001–0.035
Dual x-ray absorptiometry (with CT)	0.04	0.003–0.06
Intravenous urography	3	0.7–3.7
Upper gastrointestinal series	6*	1.5–12
Small-bowel series	5	3.0–7.8
Barium enema	8*	2.0–18.0
Endoscopic retrograde cholangiopancreatography	4.0	...

* Includes fluoroscopy.

Radiology: Volume 248: Number 1—July 2008

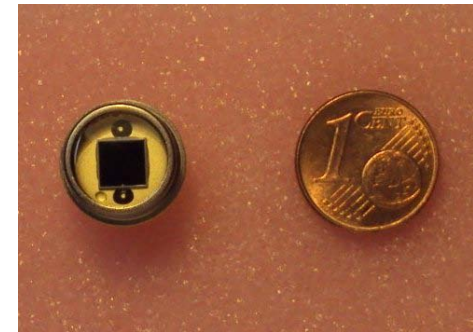
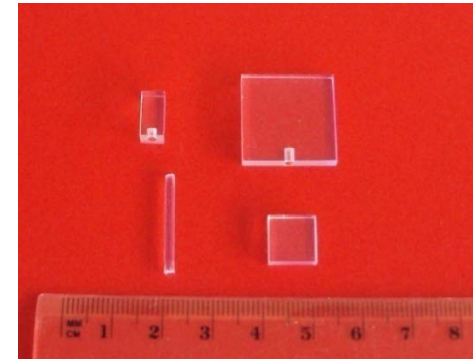
Adult Effective Doses for Various CT Procedures

Examination	Average Effective Dose (mSv)	Values Reported in Literature (mSv)
Head	2	0.9–4.0
Neck	3	...
Chest	7	4.0–18.0
Chest for pulmonary embolism	15	13–40
Abdomen	8	3.5–25
Pelvis	6	3.3–10
Three-phase liver study	15	...
Spine	6	1.5–10
Coronary angiography	16	5.0–32
Calcium scoring	3	1.0–12
Virtual colonoscopy	10	4.0–13.2

Radiology: Volume 248: Number 1—July 2008

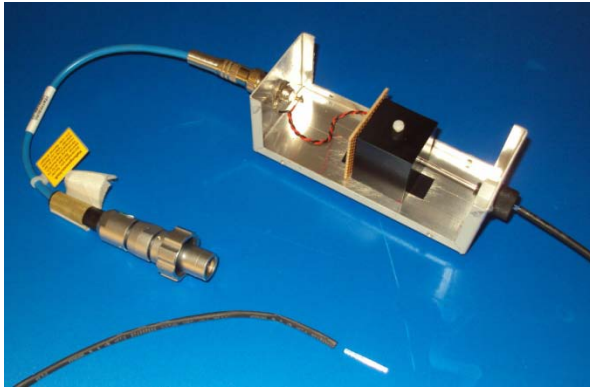
Dose média anual devida a radiação de fundo ~ 2.5 – 3 mSv

Desenvolvimento de dispositivos de controlo de dose de pacientes



Os cintiladores de plástico permitem a construção de dosímetros transparentes à radiação

Protótipo de dosímetro



O conceito será testado em
Ortopantomografia



<http://www.euromedic.pt/serviços/exames-de-imagiologia/ortopantomografia.aspx>



Radiografia dental panorâmica
http://en.wikipedia.org/wiki/File:PAN_TEETH.jpg

Agradecimentos

João Varela (CERN)

Adérito Chaves (IPO)

João Seco (Harvard)

Marta Dias (FCUL)

Patrick Sousa e Conceição Abreu (LIP)

Florabela Rego (LIP)

FIM