

In-beam PET bei der Krebstherapie mit Ionenstrahlen

Wolfgang Enhardt
Institut für Kern- und Hadronenphysik
Forschungszentrum Rossendorf, Dresden

Atominstitut der Österreichischen Universitäten,
TU Wien
13. April 2005

1. Einführung: Radiotherapie mit Ionenstrahlen
2. Positronen Emissions Tomographie und Ionentherapie
3. In-beam PET: Technologische Realisierung
4. In-beam PET: Ergebnisse

Das Forschungszentrum Rossendorf, Dresden

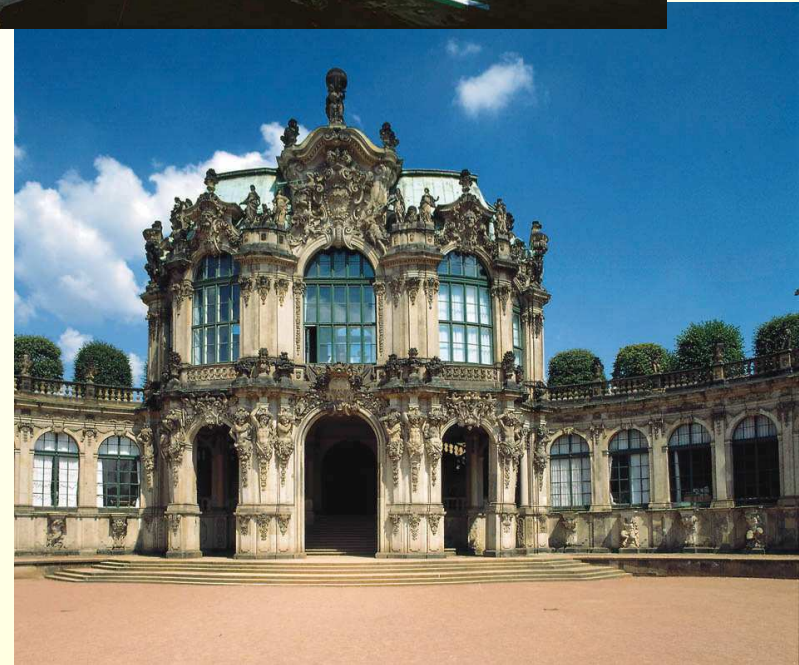
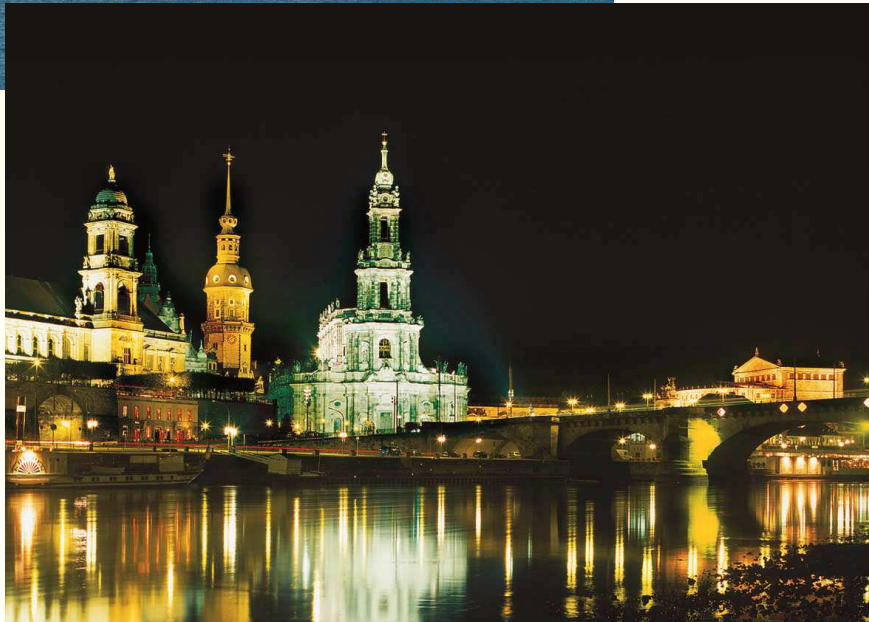
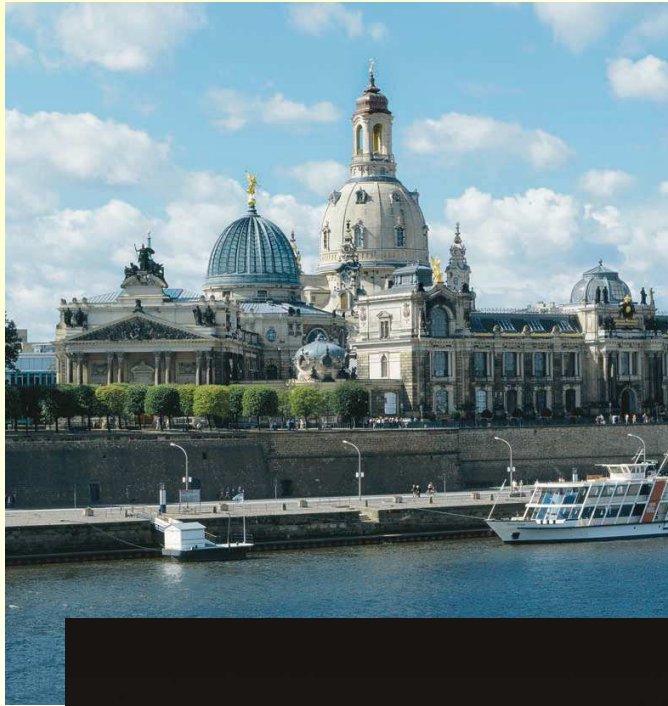
- Institut für Ionenstrahlphysik und Materialforschung
- Institut für Bioanorganische und Radiopharmazeutische Chemie
- Institut für Kern- und Hadronenphysik
- Institut für Sicherheitsforschung
- Institut für Radiochemie
- Institut Hochfeld-Magnetlabor Dresden

- ELBE
- Ionenstrahlzentrum
- ROBL an ESRF
- PET-Zentrum
- TOPFLOW
- 100 T Magnete



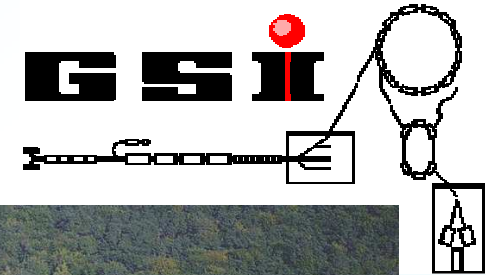
Luftbild: Städt. Vermessungsamt Dresden

Viele Grüße aus Dresden ...



Das Deutsche Schwerionen Therapie Projekt

dkfz



Institut für Kern- und Hadronenphysik

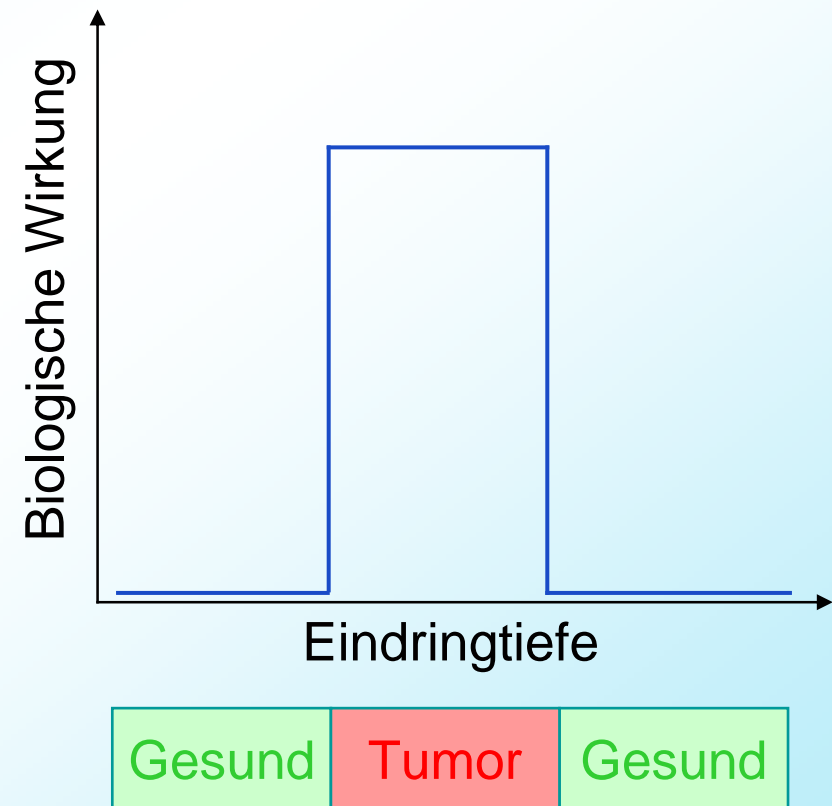
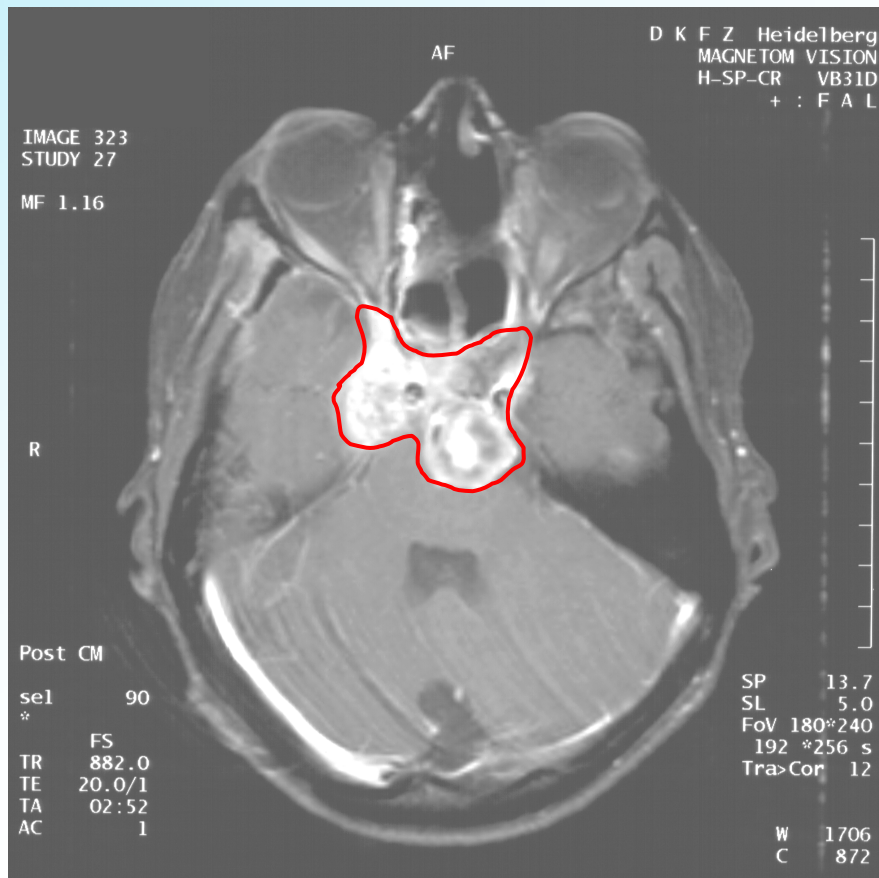


1. Präzisions-Radiotherapie mit Ionenstrahlen:

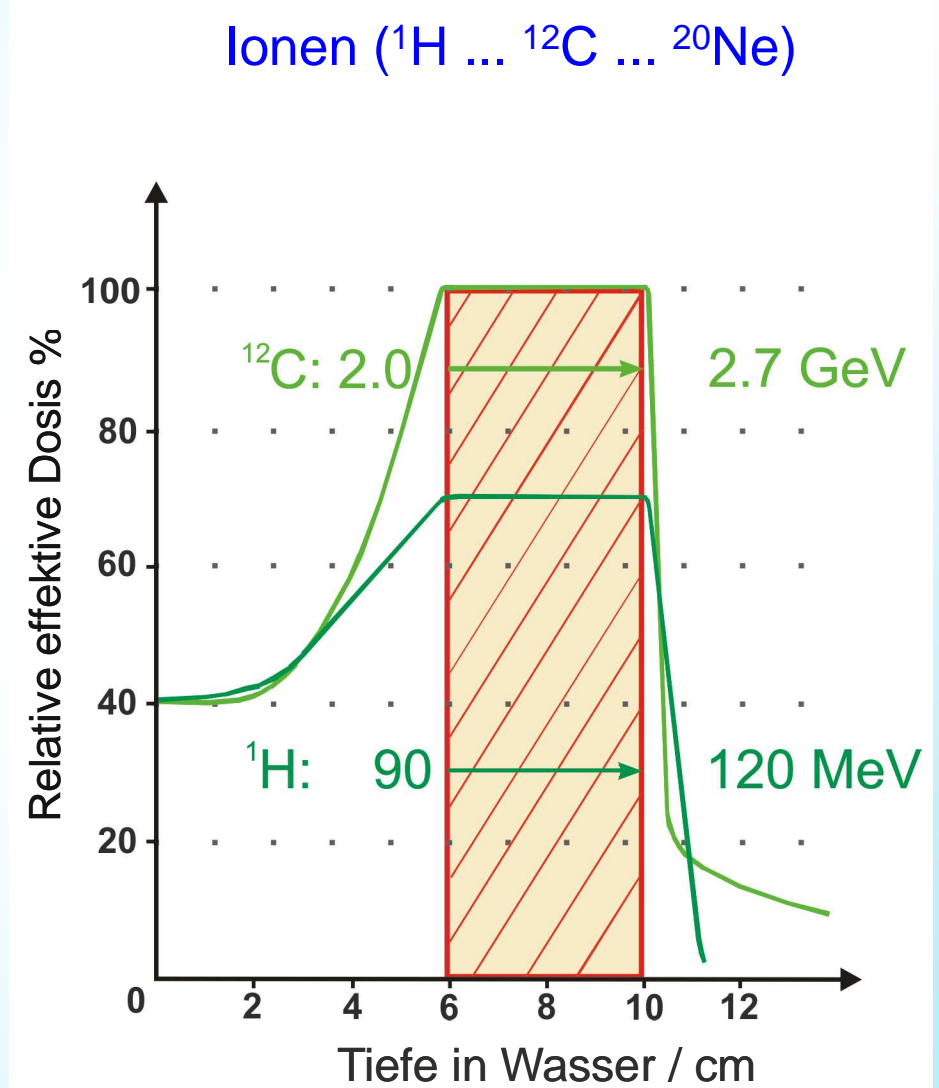
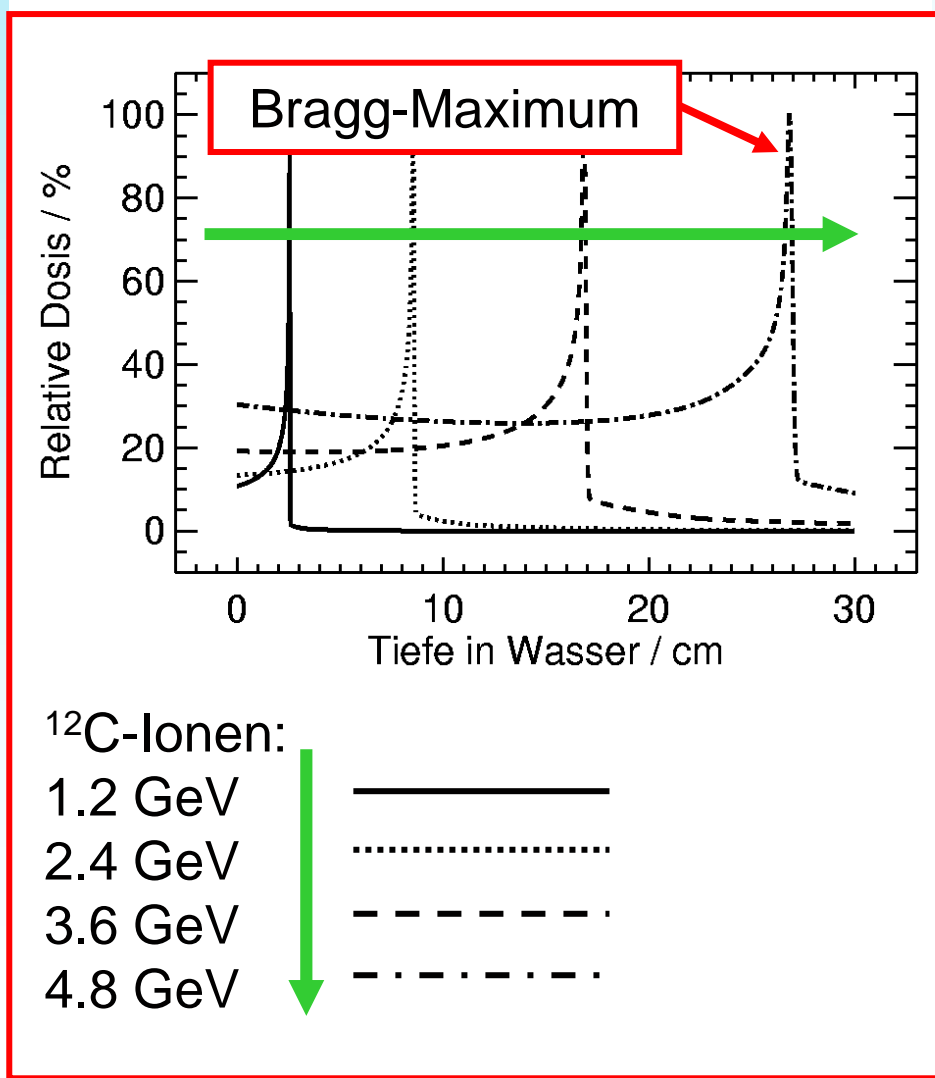
Die Motivation technologischer Entwicklung für die Radioonkologie

Der Wunsch der Strahlentherapeuten nach einer Strahlungsquelle, die

- das Tumorgewebe vernichtet
- das gesunde Gewebe schont

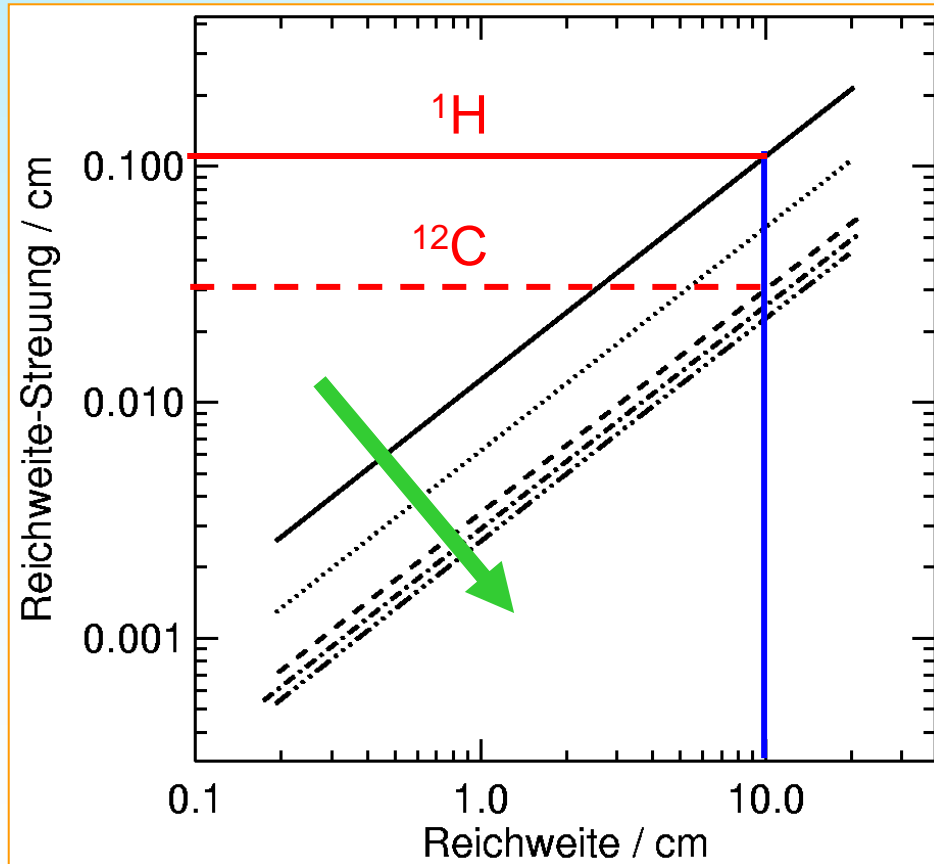


1. Präzisions-Radiotherapie mit Ionenstrahlen: Die Dosis-Tiefenverteilung der Strahlung

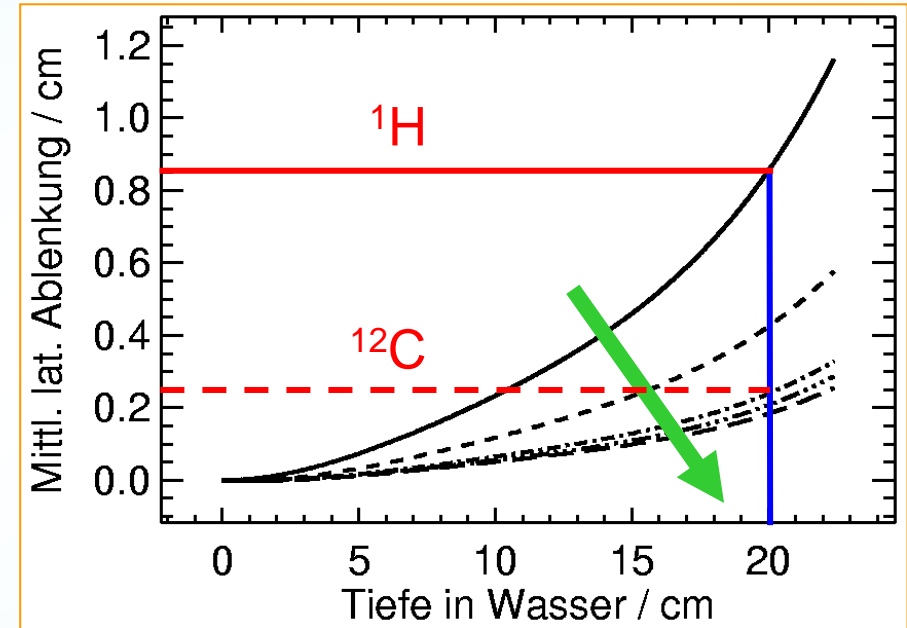


1. Präzisions-Radiotherapie mit Ionenstrahlen: Reichweitestreuung und laterale Ablenkung

Reichweitestreuung in Wasser

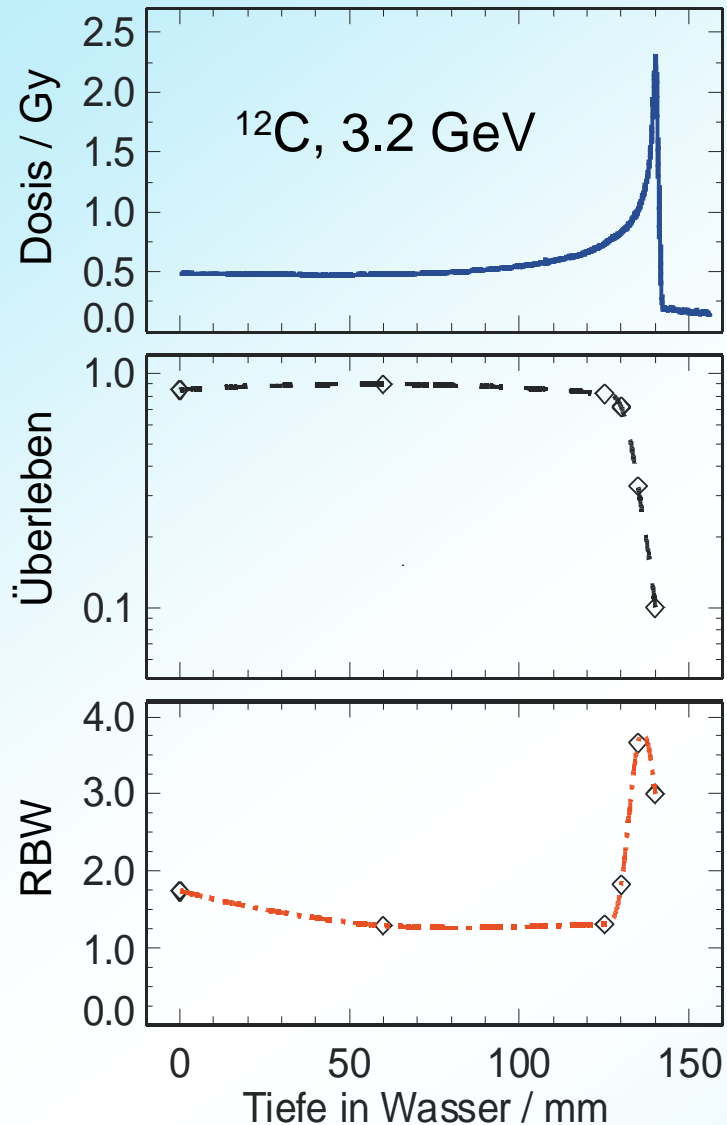


Laterale Ablenkung



^1H
 ^4He
 ^{12}C
 ^{16}O
 ^{20}Ne

1. Präzisions-Radiotherapie mit Ionenstrahlen: Biologische Wirkung und therapeutische Indikation



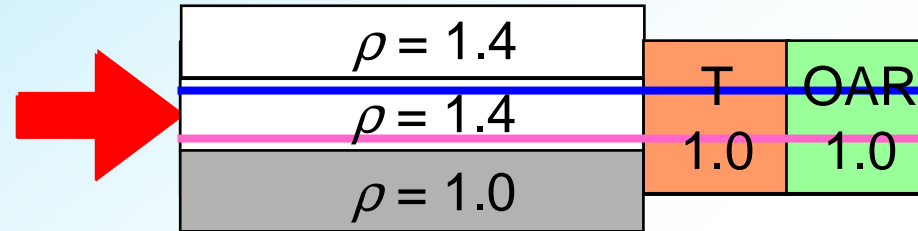
Vorteile von Ionenstrahlen gegenüber den „konventionellen“ Strahlenarten der Krebstherapie: Elektronen und Photonen:

- durch die Strahlenergie wohl bestimmte Reichweite
- mit der Eindringtiefe bis zur maximalen Reichweite der Ionen wachsende Dosis („invertierte Dosisverteilung“)
- geringe Seitenstreuung des Strahles
- erhöhte RBW im Bragg-Maximum für Ionen mit $Z > 2 - 6$ (?)

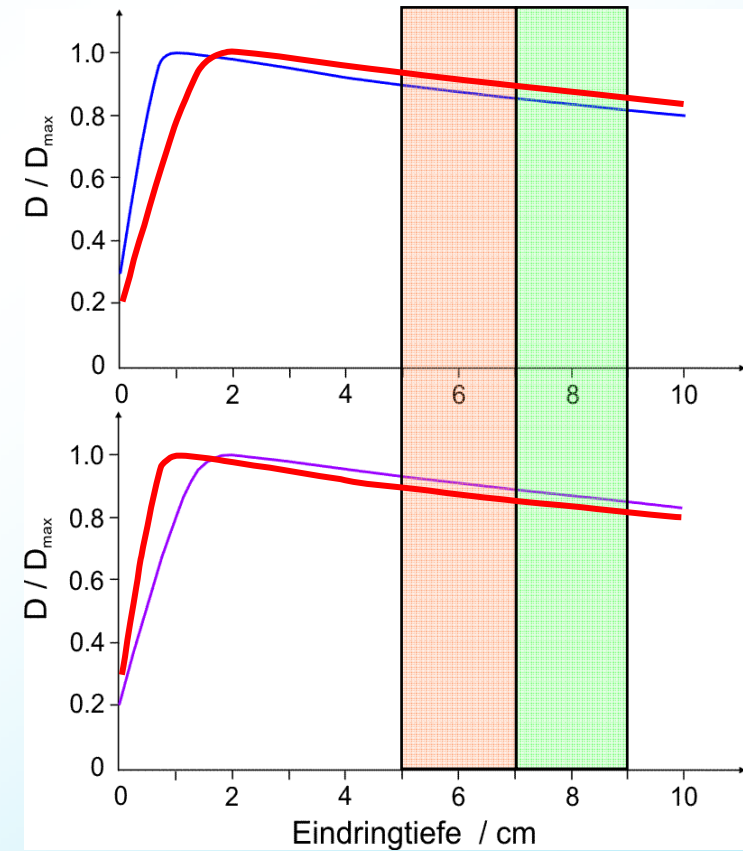
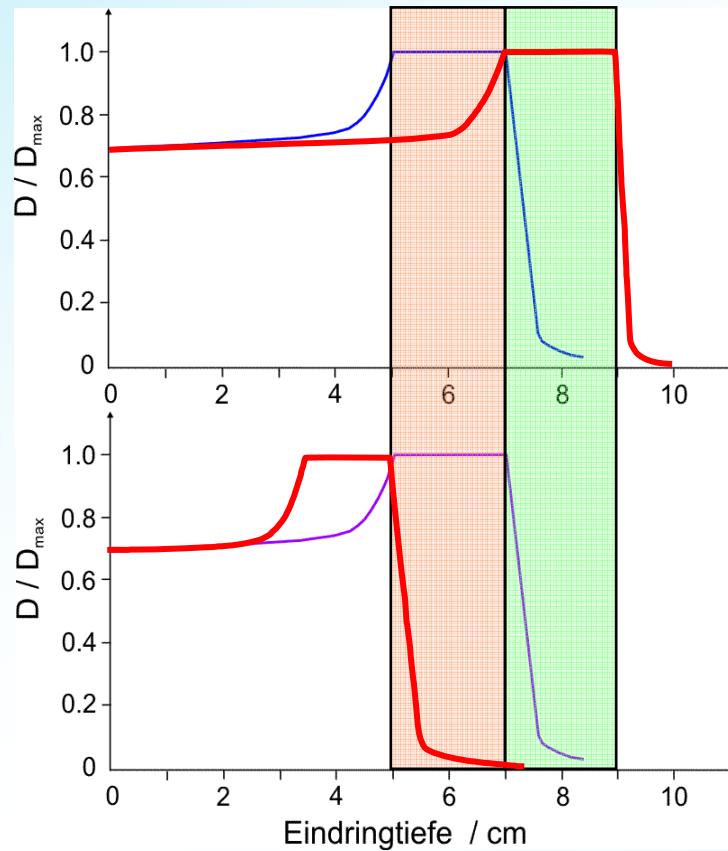
Indikationen für eine Ionen-Therapie:

- kompakte, tief liegende Tumoren
- in der Nähe von Risikoorganen
- Strahlen resistente Tumoren

1. Präzisions-Radiotherapie mit Ionenstrahlen: Ionendosis und Fehlpositionierung oder Organbewegung

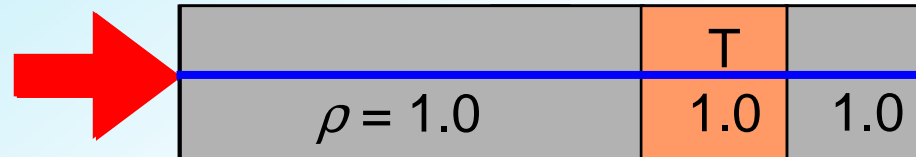


Ionen

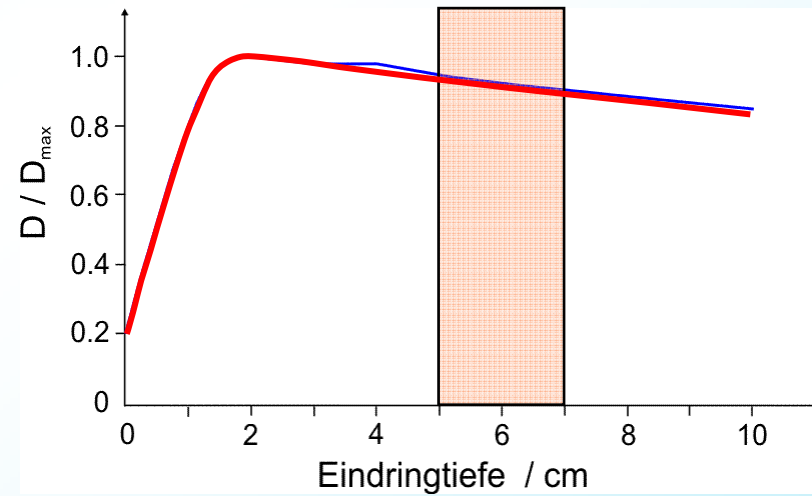
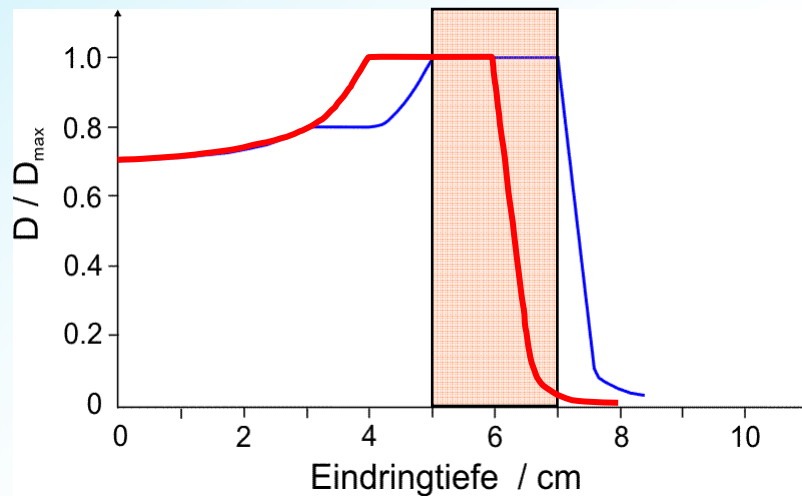


Photonen

1. Präzisions-Radiotherapie mit Ionenstrahlen: Ionendosis und Dichteveränderung



Ionen



Photonen

1. Präzisions-Radiotherapie mit Ionenstrahlen: Schlussfolgerung

Die durch Ionenstrahlen deponierte Dosisverteilung ist außerordentlich empfindlich auf die Ionen-Reichweite in-vivo

Die Ionen-Reichweite ist abhängig von

(1) Der Güte des physikalischen Strahlmodells der Bestrahlungsplanung

$$\text{Reichweite: } R = R(HU)$$

(systematischer Fehler)

(2) Zufälligen Einflüssen wie

- Fehlpositionierung
- Patienten- oder Organbewegung
- Dichteveränderungen im bestrahlten Volumen

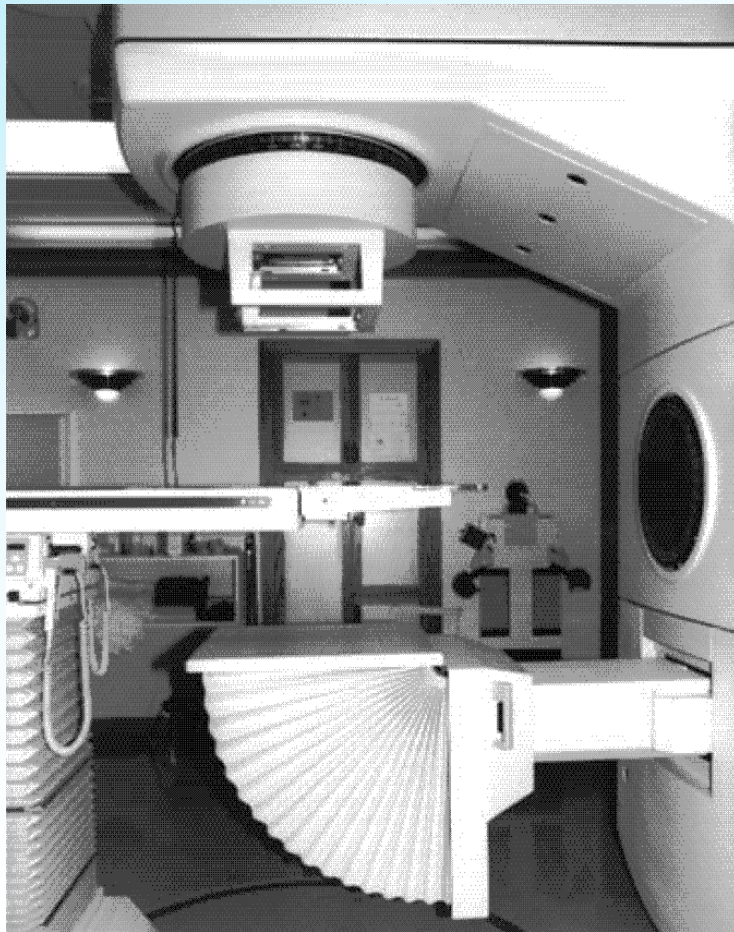
Wünschenswert:

Ein Verfahren zur Verifikation

- der Bestrahlungsfeld-Position
- der Teilchen-Reichweite
- simultan zur Therapie

1. Präzisions-Radiotherapie mit Ionenstrahlen: Nutzung der Erfahrungen aus der Photonen-Therapie?

Kamera basiert

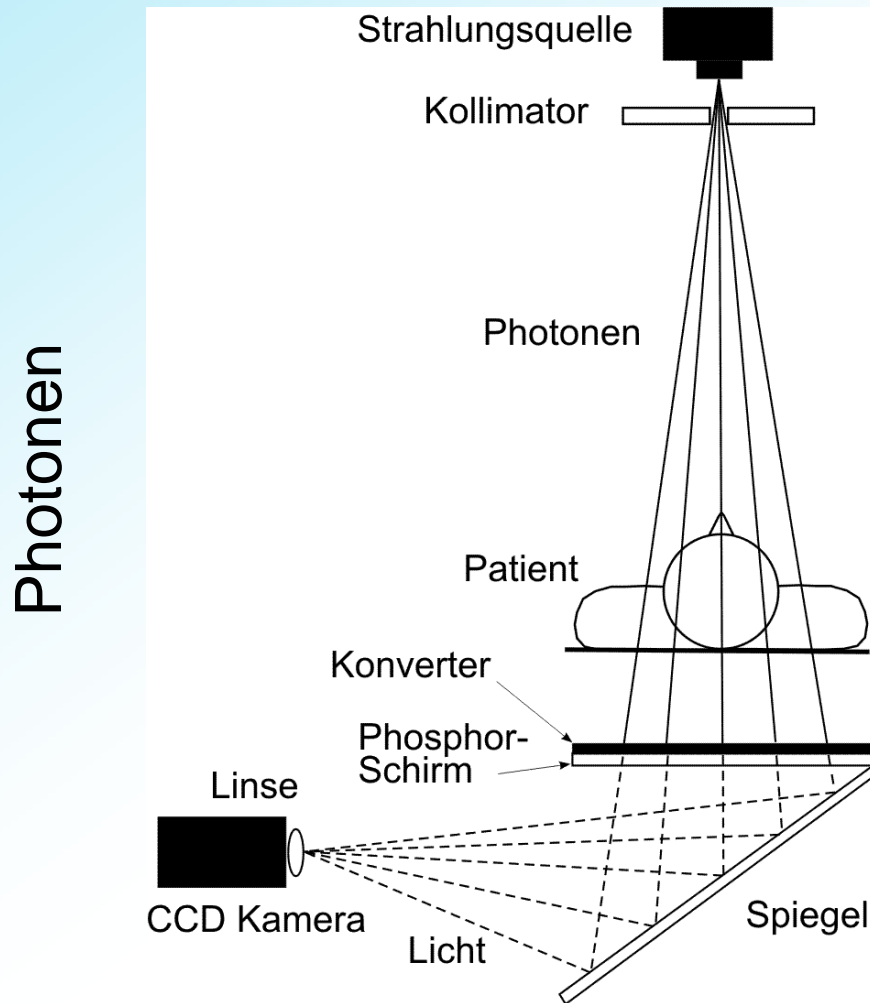


Matrix Ionisationskammer



1. Präzisions-Radiotherapie mit Ionenstrahlen: Nutzung der Erfahrungen aus der Photonen-Therapie?

Electronic Portal Imaging (EPI) ...

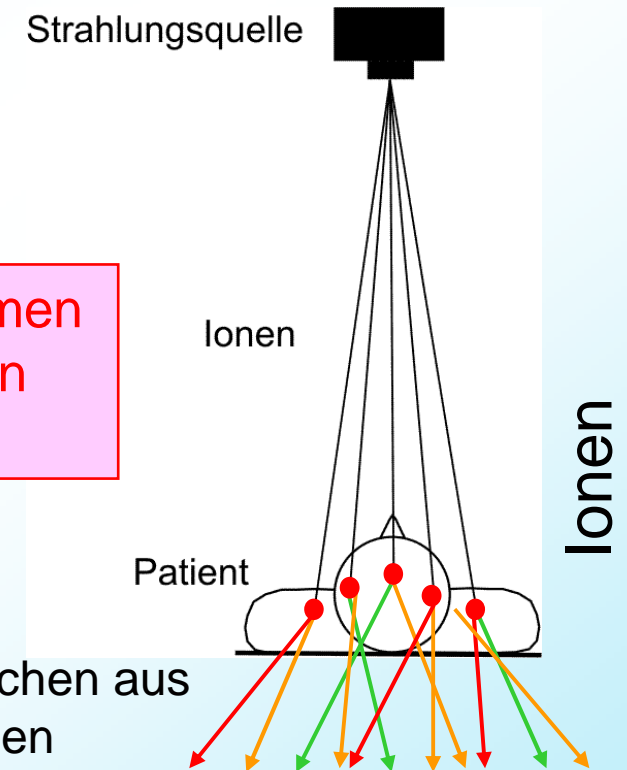


... für die Ionen-Therapie nicht geeignet

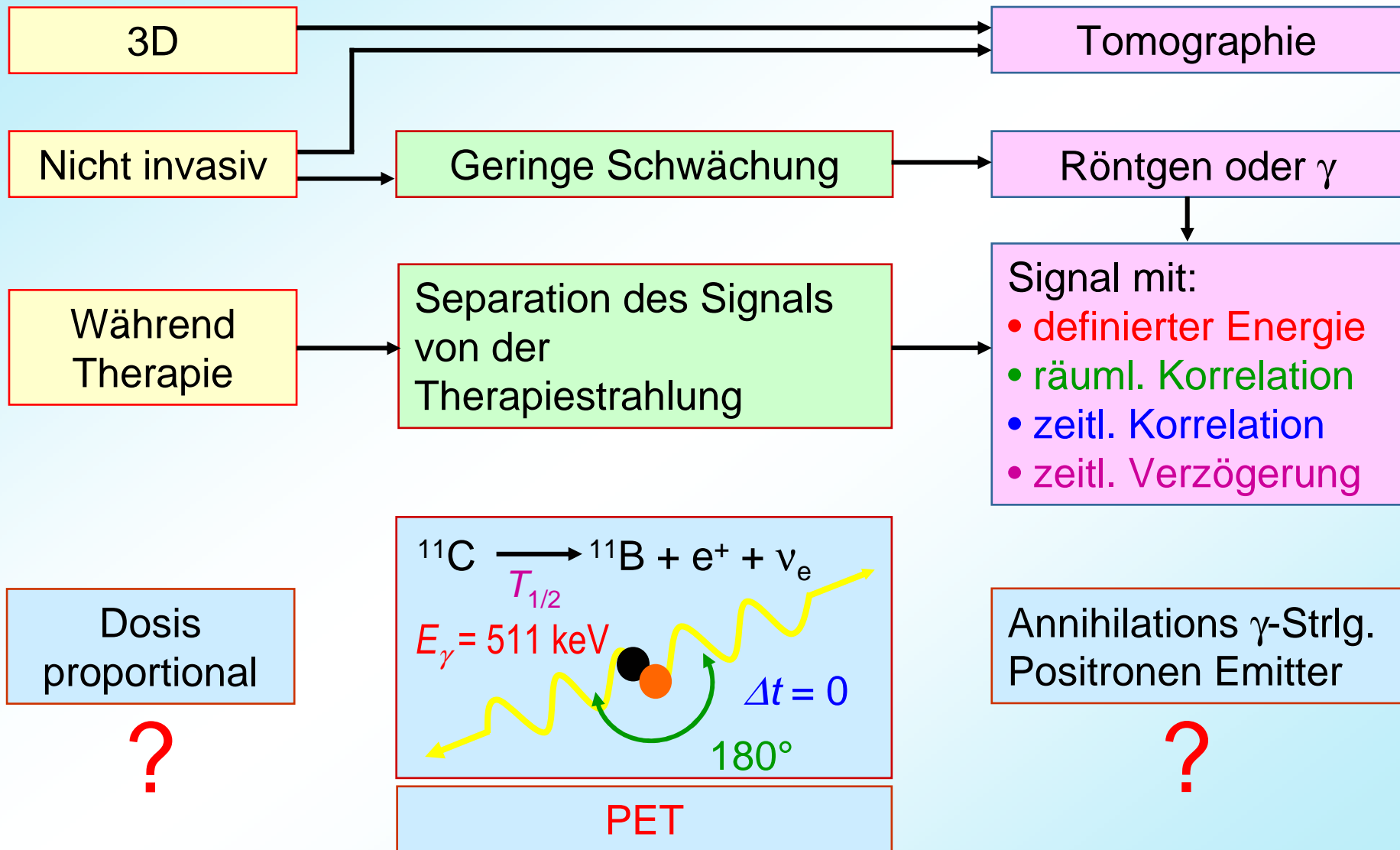
Ionen kommen
im Patienten
zur Ruhe

Sekundärteilchen aus
Kernreaktionen

EPI auf der Basis sekundärer
Protonen, Neutronen oder Photonen
liefert keine Reichweite-Information

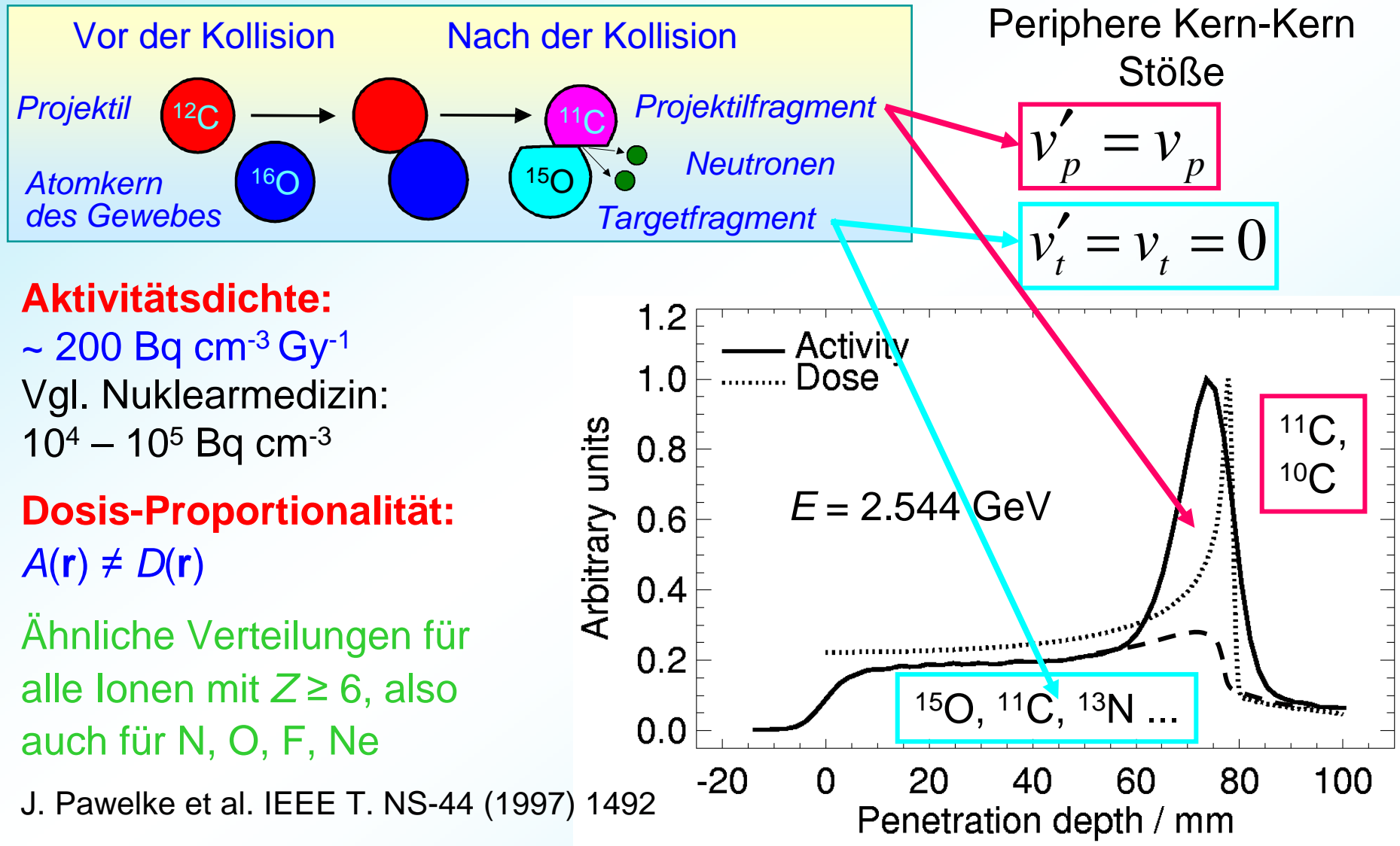


1. Präzisions-Radiotherapie mit Ionenstrahlen: Ableitung eines geeigneten Therapie simultanen Verfahrens



2. PET und Strahlentherapie:

Die Erzeugung der Radioaktivität - Kohlenstoffstrahlen



Aktivitätsdichte:

$\sim 200 \text{ Bq cm}^{-3} \text{ Gy}^{-1}$

Vgl. Nuklearmedizin:

$10^4 - 10^5 \text{ Bq cm}^{-3}$

Dosis-Proportionalität:

$A(r) \neq D(r)$

Ähnliche Verteilungen für alle Ionen mit $Z \geq 6$, also auch für N, O, F, Ne

J. Pawelke et al. IEEE T. NS-44 (1997) 1492

2. PET und Strahlentherapie: Die Reichweite der Projekttilfragmente

$$-\frac{dE}{dx} \approx Kz^2 \frac{Z}{A} f(v)$$

$$K = 0.307075 \text{ MeV}/(\text{g} \cdot \text{cm}^2)$$

z - Kernladungszahl, Projekttil

Z - Kernladungszahl, Target

A - Atomare Masse, Target

I - Ionisationspotenzial, Target

$$\beta = \frac{v}{c}, \quad v \quad - \text{Projekttilgeschwindigkeit}$$

m_e - Ruhemasse des Elektrons

$$T_{\max} = \frac{2m_e c^2 \beta^2 \gamma^2}{1 + \frac{2\gamma m_e}{M} + \left(\frac{m_e}{M}\right)^2} \quad - \text{Maximaler Energieübertrag im Einzelstoß}$$

$$\gamma = \frac{1}{\sqrt{1 - \beta^2}} \quad - \text{Lorentzfaktor}$$

M - Ruhemasse des Projekttils

2. PET und Strahlentherapie: Die Reichweite der Projekttilfragmente

$$-\frac{dE}{dx} \approx Kz^2 \frac{Z}{A} f(v) = z^2 f'(v)$$

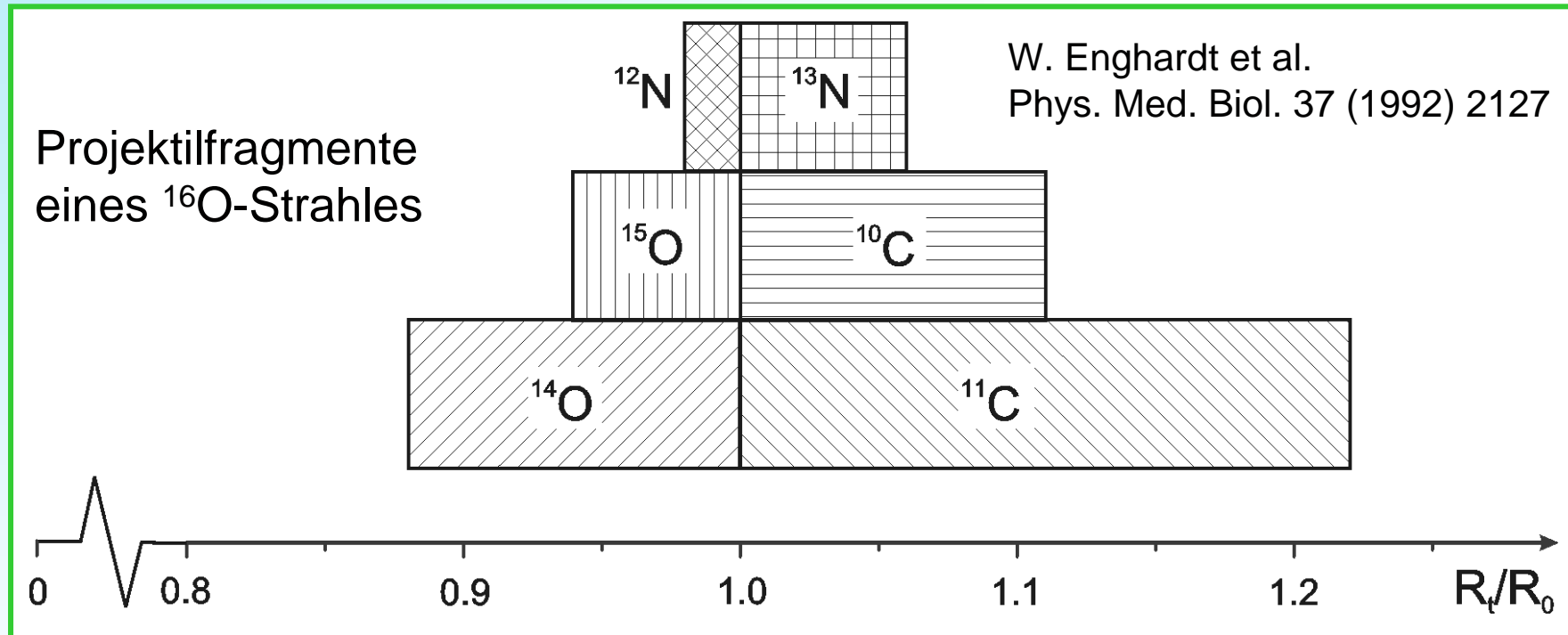
$$R = -\int_{E_0}^0 dE \frac{1}{\frac{dE}{dx}} = \int_0^{v_0} dv \frac{dE}{dv} \frac{1}{\frac{dE}{dx}} = \int_0^{v_0} dv A_P g(v) \frac{1}{z^2 f'(v)}$$

$$R = \frac{A_P}{z^2} \int_0^{v_0} dv h(v), \text{ also}$$

$$\frac{R(A_P, z, v_0)}{R(A'_P, z', v_0)} = \frac{A_P / z^2}{A'_P / z'^2}$$

$$\gamma = \frac{E + A_P u_0 c^2}{A_P u_0 c^2}, \quad E = A_P u_0 c^2 (\gamma - 1), \quad \frac{dE}{dv} = A_P g(v)$$

2. PET und Strahlentherapie: Die Reichweite der Projekttilfragmente

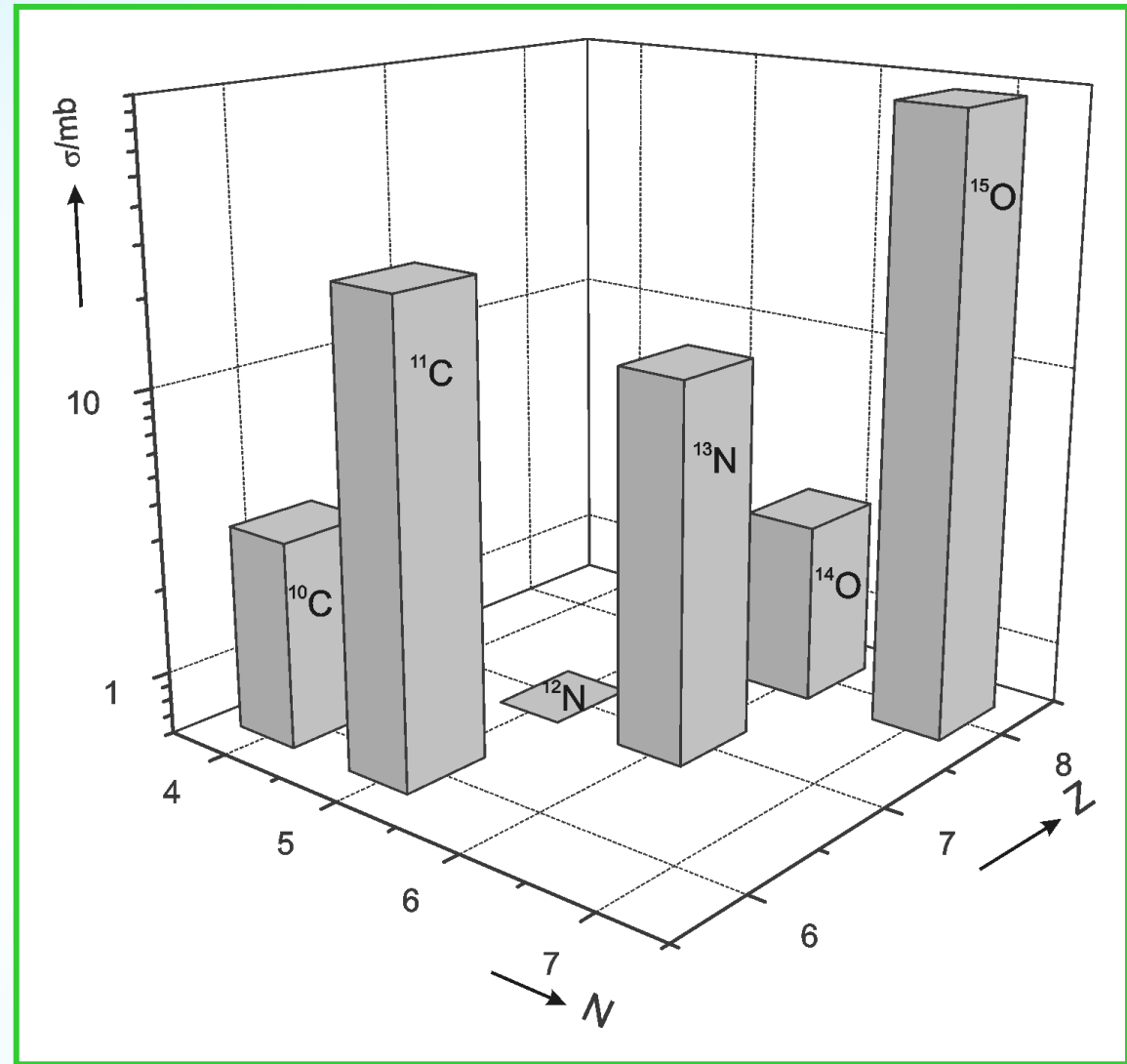


$$R_0 \frac{A_f/Z_f^2}{A_0/Z_0^2} < R_t < R_0 \quad \text{für} \quad \frac{A_f/Z_f^2}{A_0/Z_0^2} < 1 \quad (\text{Isotope des Projektils})$$

$$R_0 < R_t < R_0 \frac{A_f/Z_f^2}{A_0/Z_0^2} \quad \text{für} \quad \frac{A_f/Z_f^2}{A_0/Z_0^2} > 1 \quad (\text{i.d.R. bei Ladungsänderung})$$

2. PET und Strahlentherapie: Die Wirkungsquerschnitte

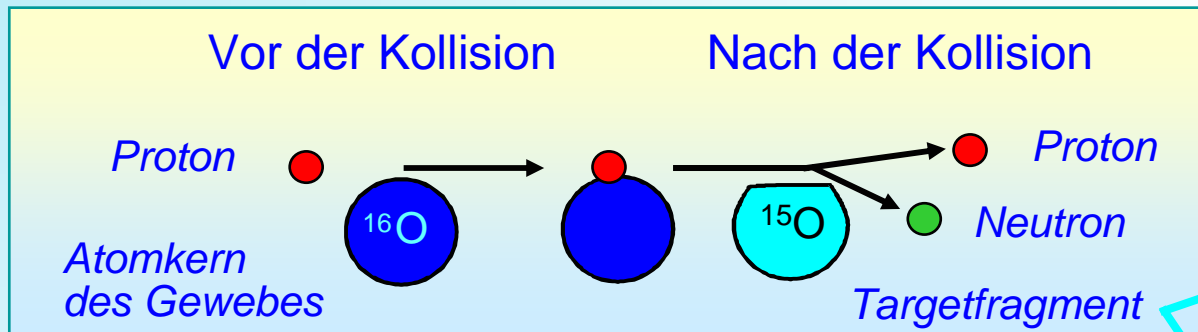
Fragmentierung von ^{16}O ,
 $E = 600 \text{ AMeV}$,
Target: ^{12}C



Daten:
L. Sihver et al.
Phys. Rev. C 47 (1993) 1225

2. PET und Strahlentherapie:

Die Erzeugung der Radioaktivität - Protonenstrahlen



Kernreaktionen:
(p, xp, yn)

$$v'_t = v_t = 0$$

Aktivitätsdichte:

$\sim 600 \text{ Bq cm}^{-3} \text{ Gy}^{-1}$

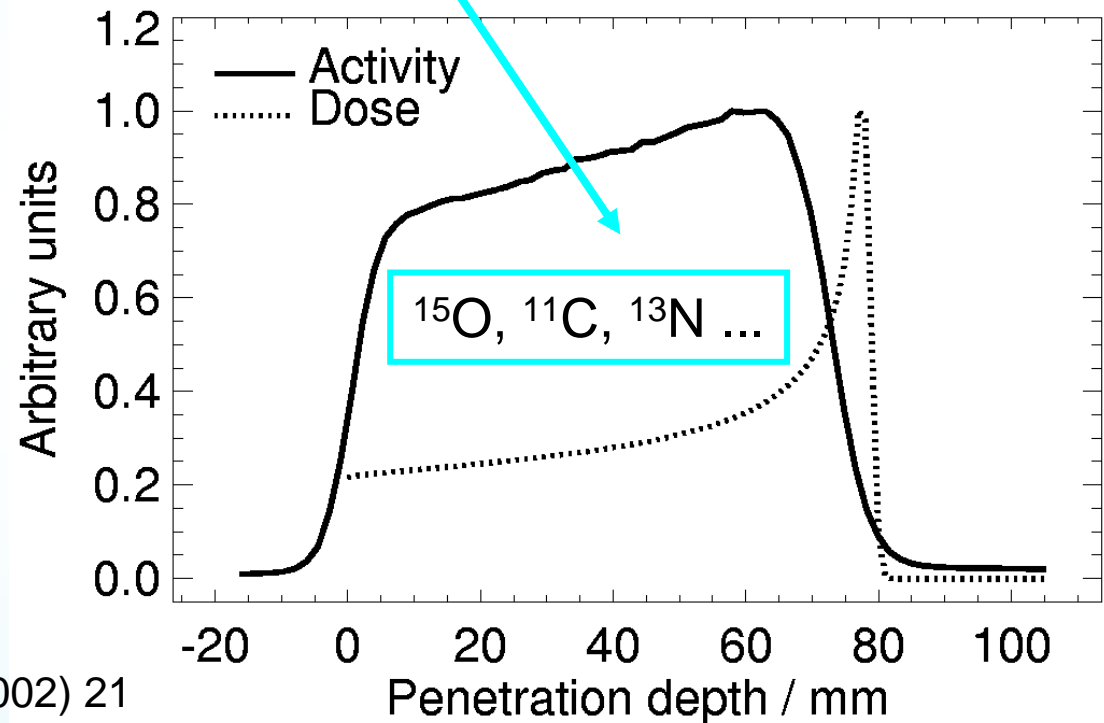
Vgl. Nuklearmedizin:

$10^4 - 10^5 \text{ Bq cm}^{-3}$

Dosis-Proportionalität:

$A(r) \neq D(r)$

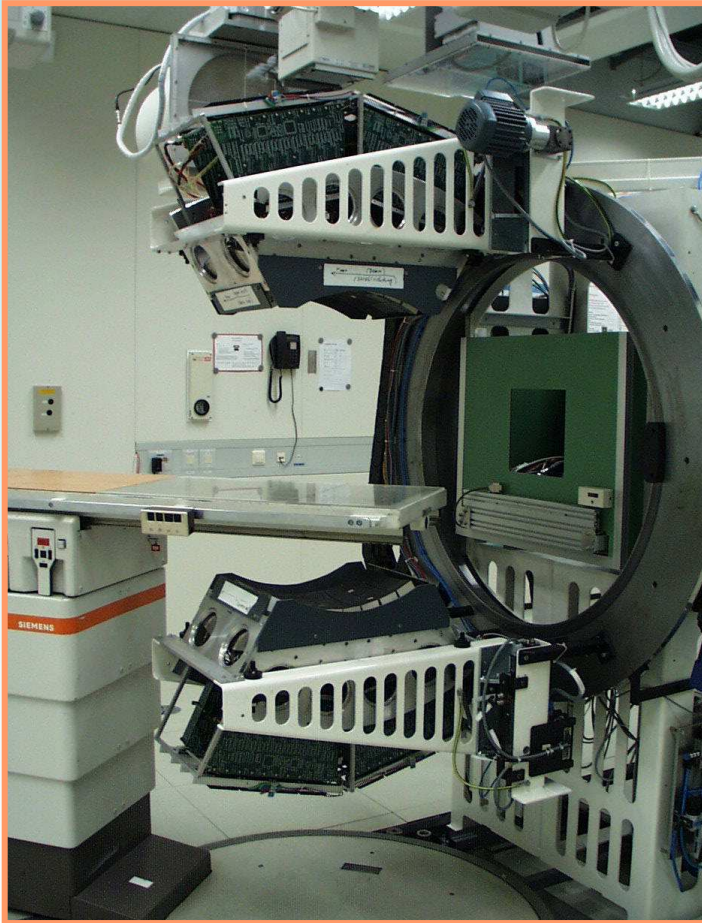
Ähnliche Verteilungen für alle Ionen mit $Z < 6$, also auch für He, Li, Be, B



K. Parodi et al. Phys. Med. Biol. 47 (2002) 21

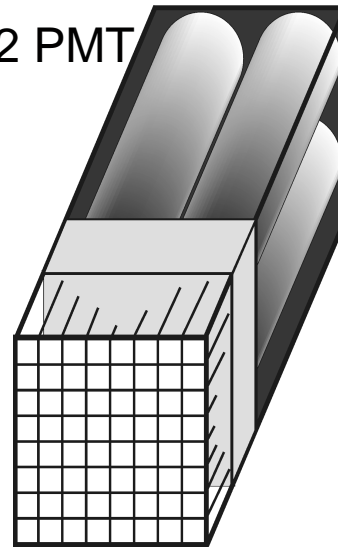
3. In-beam PET: Technologische Realisierung

Der Positronen Emissions Tomograph



- In-beam, Doppelkopf-Scanner
 - flexible Patienten-Positionierung
- Detektoren:
 - Siemens/CTI ECAT EXACT Block-Detektoren
 - Szintillator: Wismut Germanat (BGO)
 - 32 Blöcke per Kopf
 - ca. 4.2 Mio. Lines of Response

2 x 2 PMT



8 x 8 Kristalle à
6,3 x 6,3 x 20 mm³



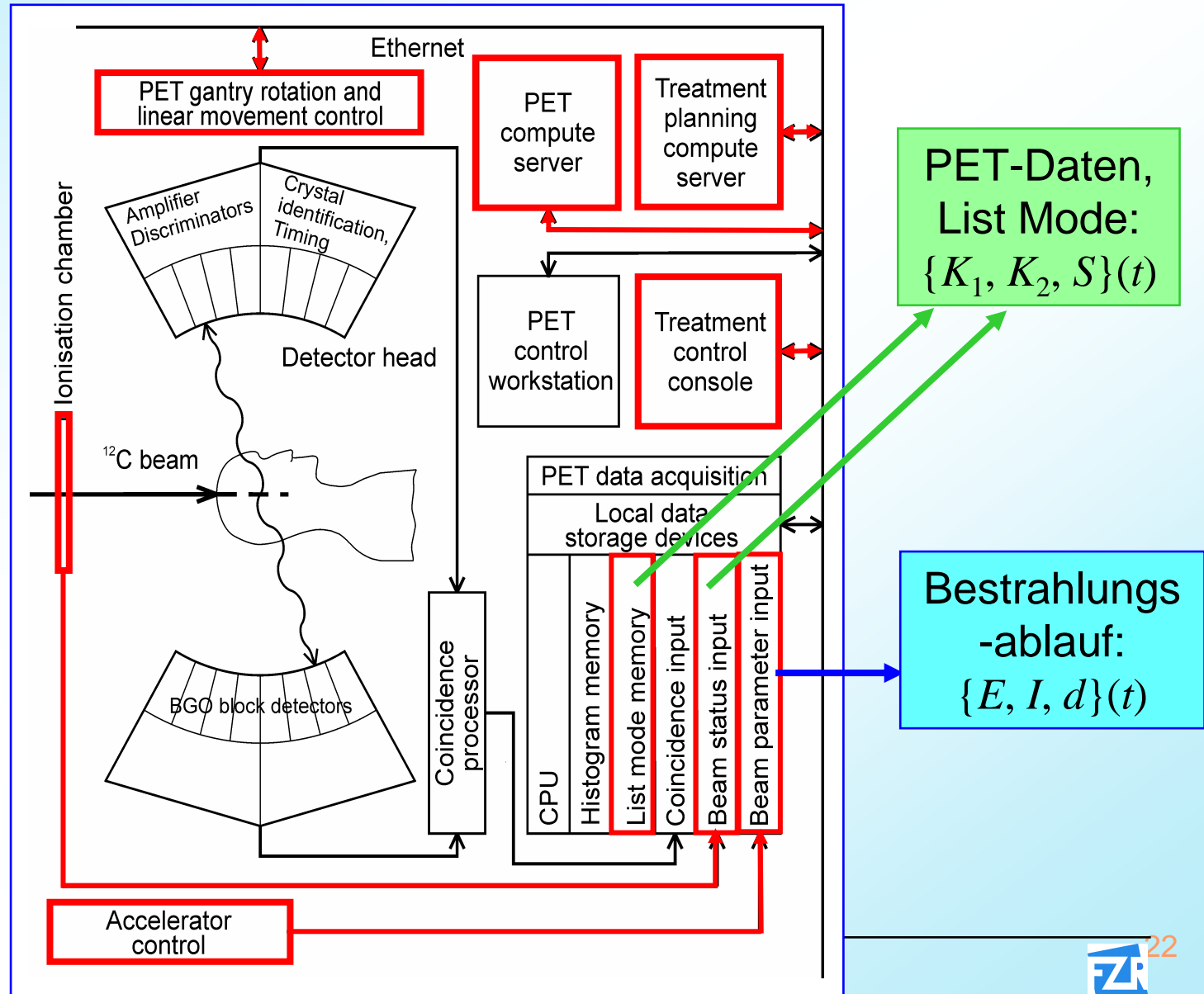
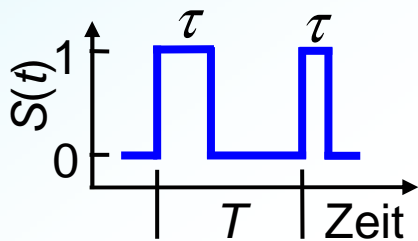
W. Enghardt et al.
Nucl. Instrum. Meth. A525 (2004) 284

3. In-beam PET: Technologische Realisierung

Datenerfassung und -verarbeitung (Hardware)

Beschleuniger:
Synchrotron
 $d \approx 60 \text{ m}$

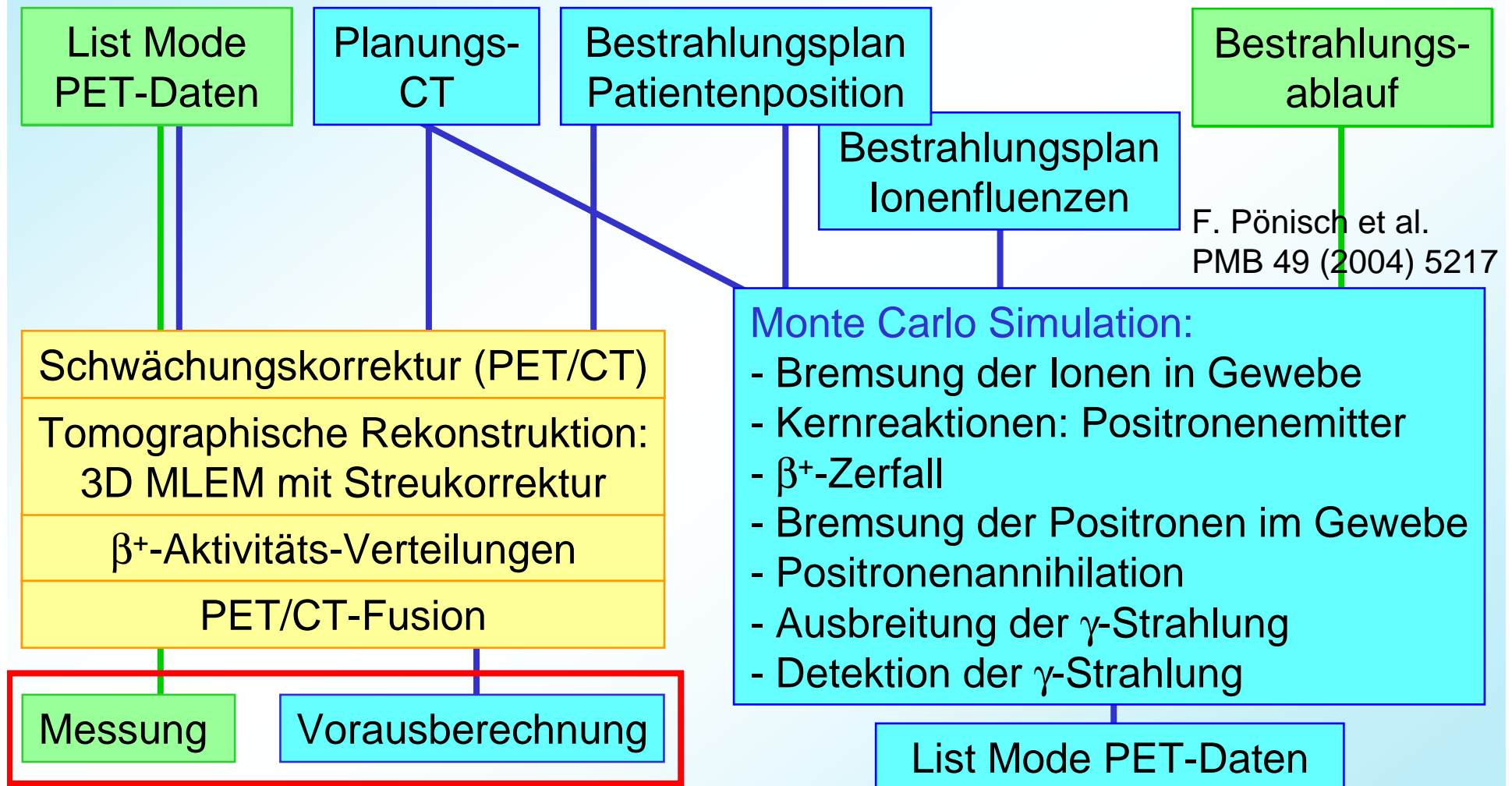
Teilchenstrahl:
gepulst
 $T \approx 5 \text{ s}, \tau \leq 2 \text{ s}$



3. In-beam PET: Technologische Realisierung

Datenverarbeitung: Algorithmen und Verfahren

Keine Proportionalität zwischen Dosis und Aktivität: $A(r) \neq D(r)$

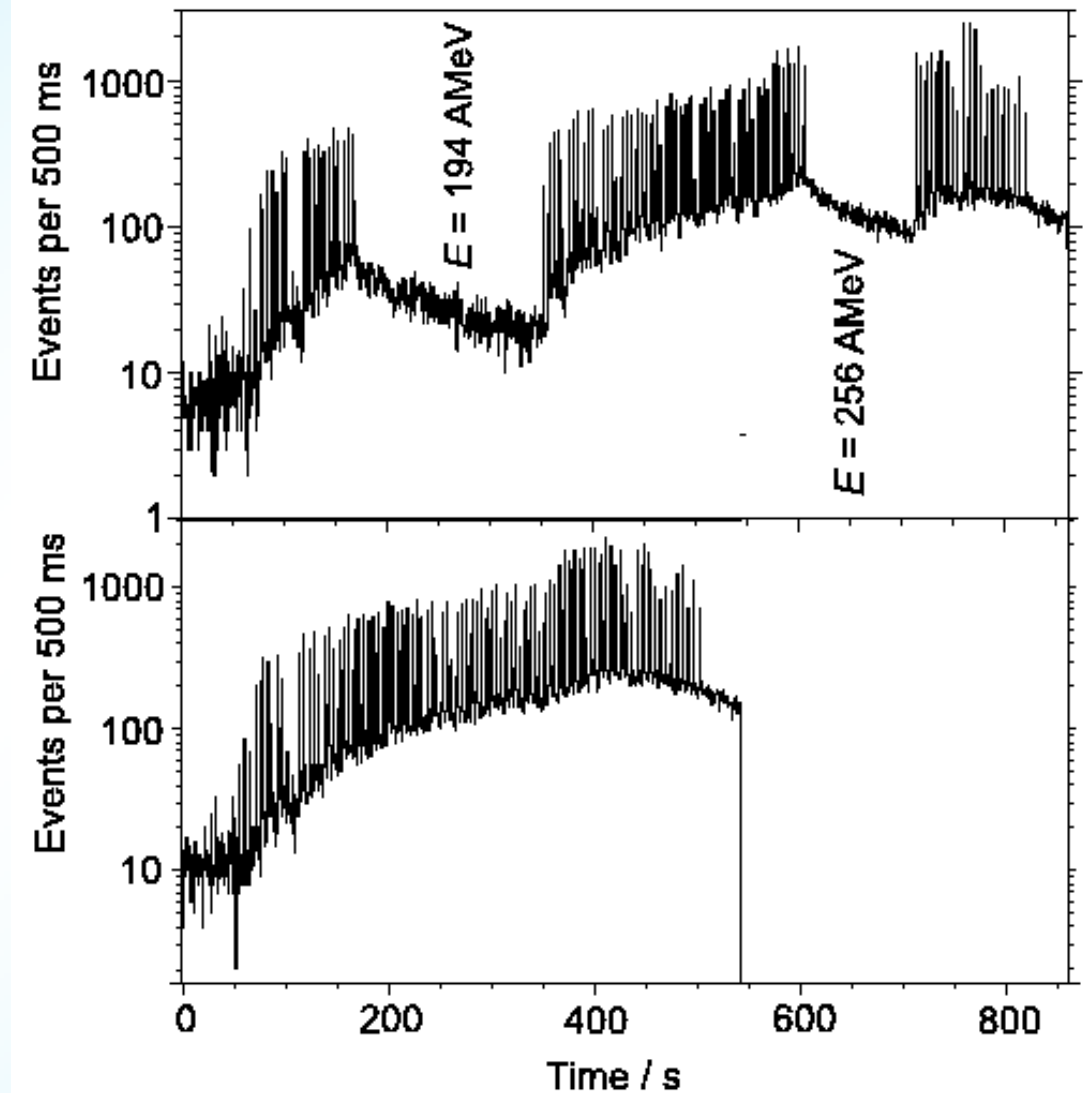


3. In-beam PET: Technologische Realisierung

Datenverarbeitung: Algorithmen und Verfahren

Notwendigkeit der Berücksichtigung des Zeitablaufes der Bestrahlung bei der MC-Simulation:

Bestrahlung des gleichen Feldes (144 – 305 AMeV) an verschiedenen Tagen

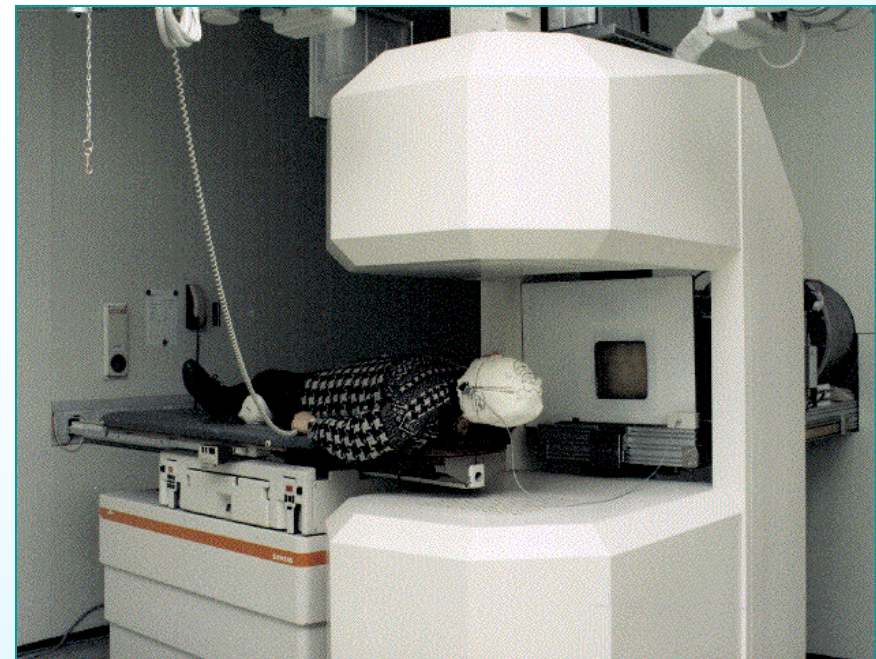


3. In-beam PET: Technologische Realisierung

Datenverarbeitung: Tomographische Rekonstruktion

Besonderheiten bei in-beam PET

- Tomographie im eingeschränkten Winkelbereich (Limited angle Tomography)
- Geringe Zählstatistik ($10^4 - 10^6$ Ereignisse), d.h. mehrere Größenordnungen unter der im nuklearmedizinischen PET-Tracer-Imaging Üblichen:
 - Mehrzahl der Projektionskanäle ($4 \cdot 10^6$) enthält 0
 - Sinogramm basierte Rekonstruktion unmöglich
 - Sinogramm basierte Methoden der Streukorrektur versagen
- Kein Transmissionsscan zur Bestimmung der Schwächung der γ -Strahlung im Patienten möglich
- Übliche Verfahren der Korrektur zufälliger Koinzidenzen versagen während der Strahlextraktion
- Kompakte, wohl lokalisierte Aktivitätsverteilungen



3. In-beam PET: Technologische Realisierung

Datenverarbeitung: Tomographische Rekonstruktion

Formulierung des Vorganges der tomographischen Bildgewinnung als Fredholmsche Integralgleichung erster Art

$$b(\mathbf{r}) = \int_{\infty} d^3 \mathbf{r}' a(\mathbf{r}') k(\mathbf{r}, \mathbf{r}')$$

$a(\mathbf{r})$ - gesuchte Verteilung

$b(\mathbf{r})$ - Rückprojektion von a

$k(\mathbf{r}, \mathbf{r}')$ - Punktbildfunktion, PBF

Ist $k(\mathbf{r}, \mathbf{r}') = k(|\mathbf{r} - \mathbf{r}'|)$

wird $b(\mathbf{r})$ zum Faltungsintegral:

$$b(\mathbf{r}) = \int_{\infty} d^3 \mathbf{r}' a(\mathbf{r}') k(|\mathbf{r} - \mathbf{r}'|)$$

Mit F_3 und F_3^{-1} als Fouriertransformation bzw. deren Inverser gilt der **Faltungssatz**.

Fouriertransformationen:

$$A(\boldsymbol{\rho}) = F_3[a(\mathbf{r})], \quad B(\boldsymbol{\rho}) = F_3[b(\mathbf{r})],$$

$$K(\boldsymbol{\rho}) = F_3[k(\mathbf{r})]$$

Faltungssatz: $B(\boldsymbol{\rho}) = A(\boldsymbol{\rho}) K(\boldsymbol{\rho})$

$$A(\boldsymbol{\rho}) = B(\boldsymbol{\rho}) / K(\boldsymbol{\rho})$$

$$a(\mathbf{r}) = F_3^{-1}[A(\boldsymbol{\rho})]$$

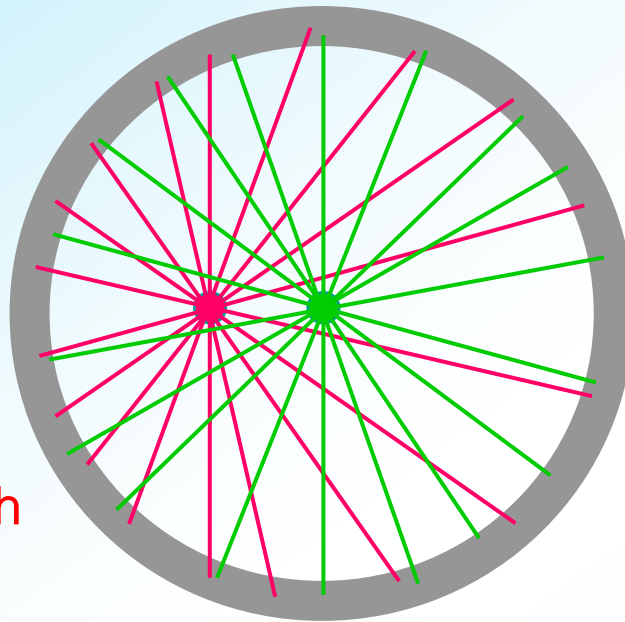
Gefilterte Rückprojektion bei Verschiebungs-Invarianz

3. In-beam PET: Technologische Realisierung

Datenverarbeitung: Tomographische Rekonstruktion

Verschiebungs-Invarianz

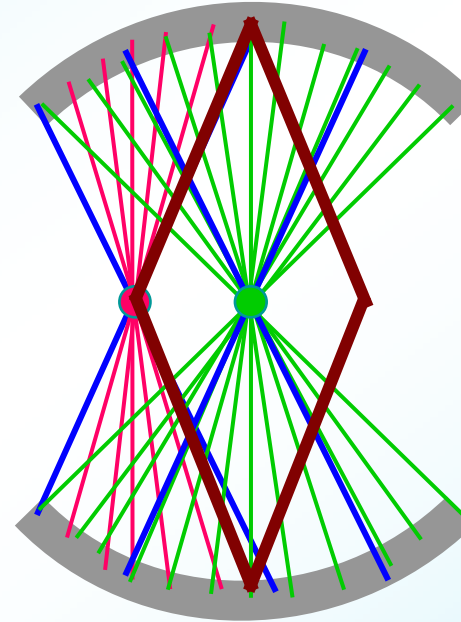
Ring-
Tomograph



Verschiebungs-invariante PBF

$$k(\mathbf{r}, \mathbf{r}') = k(|\mathbf{r} - \mathbf{r}'|)$$

Doppelkopf-
Tomograph



Verschiebungs-variante PBF

$$k(\mathbf{r}, \mathbf{r}') \neq k(|\mathbf{r} - \mathbf{r}'|)$$

Verschiebungs-Invarianz unter
Ereignisverlust erzwingbar:
Gefilterte Rückprojektion möglich

3. In-beam PET: Technologische Realisierung

Datenverarbeitung: Tomographische Rekonstruktion

Ziel: Verarbeitung aller gemessenen Ereignisse (3D-PET): $k(\mathbf{r}, \mathbf{r}') \neq k(|\mathbf{r} - \mathbf{r}'|)$

Algebraische iterative Rekonstruktion

MLEM

~~Analytische Rekonstruktion~~

~~Gefilterte Rückprojektion~~

MLEM (Maximum Likelihood Expectation Maximisation):

Gold-Standard der tomographischen Rekonstruktion:

- ☺ Basis: Poisson-Statistik des tomographischen Messprozesses mit Einzelereignis-Nachweis (Likelihood-Funktion)
- ☺ (Langsame) Konvergenz gegen globales Maximum unabh. von Startlösung
- ☺ An beliebige messtechnische Situationen anpassbar
- ☺ Umfassende Modellierung des Abbildungsprozesses möglich
- ☹ Aufwändig: Bisher nur für 2D-PET implementiert
- ☹ Keine sicheren Abbruchkriterien für die iterative Lösung
- ☹ Mögliche Konvergenz gegen lokales Maximum bei Stabilisierung der Iteration durch Glättung

3. In-beam PET: Technologische Realisierung

Datenverarbeitung: Tomographische Rekonstruktion

MLEM:
Rekursions-
vorschrift:

$$x_j^{(0)} = \text{const.}, \quad x_j^{(n+1)} = x_j^{(n)} \frac{\sum_{i=1}^I k_{ij} \frac{y_i^*}{\sum_{j'=1}^J k_{ij'} x_{j'}^{(n)}}}{\sum_{j'=1}^J k_{ij'} x_{j'}^{(n)}}$$

i - Line of Response

j - Voxel

$x_j^{(n)}$ - Aktivitätsverteilung

y_i^* - gemessene Ereignisse

k_{ij} - Element der Systemmatrix \mathbf{K}

$\dim(\mathbf{K}) \approx 10^{12} - 10^{13}$

$$k_{ij} = p \left\{ \begin{array}{l} \text{(Emission bei } j) \\ \cap \text{(Nachweis bei } i) \end{array} \right\}$$

$$\sum_{j=1}^J k_{ij} x_j^{(n)} - \text{Projektion}$$

$$\sum_{i=1}^I k_{ij} y_i^* - \text{Rückprojektion}$$

3. In-beam PET: Technologische Realisierung

Datenverarbeitung: Tomographische Rekonstruktion

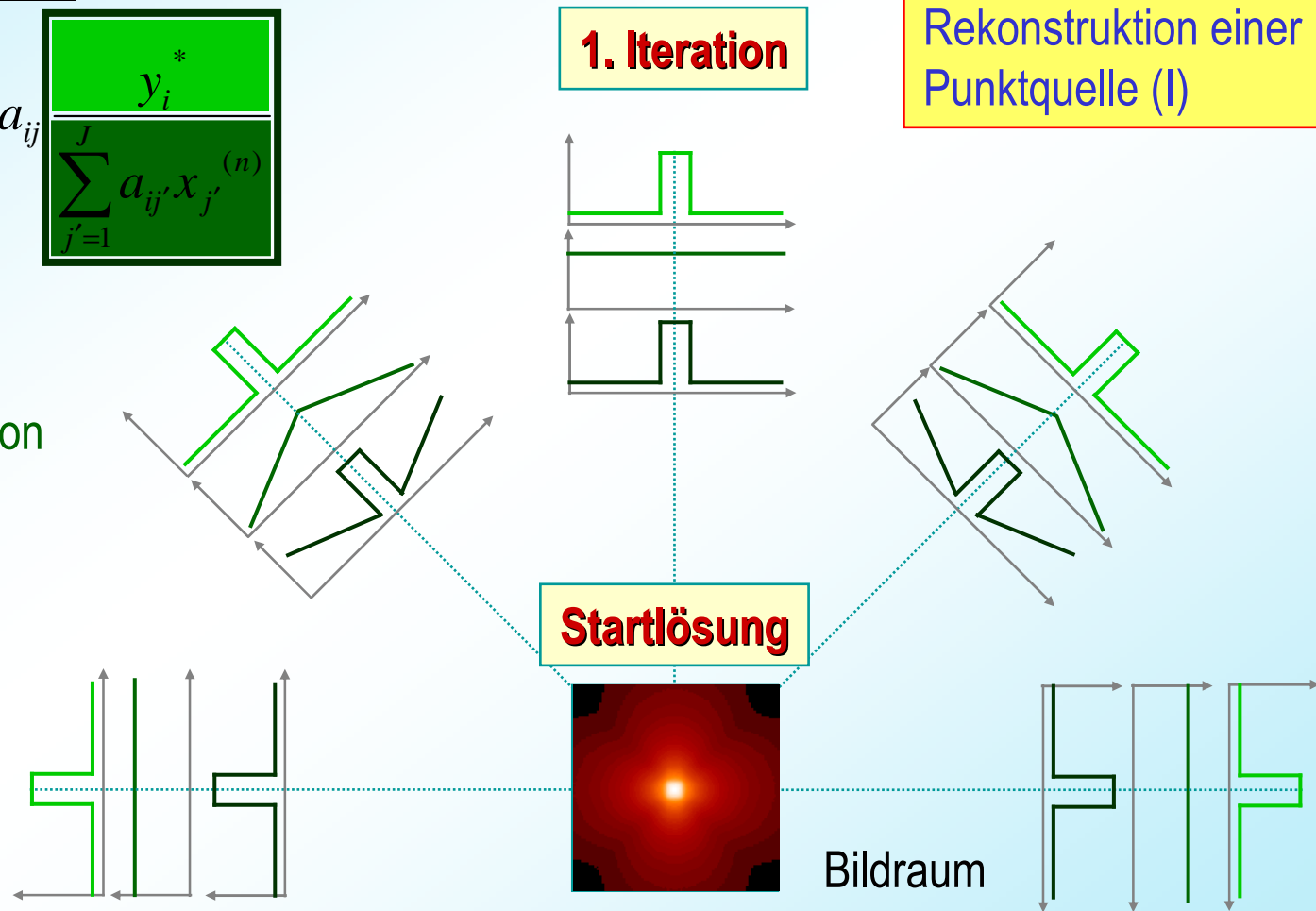
Rekursionsvorschrift:

$$x_j^{(n+1)} = x_j^{(n)} \sum_{i=1}^I a_{ij} \frac{y_i^*}{\sum_{j'=1}^J a_{ij'} x_{j'}^{(n)}}$$

Vorwärtsprojektion

Korrekturschritt

Rückprojektion



3. In-beam PET: Technologische Realisierung

Datenverarbeitung: Tomographische Rekonstruktion

Rekursionsvorschrift:

$$x_j^{(n+1)} = x_j^{(n)} \sum_{i=1}^I a_{ij} \frac{y_i^*}{\sum_{j'=1}^J a_{ij'} x_{j'}^{(n)}}$$

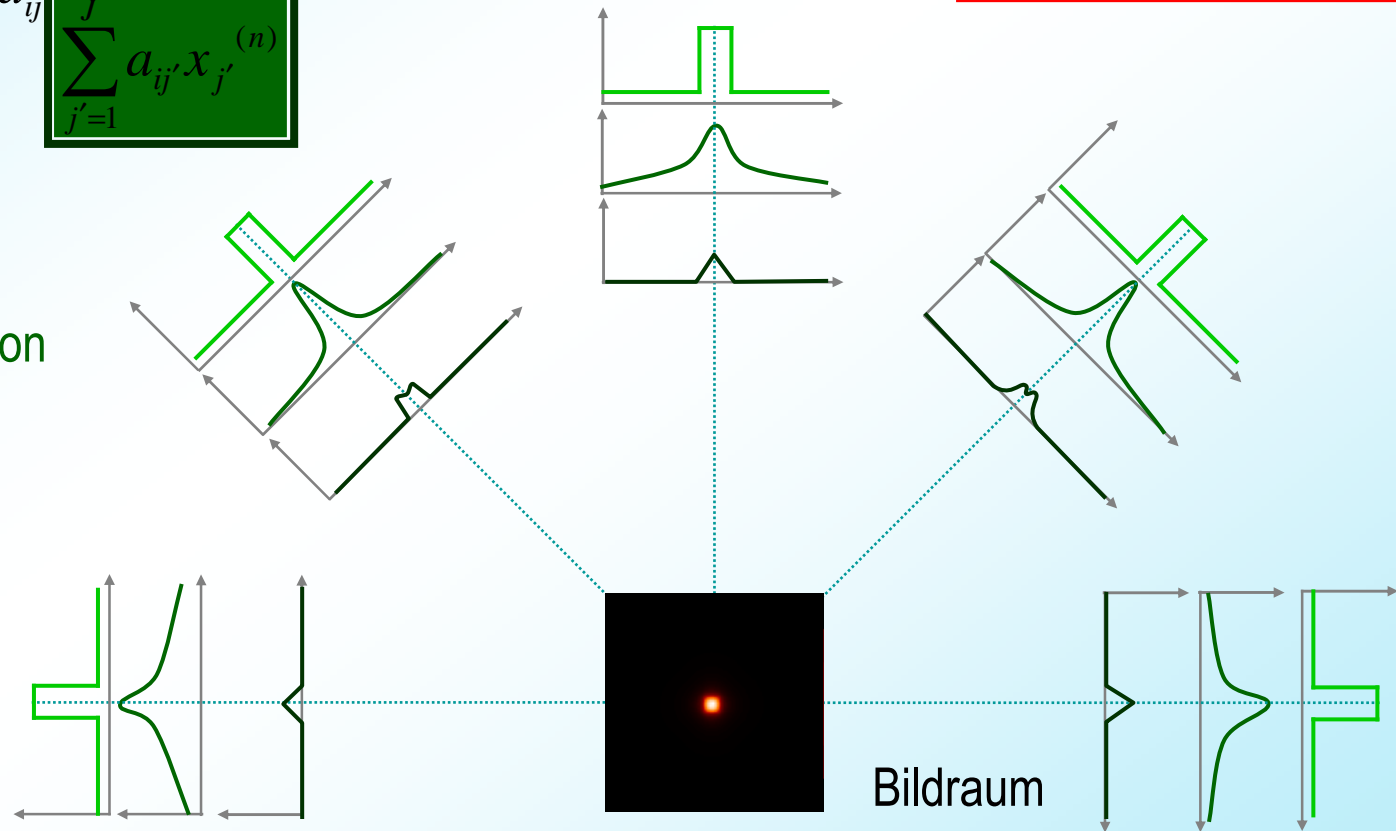
2. Iteration

Illustration von MLEM:
Rekonstruktion einer
Punktquelle (II)

Vorwärtsprojektion

Korrekturschritt

Rückprojektion



3. In-beam PET: Technologische Realisierung

Datenverarbeitung: Tomographische Rekonstruktion

MLEM:

3D Implementierung für in-beam PET

3D-MLEM?

☹ $\dim(\mathbf{K}) > 10^{12}$

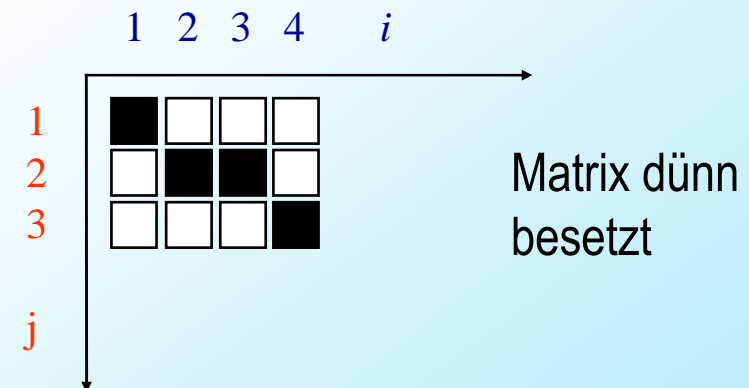
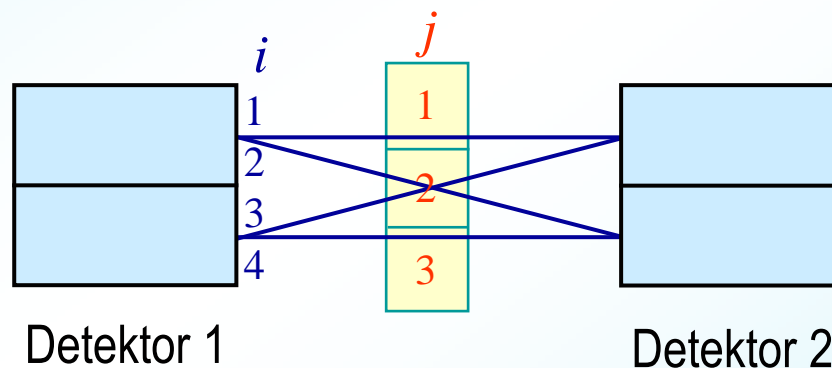
☹ Mehrzahl der Projektionen: $y_i^* = 0$ ($10^4 - 10^6$ von $4 \cdot 10^6$)

😊 Benötigte Elemente der Systemmatrix k_{ij} : k_{i^*} für i mit $y_i^* \neq 0$

😊 \mathbf{K} ist dünn besetzt

😊 Benötigte Elemente k_{ij} können zur Laufzeit berechnet werden (Monte Carlo Verfahren)

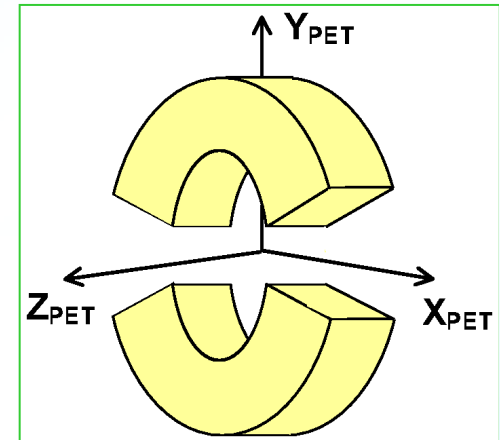
$$x_j^{(n+1)} = x_j^{(n)} \sum_{i=1}^I k_{ij} \frac{y_i^*}{\sum_{j'=1}^J k_{ij'} x_{j'}^{(n)}}$$



3. In-beam PET: Technologische Realisierung

Datenverarbeitung: Tomographische Rekonstruktion

Limited Angle Rekonstruktionsartefakte



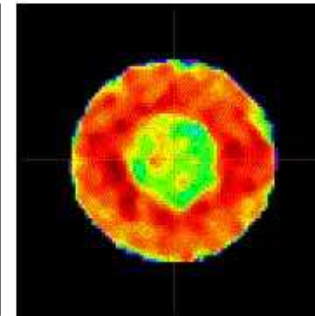
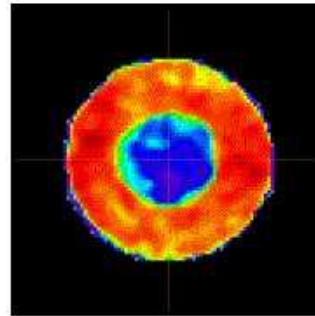
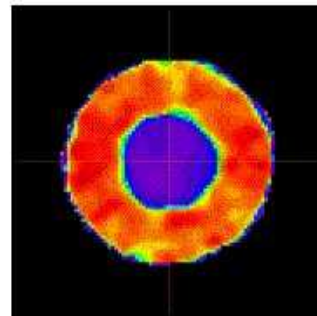
Simulated positron camera:

Closed ring

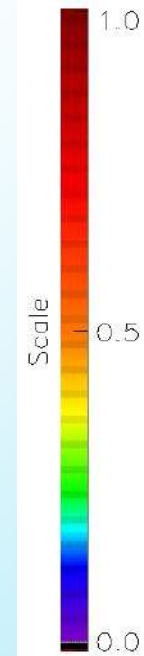
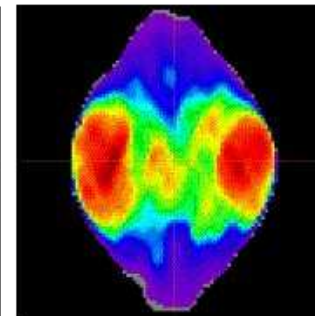
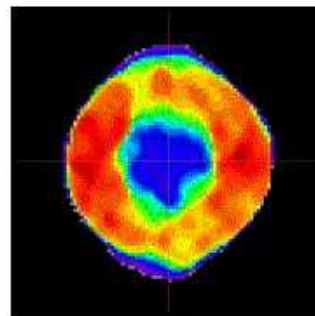
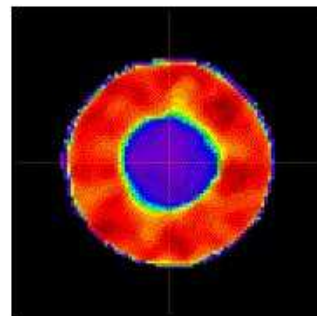
Dual-head, opening: 50°

Dual-head, opening: 100°

Central X Z plane
(CONTAINS the beam portal for Horizontal Beams)

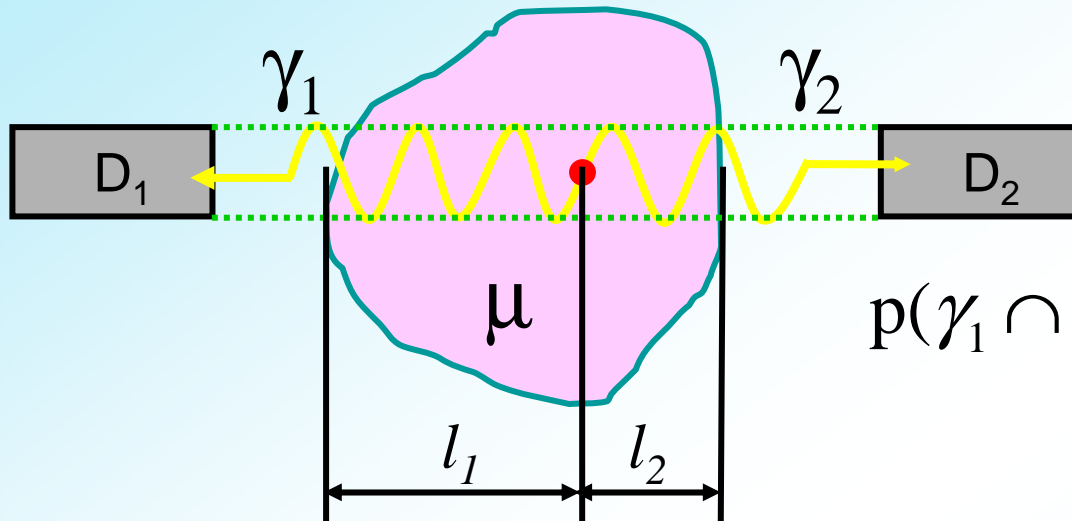


Central X Y plane

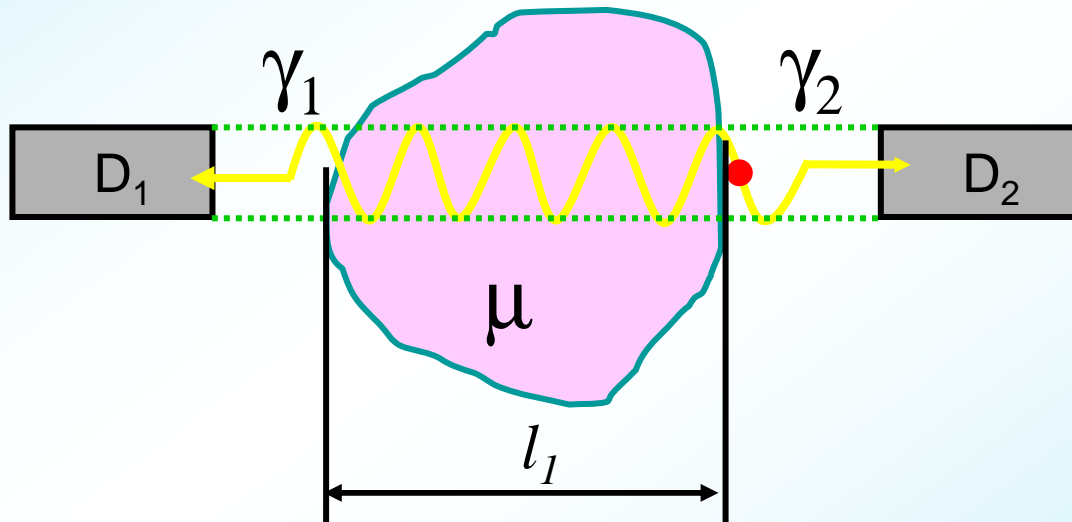


3. In-beam PET: Technologische Realisierung

Datenverarbeitung: Schwächungskorrektur



$$p(\gamma_1 \cap \gamma_2) = e^{-\mu l_1} e^{-\mu l_2} = e^{-\mu(l_1+l_2)}$$



Standardmethoden der Schwächungskorrektur bei PET:

- 1) Transmissionsscan mit um den Patienten laufenden Punkt- oder Stabquellen
Zeitbedarf (10 – 15 min)
- 2) PET/CT

3. In-beam PET: Technologische Realisierung

Datenverarbeitung: Schwächungskorrektur

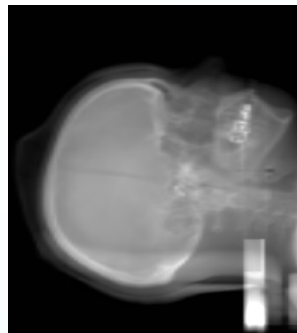
Räumliche Korrelation des CT zum PET-Bildraum:

- Stereotaktische Patienten-Positionierung
- Präzise Positionierung der Positronenkamera:
 - Zentrum des FOV \equiv Isozentrum
 - Parallelität der Hauptachsen von PET-Bildraum und isozentr. System

Berücksichtigung aller schwächenden und streuenden Objekte innerhalb und in der Nähe des Gesichtsfeldes der Positronenkamera



Planungs-CT



Kopfstützen-CT



+

=

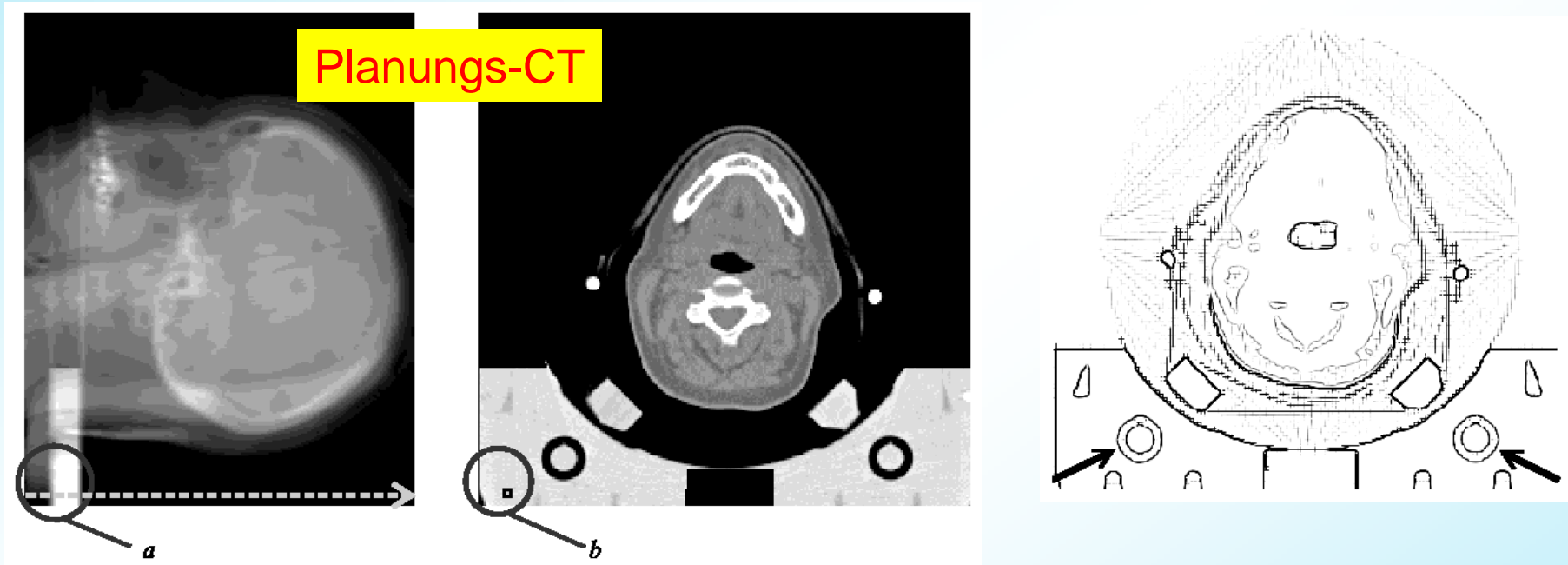
Kombiniertes CT



3. In-beam PET: Technologische Realisierung

Datenverarbeitung: Schwächungskorrektur

Automatisierte Korrelation von Fixpunkten, die in beiden CT sichtbar



Axiale Position:

Position des Befestigungsbrettes der Nackenstütze

Transaxiale Position:

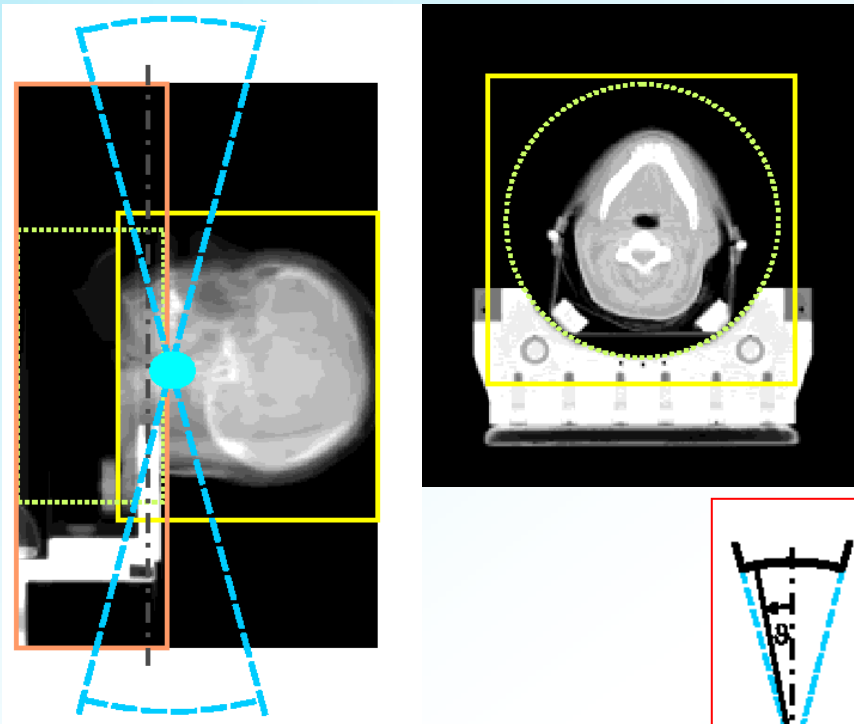
Mittelpunkte der Hartholzschrauben, welche die Nackenstütze halten

2 Fehler bei ca. 180 Patienten

F. Pönisch et al.
Phys. Med. Biol. 48 (2003) 2419

3. In-beam PET: Technologische Realisierung

Datenverarbeitung: Schwächungskorrektur



Korrektes Ineinanderfügen von

Kopfstützen CT



und

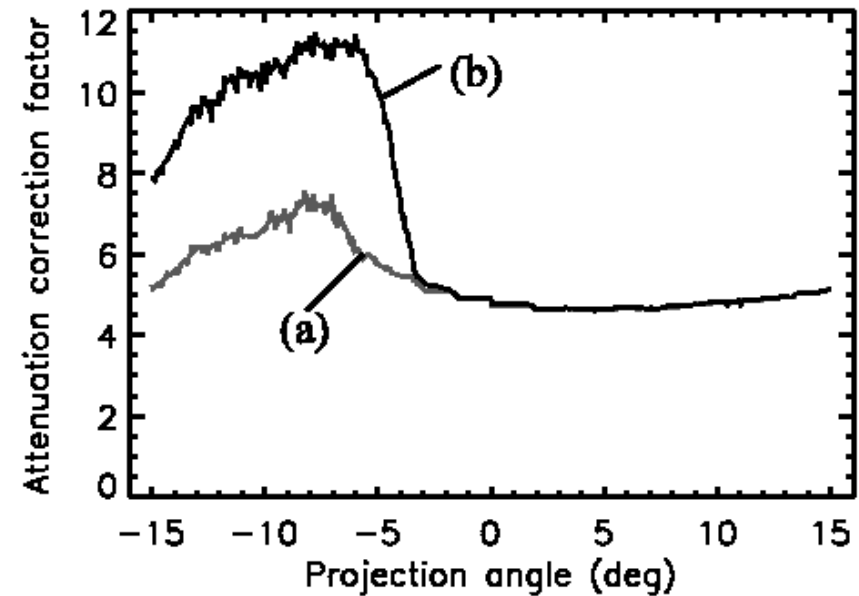
Patienten-CT



Schwächungs-
Korrekturfaktoren:

(a) Ohne Kopfstütze

(b) Mit Kopfstütze



3. In-beam PET: Technologische Realisierung

Datenverarbeitung: Schwächungskorrektur

(1) Segmen-
tierung

| Material | HU | $R = \left(\frac{\mu}{\rho}\right) / \left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{soft}$ | $E_\gamma = 511 \text{ keV}$ | $E_\gamma = 250 \text{ keV}$ |
|----------|----------------|--|------------------------------|------------------------------|
| Luft | -1000 ... -200 | 0.91 | | 0.90 |
| Wasser | | 1.00 | | 1.01 |
| Blut | | 0.99 | | 1.00 |
| Muskel | -200 ... 200 | 0.99 | | 0.99 |
| Fett | | 1.01 | | 1.01 |
| Gehirn | | 1.00 | | 1.00 |
| Knochen | 200 ... 3071 | 0.96 | | 0.97 |

(2) $R = \left(\frac{\mu}{\rho}\right) / \left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{soft}$, $\mu(E_\gamma) = R \rho \left(\frac{\mu}{\rho}(E_\gamma)\right)_{soft}$ (ICRU49, NIST)

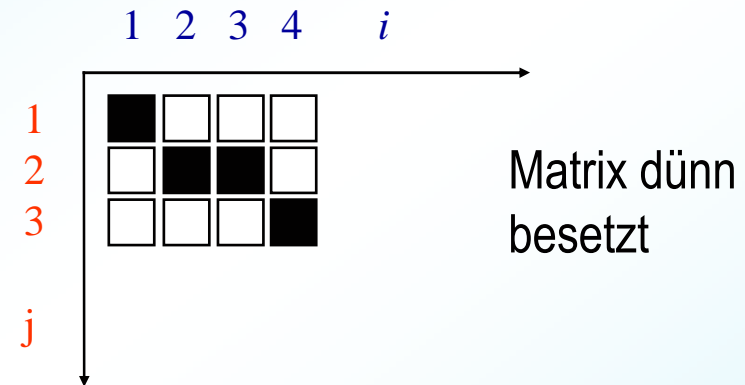
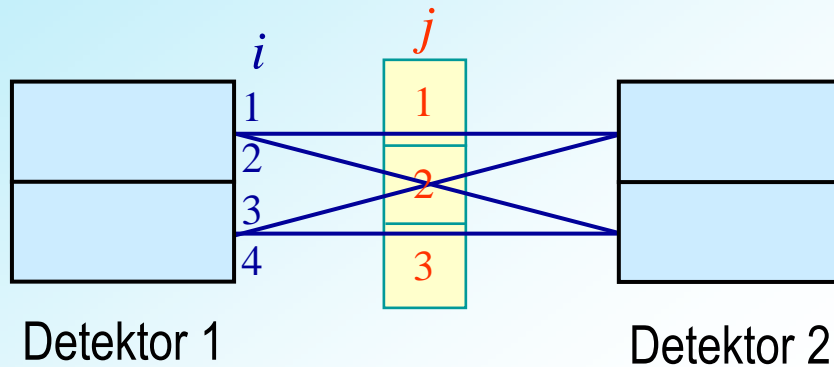
(3) HU - ρ Kalibrierung des CT-Scanners (4) CT \Rightarrow PET (5) Projektion

Schwächungskorrektur-Faktoren für alle LOR der Positronenkamera

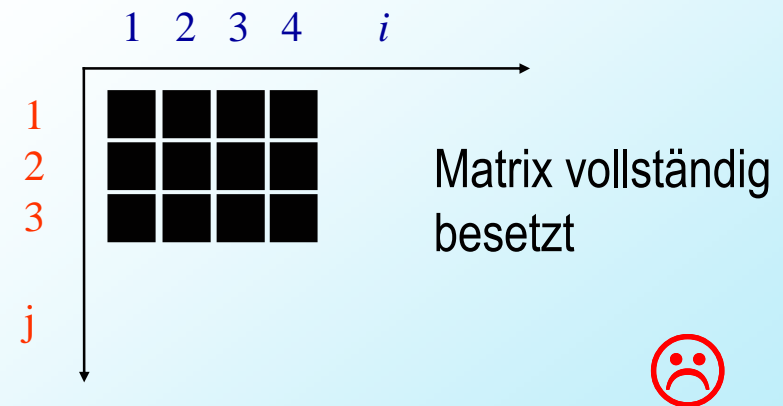
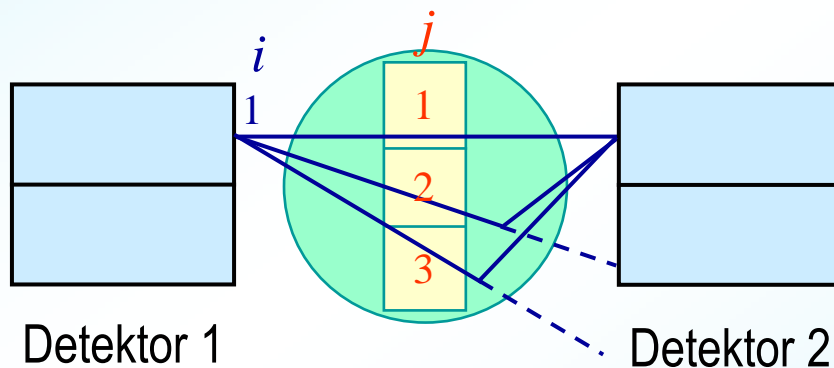
3. In-beam PET: Technologische Realisierung

Datenverarbeitung: Compton-Streukorrektur

Systemmatrix \mathbf{K} ohne Compton-Streuung:



Systemmatrix \mathbf{K} mit Compton-Streuung:



3. In-beam PET: Technologische Realisierung

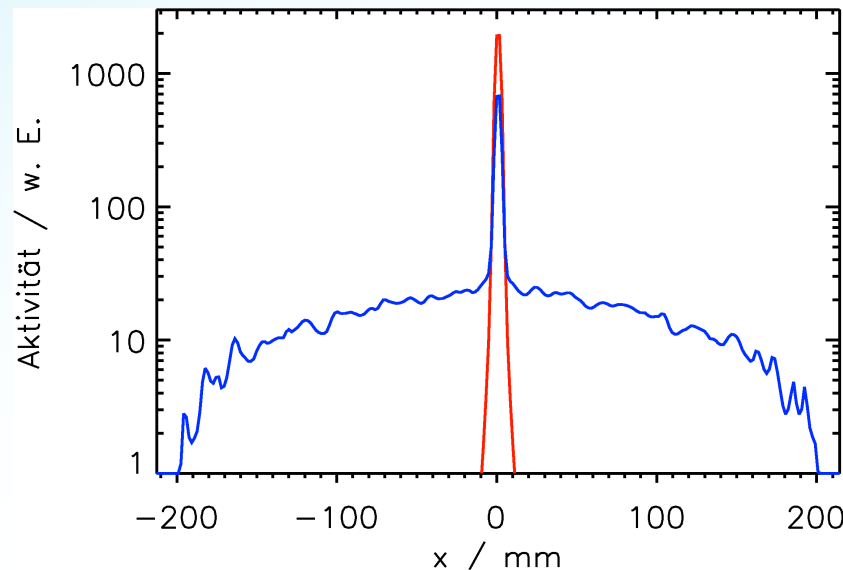
Datenverarbeitung: Compton-Streukorrektur

Modifikation des
MLEM-Algorithmus :

$$x_j^{(n+1)} = x_j^{(n)} \sum_{i=1}^I k_{ij} \frac{y_i^*}{\sum_{j'=1}^J k_{ij'} x_{j'}^{(n)} + f_{sc} y'_i}$$

y'_i - Streuverteilung im i -ten LOR: Berechnung mit Einfachstreualgorithmus

f_{sc} - Streuanteil: Berechnung aus $x_j^{(n)}$ und Patienten-CT (Monte Carlo)



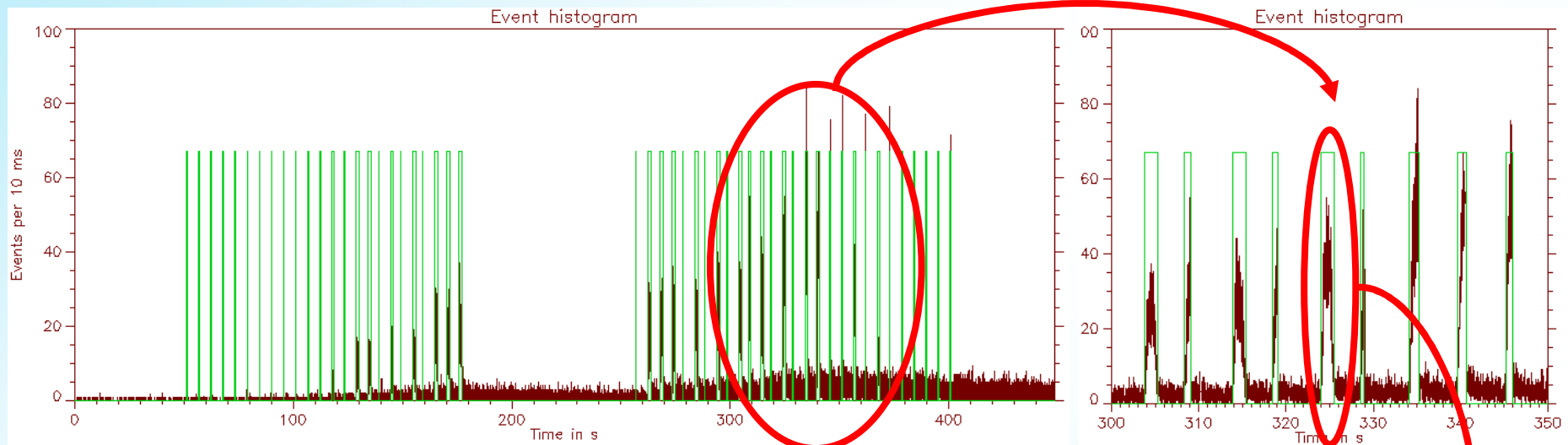
Punktquelle im wassergefülltem
Phantom ($43 \times 21 \times 20 \text{ cm}^3$)

F. Pönisch et al.
Phys. Med. Biol. 48 (2003) 2419

3. In-beam PET: Technologische Realisierung

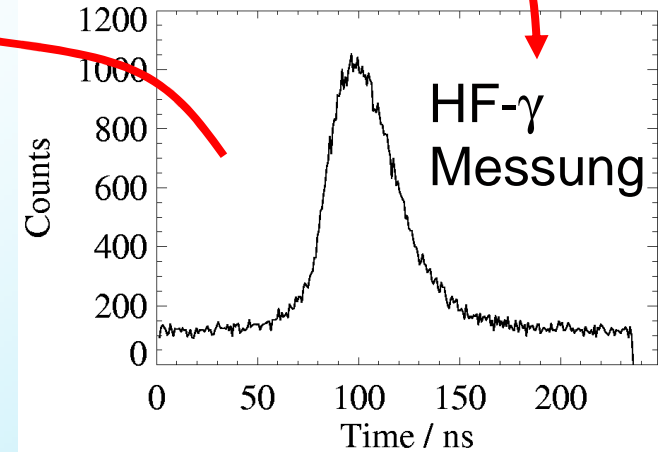
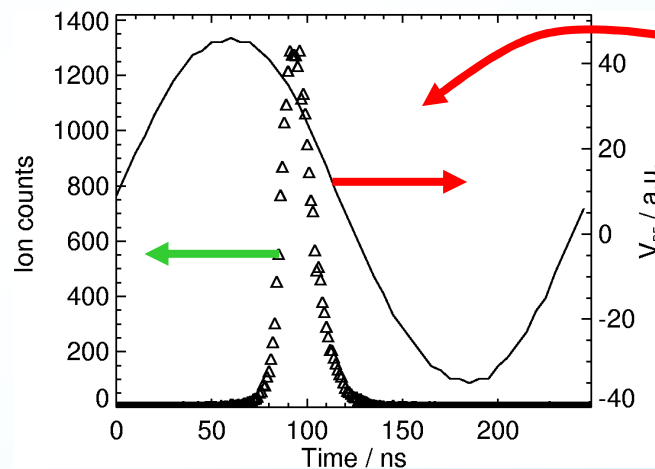
Datenverarbeitung: Random-Korrektur

PET Zeit-Ereignis-Histogramm einer Therapiefraktion



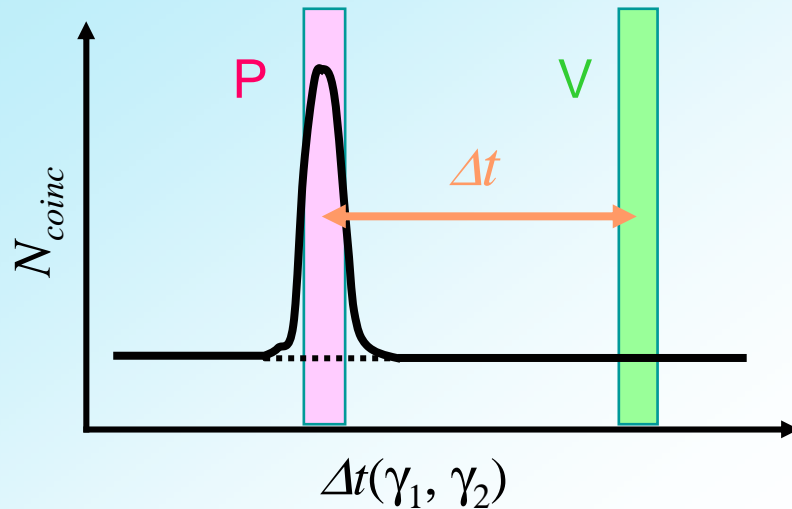
Mikrostruktur des Beschleuniger- Strahles

K. Parodi et al. Nucl.
Instrum. Meth. (in press)



3. In-beam PET: Technologische Realisierung

Datenverarbeitung: Random-Korrektur

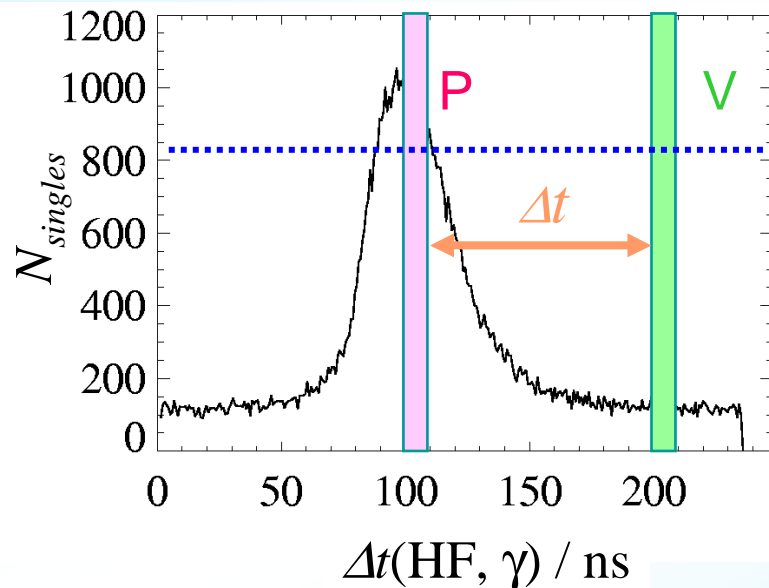


Random Korrektur mit verzögertem
Koinzidenzfenster versagt, weil

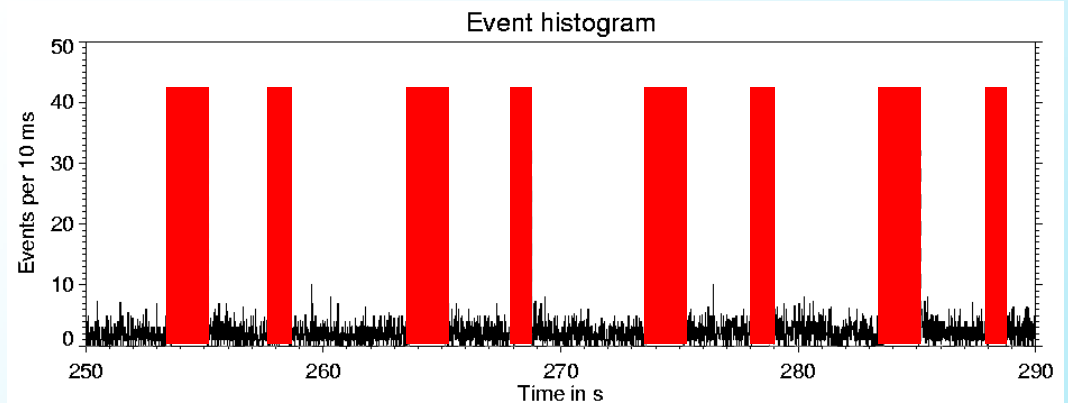
$$N_{singles}(P) \neq N_{singles}(V) \text{ also}$$

$$N_{randoms}(P) \neq N_{randoms}(V)$$

Forderung: $t > \Delta t: N_{singles} = const.$
nicht erfüllt



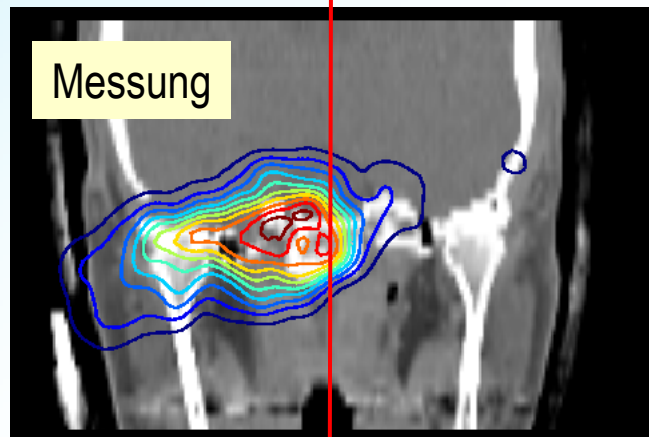
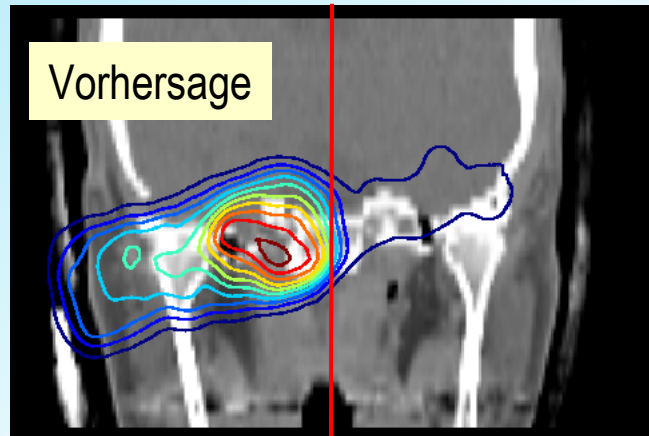
Die Lösung: Verwerfen aller während der
Strahlextraktion gemessenen Ereignisse



4. In-beam PET: Ergebnisse

Überprüfung des physikalischen Strahlmodells der Planung

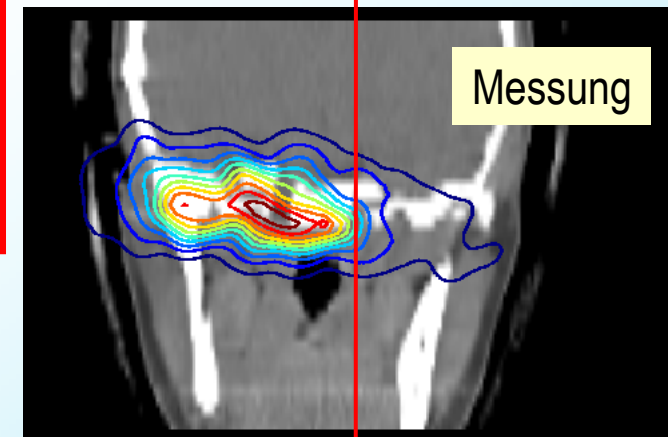
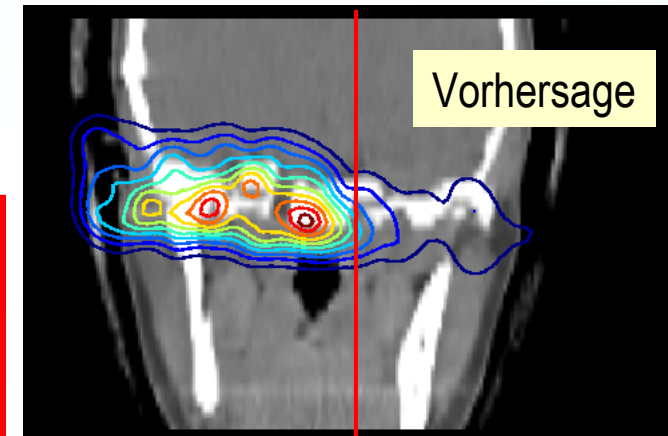
1998



1. Präzisions-Messungen:
Reichweite von ^{12}C -Ionen in Gewebe
(D. Schardt et al. GSI)

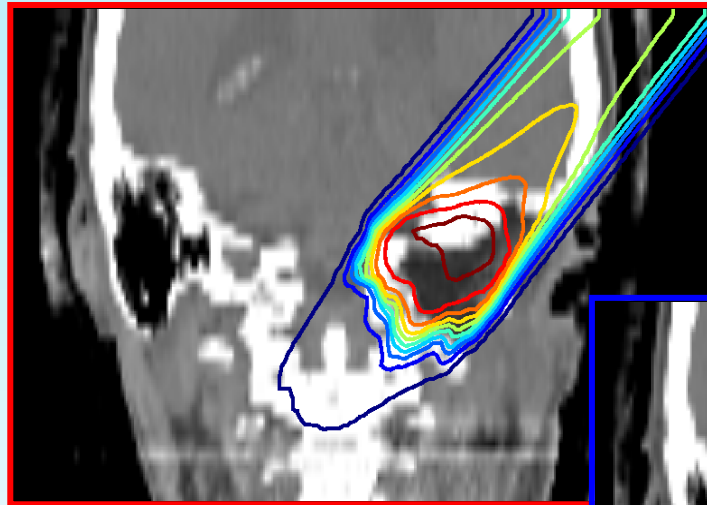
2. Modifikation:
 $R = R(HU)$
(E. Rietzel et al. GSI)

Seit 1999

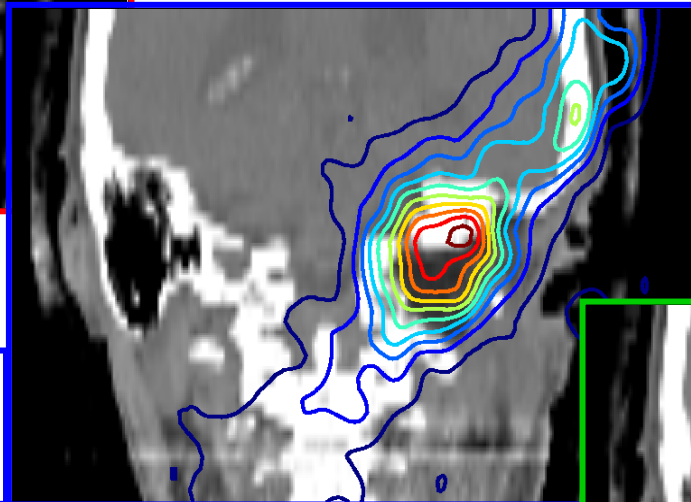


4. In-beam PET: Ergebnisse

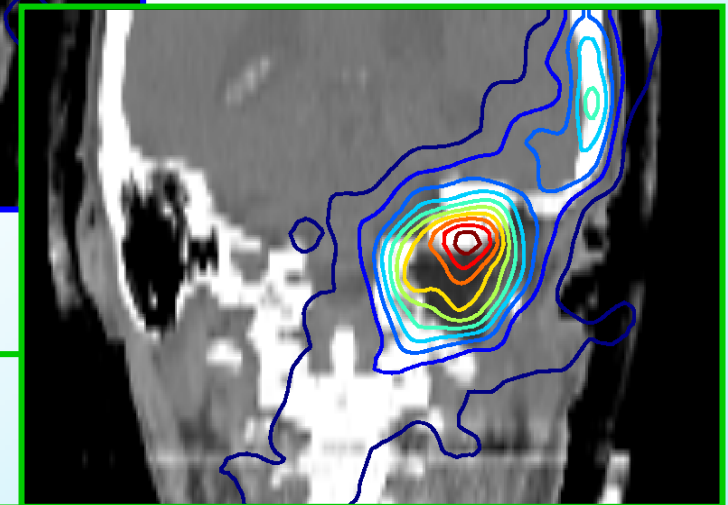
Kontrolle der Ionenreichweite



Bestrahlungsplan:
Dosisverteilung



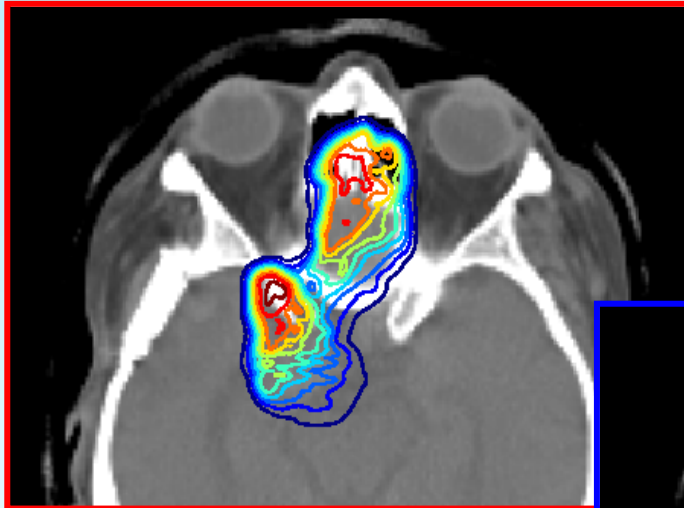
β^+ -Aktivität:
Vorhersage



β^+ -Aktivität:
Messung

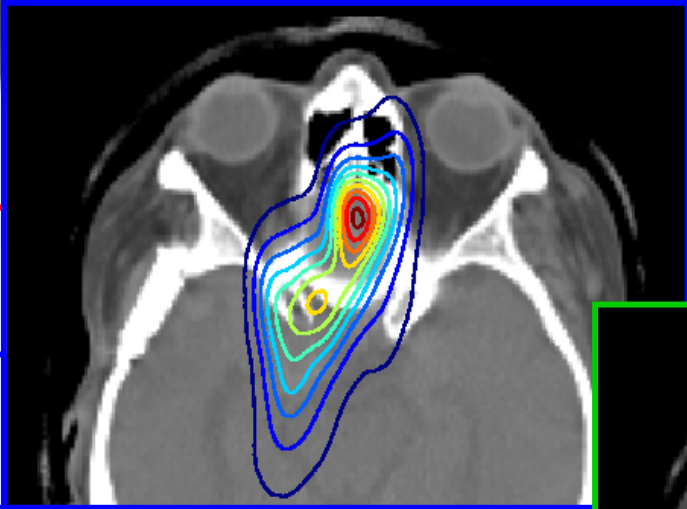
4. In-beam PET: Ergebnisse

Überprüfung der Feldposition

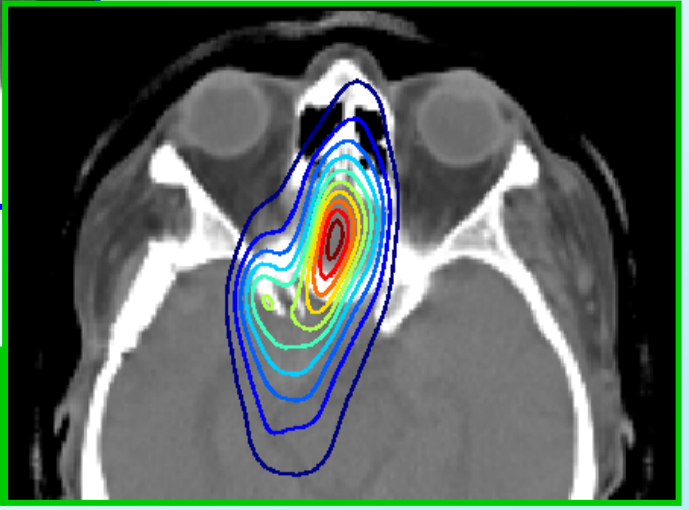


Bestrahlungsplan:
Dosisverteilung

β^+ -Aktivität:
Vorhersage



β^+ -Aktivität:
Messung

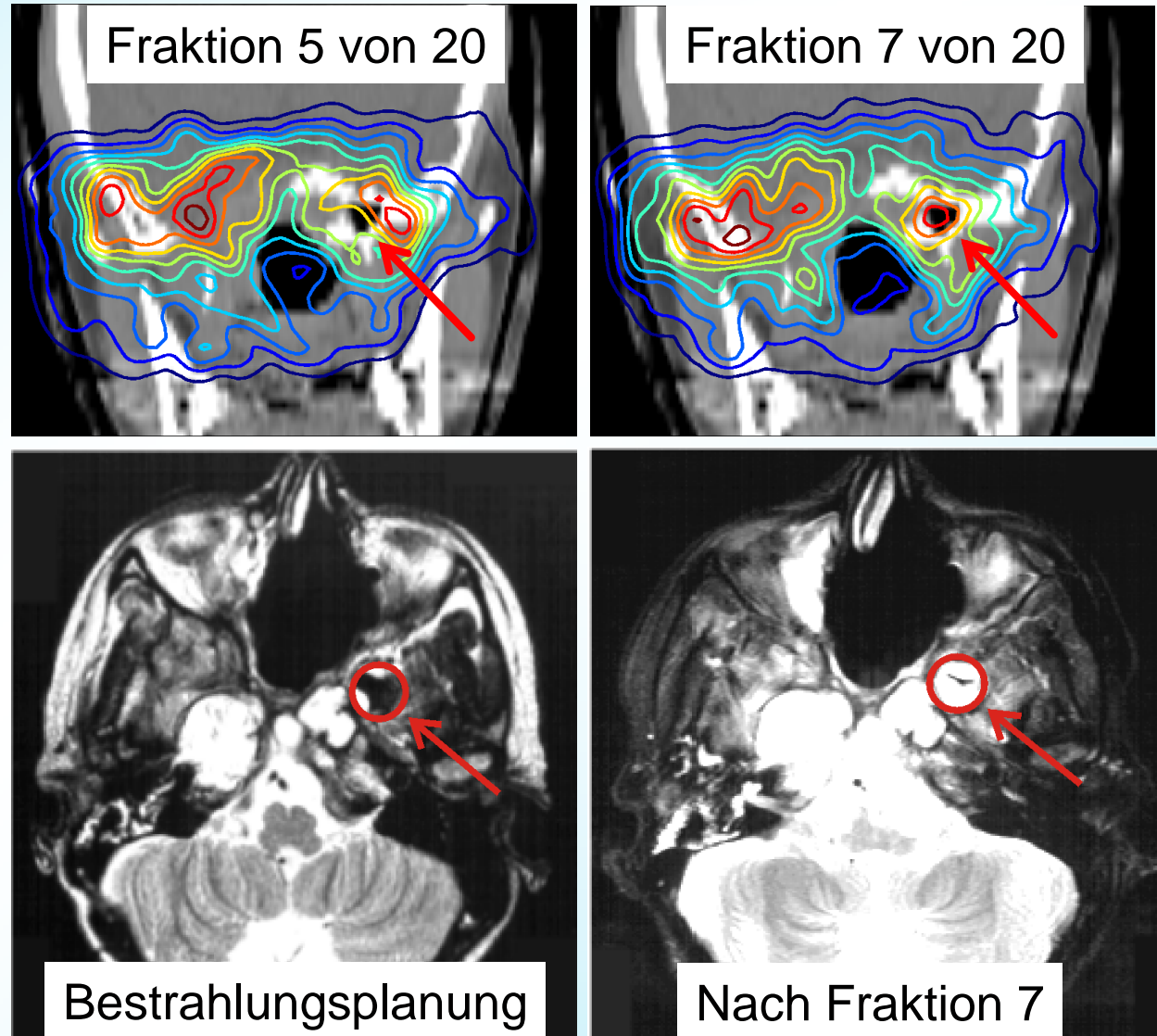


4. In-beam PET: Ergebnisse

Nachweis zufälliger Dichteänderungen im durchstrahlten Volumen

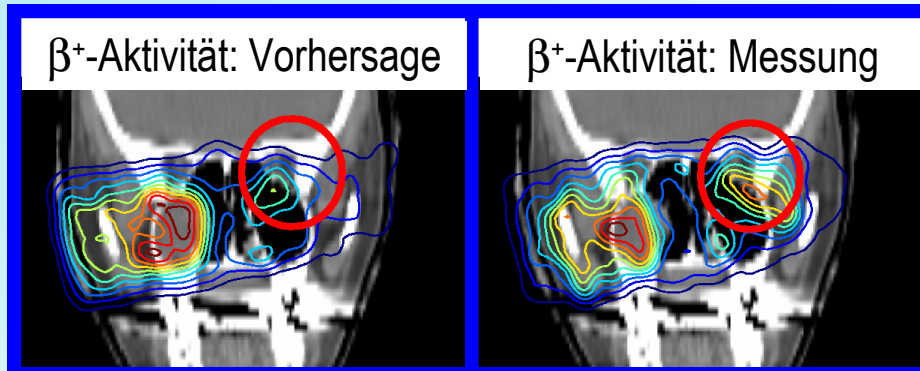
Lokale Dichte-Modifikationen

- Füllung von Kavitäten (Nase und ihre Nebenhöhlen)
- Gewebe-Reduktion nach chirurgischem Eingriff
- Geringfügige Positionierfehler (Bewegung des Patienten trotz Fixierung)



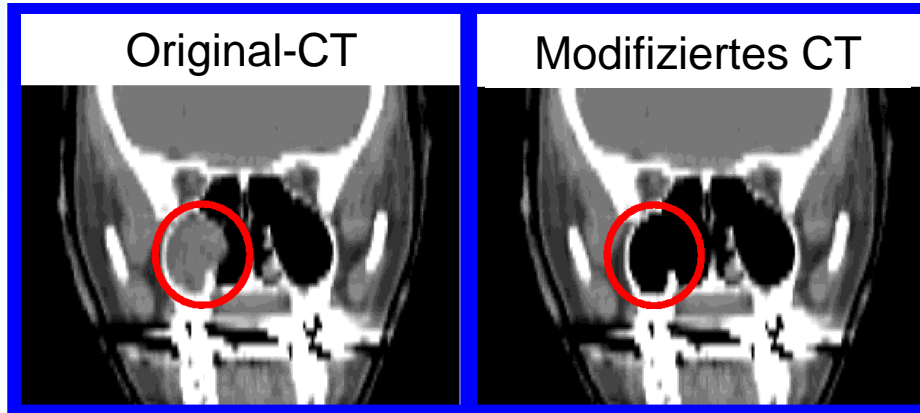
4. In-beam PET: Ergebnisse

Berechnung lokaler Abweichungen von der geplanten Dosis (I)

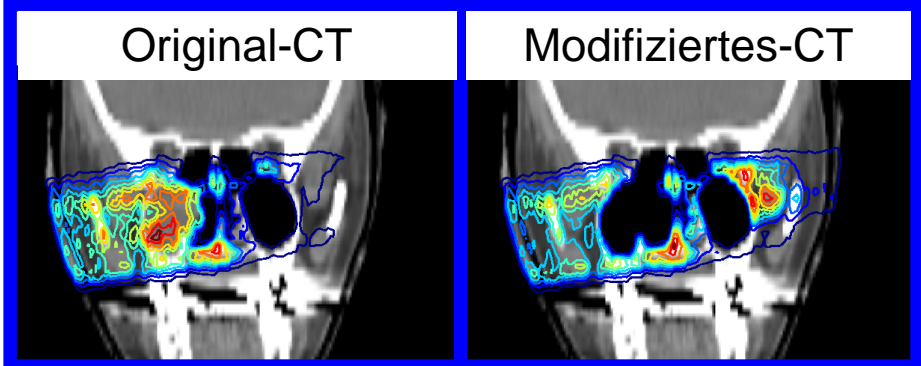


Hypothese zur Ursache der Abweichung vom Bestrahlungsplan

Test der Hypothese: **Interaktive Manipulation des CT** (lokale Dichteverteilung oder Position)

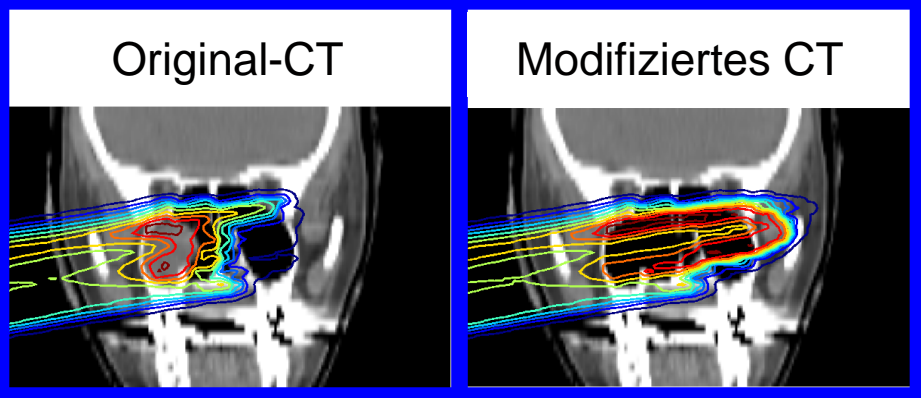


Schnelle Berechnung der β^+ -Nuklidverteilung



Vergleich mit PET-Messung

Dosis-Neuberechnung



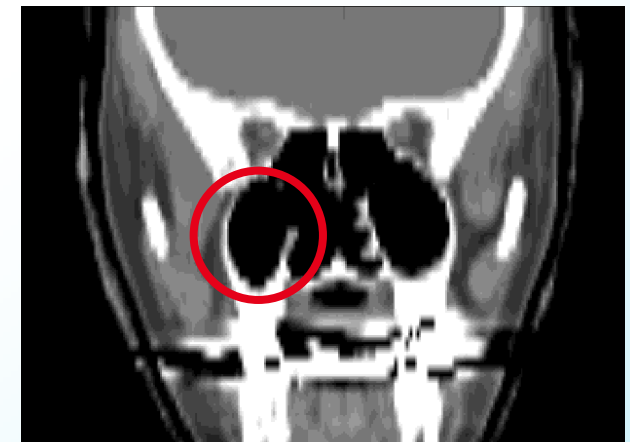
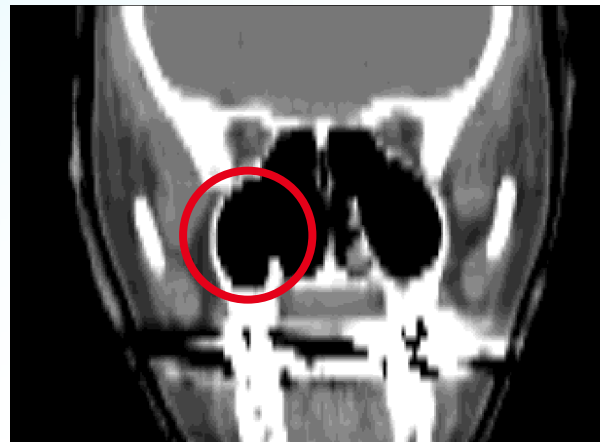
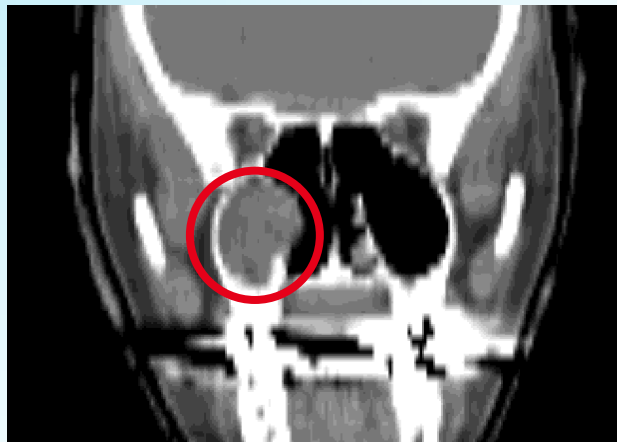
4. In-beam PET: Ergebnisse

Berechnung lokaler Abweichungen von der geplanten Dosis (II)

Vor der Therapie
Planungs-CT

4 Wochen später (fraktionierte Radiotherapie)
PET-geführte CT-Modifikation

Neues CT



W. Enghardt et al. Radiother. Oncol. 73 (Suppl. 2) (2004) S96

4. In-beam PET: Ergebnisse

PET-geführte Strahlentherapie – Vision oder Realität?

Erfahrungen nach 250 Patienten an der GSI-Anlage

In-beam PET ist nicht geeignet

- in **Echtzeit** Informationen für die bildgeführte Strahlentherapie zu liefern
 - $T_{1/2}(^{15}\text{O}) = 2 \text{ min}$, $T_{1/2}(^{11}\text{C}) = 20 \text{ min}$
 - Dosis spezifische Aktivität: $\sim 100 - 1000 \text{ Bq}\cdot\text{cm}^{-3}\cdot\text{Gy}^{-1}$

4. In-beam PET: Ergebnisse

PET-geführte Strahlentherapie – Vision oder Realität?

In-beam PET ist geeignet für

- den Nachweis und die Quantifizierung nicht vorhersehbarer **Abweichungen** zwischen geplanter und realisierter Dosisverteilung wegen
 - Fehlpositionierungen
 - anatomischen Veränderungen

In-situ CT-Untersuchungen in kurzen zeitlichen Abständen als einfachere Alternative zu in-beam PET

4. In-beam PET: Ergebnisse

PET-geführte Strahlentherapie – Vision oder Realität?

In-beam PET ist zur Zeit ohne Alternative für

- eine
 - von der Bestrahlungsanlage unabhängige,
 - während Therapiebestrahlungen durchführbare,
 - nicht-invasive

Kontrolle von Tumorbehandlungen mit Ionenstrahlen

- die in-vivo **Messung der Ionen-Reichweite**
- die Validierung des physikalischen Modells der Bestrahlungsplanung
- die Prüfung des gesamten Prozesses von der Bestrahlungsplanung bis zur Dosis-Applikation
 - Neue Ionen
 - Änderungen von Komponenten, Algorithmen
 - Hoch-Präzisions Behandlungen (**Radiochirurgie**)

Vielen Dank

| | |
|-----------------------|---|
| Paulo Crespo | FZR |
| Fine Fiedler | FZR |
| Bernhard Hasch | jetzt: GSI Darmstadt |
| Liane Heinrich | FZR |
| Rainer Hinz | jetzt: Hammersmith Imanet Ltd., London |
| Kathrin Lauckner | jetzt: Seleon GmbH, Freiburg |
| Katia Parodi | jetzt: Harvard Medical School, Boston |
| Jörg Pawelke | FZR |
| Jenny Philipp | FZR |
| Falk Pönisch | jetzt: M.D. Anderson Cancer Center, Houston |
| Manfred Sobiella | FZR |
| Gerhard Kraft | GSI Darmstadt |
| Jürgen Debus | Universität Heidelberg |
| Thomas Haberer | GSI Darmstadt |
| Dieter Schardt | GSI Darmstadt |
| Daniela Schulz-Ertner | DKFZ Heidelberg |
| Oliver Jäkel | DKFZ Heidelberg |