

# Spezielle Bestrahlungstechniken /Bestrahlungsplanung



Folien von T. Stelljes, K. Willborn, B. Poppe



- Wechselwirkung von Strahlung und Materie /Strahlenbiologie
- Zielvolumenkonzepte
- IMRT, IMAT
- IGRT
- Stereotaxie
- Protonen- & Schwerionentherapie

# Wechselwirkung von Strahlung und Materie & Strahlenbiologie

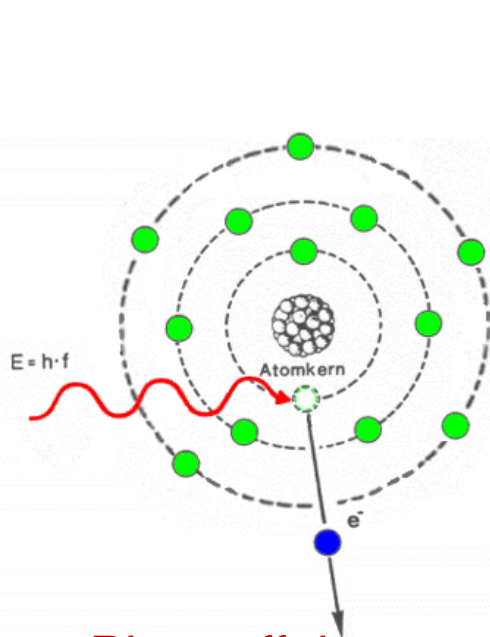


Tenzin Sonam Stelljes



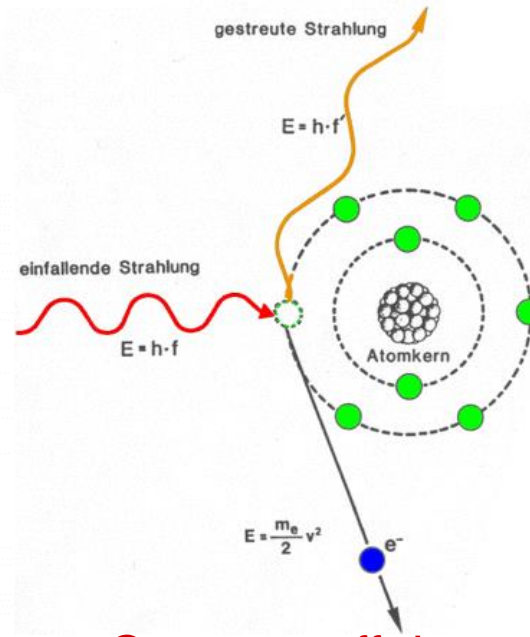
# WW Strahlung & Materie - Photonen

Hochenergetische Photonen lösen Elektronen aus Materie



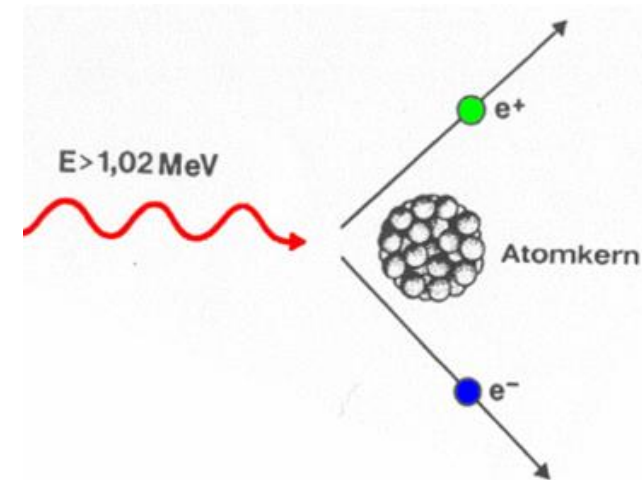
**Photoeffekt**

Absorption des einfallenden Photons und Freisetzung eines Photoelektrons aus einer inneren Schale des Absorberatoms



**Comptoneffekt**

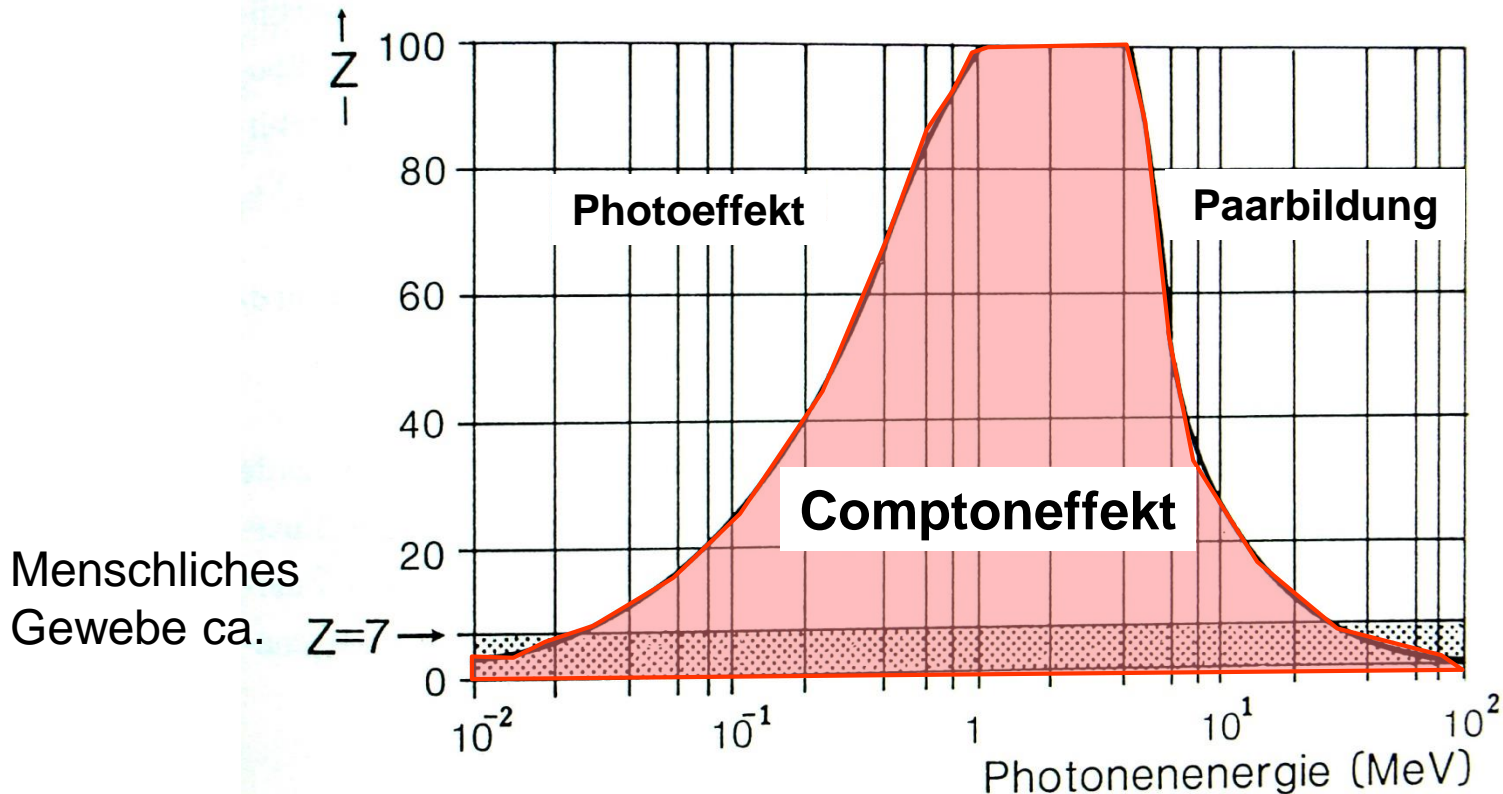
Unelastische Streuung von Photonen an äußeren Hüllenelektronen mit Energieübertrag vom Photon auf das Elektron



**Paarbildung**

Spontane Bildung eines Elektron-Positron-Paares im elektrischen Feld eines Atomkerns

# WW Strahlung & Materie - Photonen



Die größten Beiträge zur Energiedosis in menschlichem Gewebe und damit zur biologischen Strahlenwirkung liefern in der Strahlentherapie die Comptonelektronen nach einem Comptoneffekt (Sekundärelektronen)

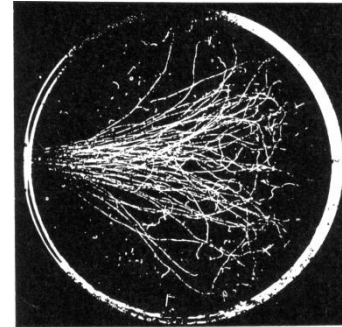
# WW Strahlung & Materie - Elektronen

- Elektronen: WW-Mechanismen
  - Elektronen unterliegen verschiedenen elektromagnetischen Wechselwirkungen, u.a.
    - Unelastische Stöße mit Hüllenelektronen
      - Ionisation, Erzeugung von energiereichen  $\delta$ -Elektronen
    - Erzeugung von Bremsstrahlung

# WW Strahlung & Materie - Elektronen

- Elektronen

- Elektronen haben endliche Reichweite
- Reichweite ist energie- und materialabhängig
- Elektronenbündel werden aufgestreut



Blasenkammeraufnahme von 9.3 MeV- Elektronen

# Dosisgrößen

- Größen zur quantitativen Beschreibung der Wirkungen ionisierender Strahlung
- Es gibt verschiedene Wirkungen, z.B.
  - Biologische Wirkungen
  - Erwärmung
  - Erzeugung von schnellen Elektronen
- Folge
  - Es gibt verschiedene Dosisgrößen



# Dosisgrößen

- Physikalische Dosisgrößen

- Energiedosis **D** in Joule pro Kilogramm [**J/kg**] = Gray [**Gy**]

- Gibt die in einem Material absorbierte Energie  $E$  pro Masse  $m$  an

$$D = \frac{E}{m}$$

- Dosisgrößen im Strahlenschutz (berücksichtigen biologische Wirkung)

- Äquivalentdosis **H** - berücksichtigt unterschiedliche biologische Wirksamkeit von Strahlenarten mit Wichtungsfaktor  $w_R$

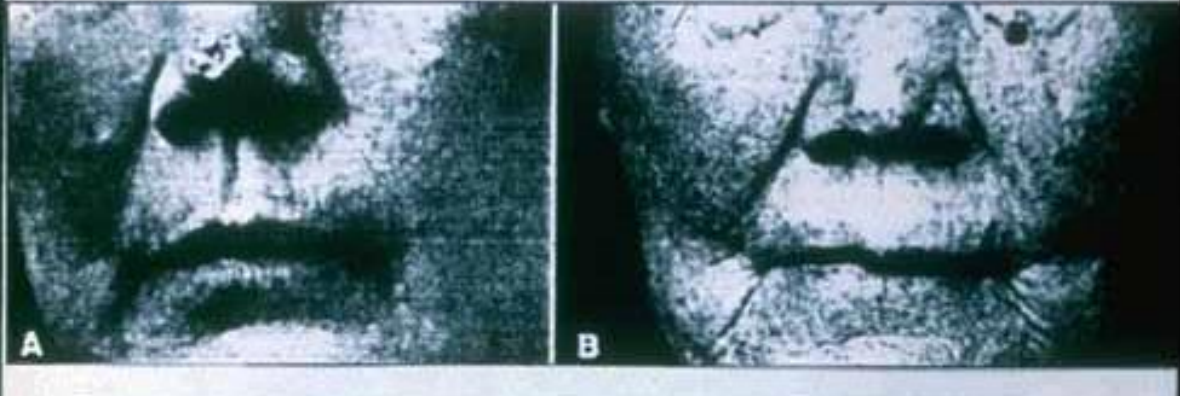
$$H = D \cdot w_R \quad \text{in Sievert [Sv]}$$

- Effektive Dosis **E** – Summiert alle Organdosen; Berücksichtigt unterschiedliche Strahlensensibilität der Organe mit Wichtungsfaktor  $w_T$

$$E = \sum H \cdot w_T \quad \text{in Sievert [Sv]}$$

Zur Abschätzung stochastischer Strahlenwirkungen

# Die Bedeutung der Dosis

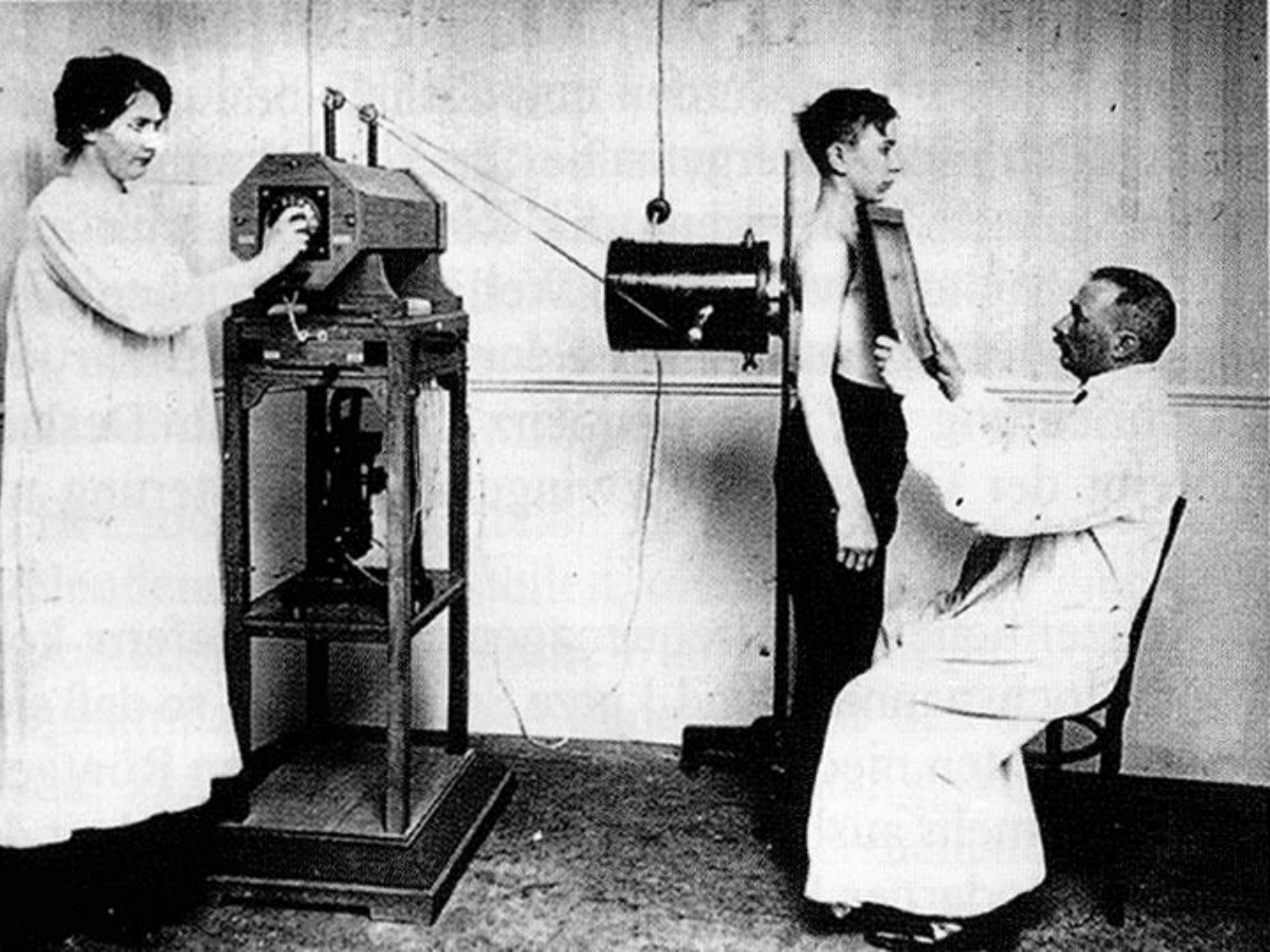


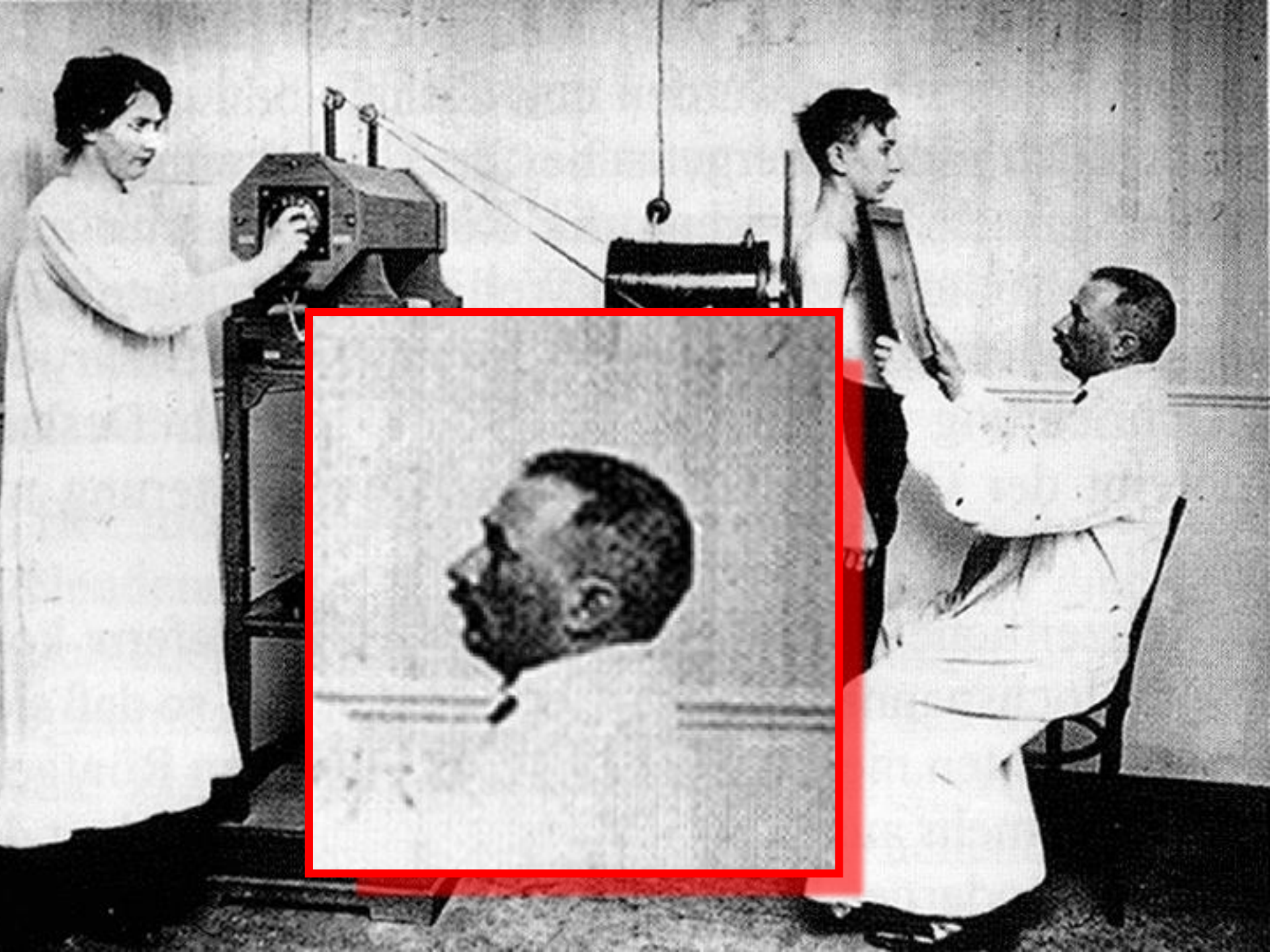
Hautkrebs ,  
100 Sitzungen in 30 Monaten  
Linkes Foto von 1899 (!!)  
***Dosis nicht bekannt !!!***

**Erste Dosiseneinheit:** Hauterythemdosis (heute ca. 6-8 Gy)

Ewing (1934):

***„All one could really do was to place the patient under the machine  
and hope for the best“***





# Dosis und Wirkung

- 1 Gy erwärmt 1 Liter Wasser um  $0,00024^{\circ}$  Celsius
- Wirkung kein thermischer Effekt sondern ein biologischer Effekt
  - Direkte Wechselwirkung mit DNA und Erzeugung freier Radikale

# Dosis und Wirkung - Strahlenbiologie

Die Abnahme lebender Zellen mit der Einstrahlung einer gewissen Dosis ist zur Anzahl der vorhanden Zellen zu Beginn der Einstrahlung proportional (Analogie zum radioaktiven Zerfall):

$$\rightarrow dN / dD = -\alpha N(D)$$

$$\rightarrow (1 / N(D)) dN = -\alpha dD$$

$$\int_0^D (1 / N(D)) dN = \int_0^D -\alpha dD$$

$$\ln(N(D)) - \ln(N(0)) = -\alpha D$$

$$\ln(N(D) / N(0)) = -\alpha D$$

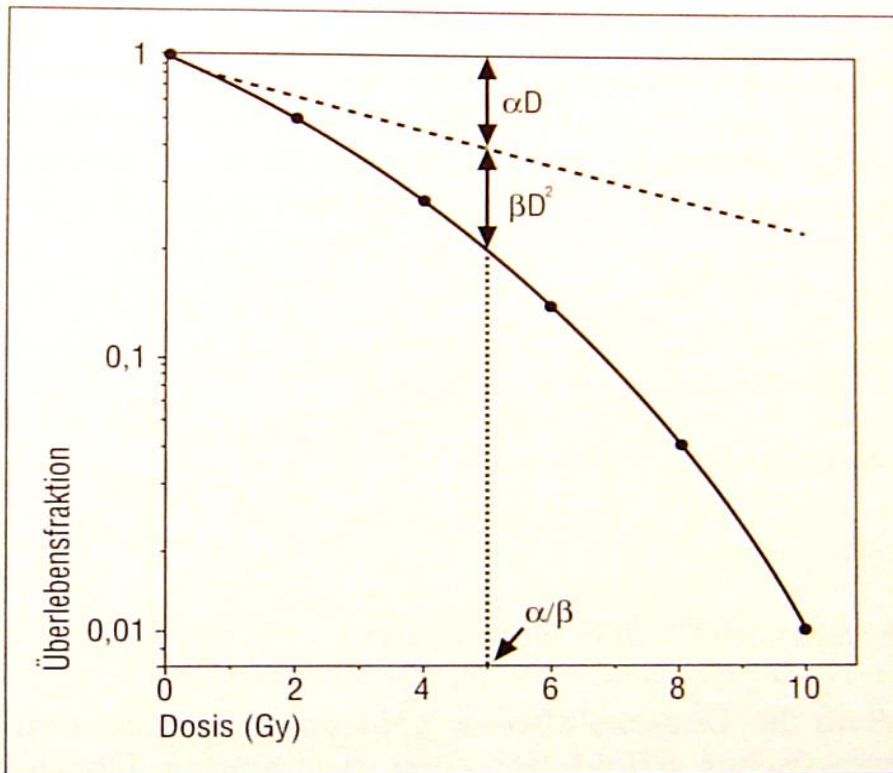
**Mit Überlebensfraktion = SF = N(D)/N(0) ergibt sich rechnerisch:**

$$\rightarrow \ln SF = -\alpha D$$

$$\rightarrow SF = e^{-\alpha D}$$

# Überlebenskurve - Einzeitdosis

## Linear-Quadratisches Modell



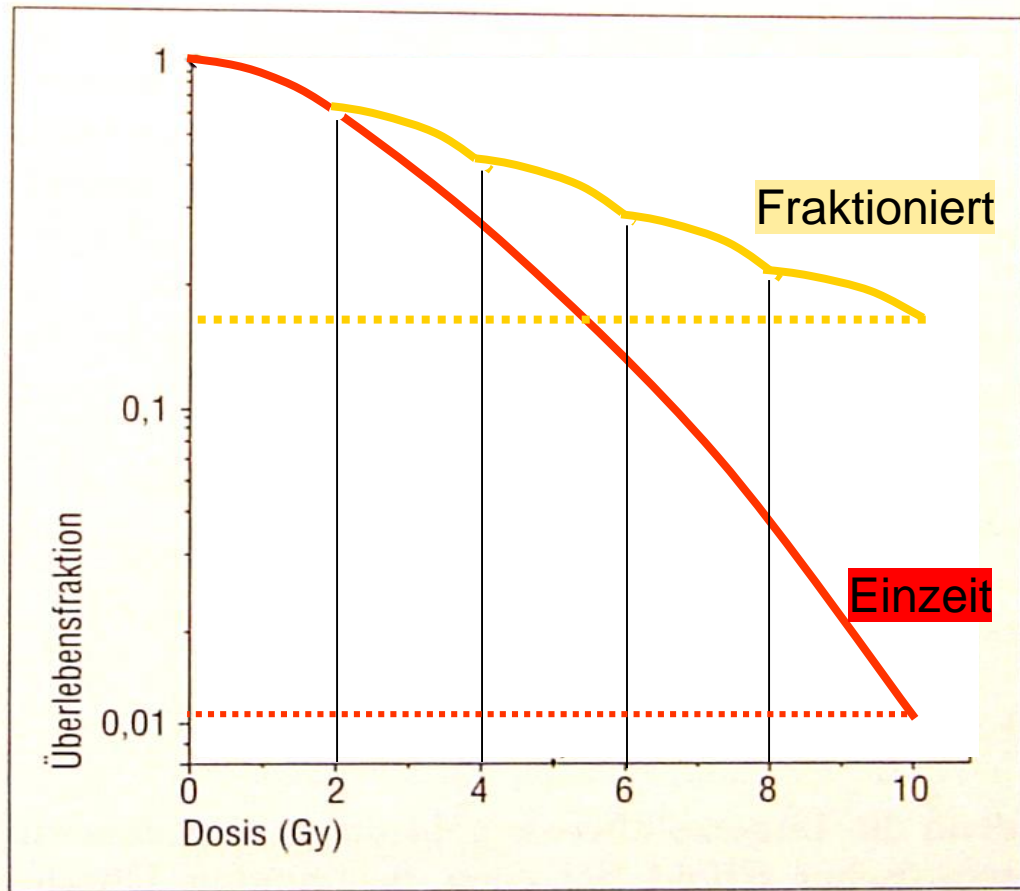
Experimentell zeigen sich Überlebensfraktionen SF mit einer Schulterform zu Beginn der Kurve.

Verhältnis  $\alpha/\beta$   
(gewebeabhängig)  
bestimmt den Abfall der Kurve.

Je größer  $\alpha/\beta$ , desto steiler fällt die Kurve ab und desto kleiner ist die Schulter der Kurve.

$$SF = e^{-(\alpha D + \beta D^2)}$$

# Überlebenskurve - Fraktionierung



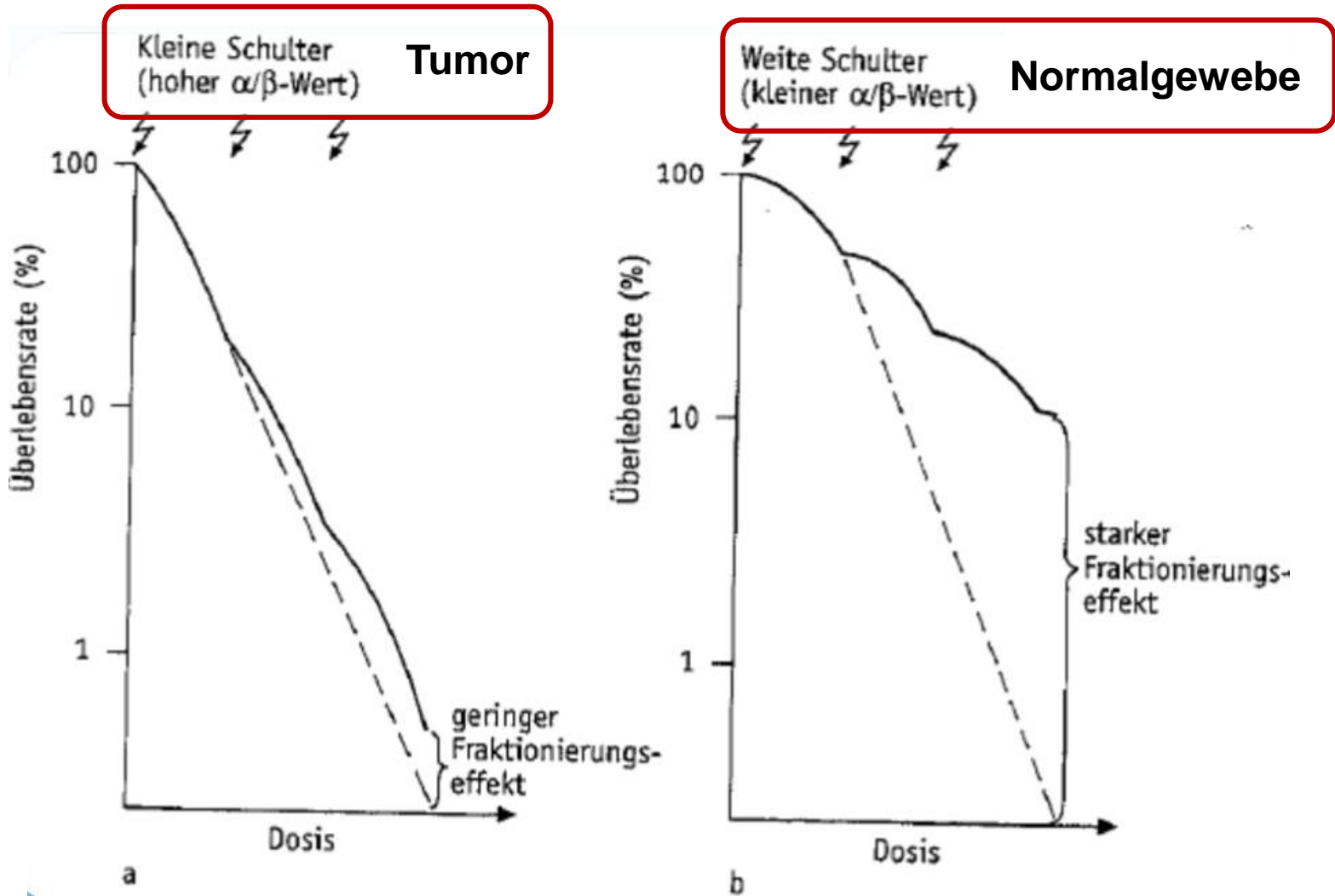
1 x 10 Gy  
≠ 5 x 2 Gy !!

Beispiel links für  
kleines  $\alpha/\beta$   
(z.B. Myelon,  
Lunge)

Über das  $\alpha/\beta$   
Verhältnis lassen  
sich Dosen gleich  
biologischer  
Wirksamkeit  
berechnen



# Überlebenskurve - Fraktionierung



# Zielvolumenkonzepte



Tenzin Sonam Stelljes



# Zielvolumenkonzept

- GTV: Gross tumor volume
  - Makroskopisches Tumolvolumen
- CTV: Clinical target volume
  - Bereich in dem Tumorzellen sich ausbreiten
- ITV: Internal target volume
  - Berücksichtigt Beweglichkeit im Patienten (Atmung, Peristaltik)
- PTV: Planning target volume
  - Berücksichtigt Lagerungsgenauigkeit am Linac
  - Auf das PTV wird die Behandlungsdosis verschrieben



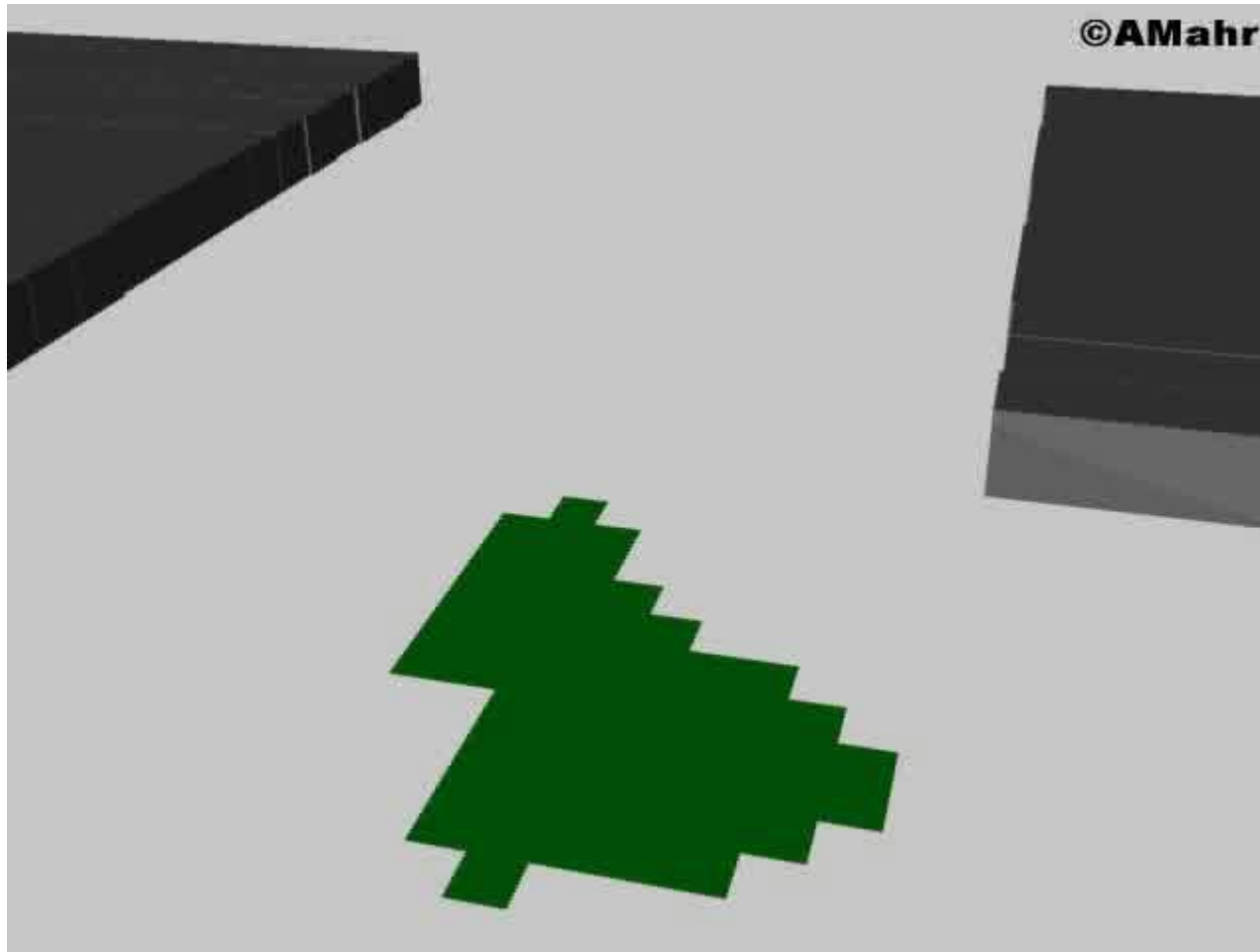
# Intensitätsmodulierte Strahlentherapie IMRT / IMAT

---

# IMRT – Intensity Modulated Radiation Therapy

- Durch das Abstrahlen mehrerer Feldsegmente aus einer Richtung wird die Dosis/Intensität moduliert.
- Durch die IMRT lassen sich konforme Dosisverteilungen auf komplexen Zielvolumen mit guter Schonung des Normalgewebes und von Risikoorganen erreichen.
- Es wird eine relativ hohe Anforderung an die reproduzierbare Lagerung des Pat. gestellt sowie an die Definition des Zielvolumens.

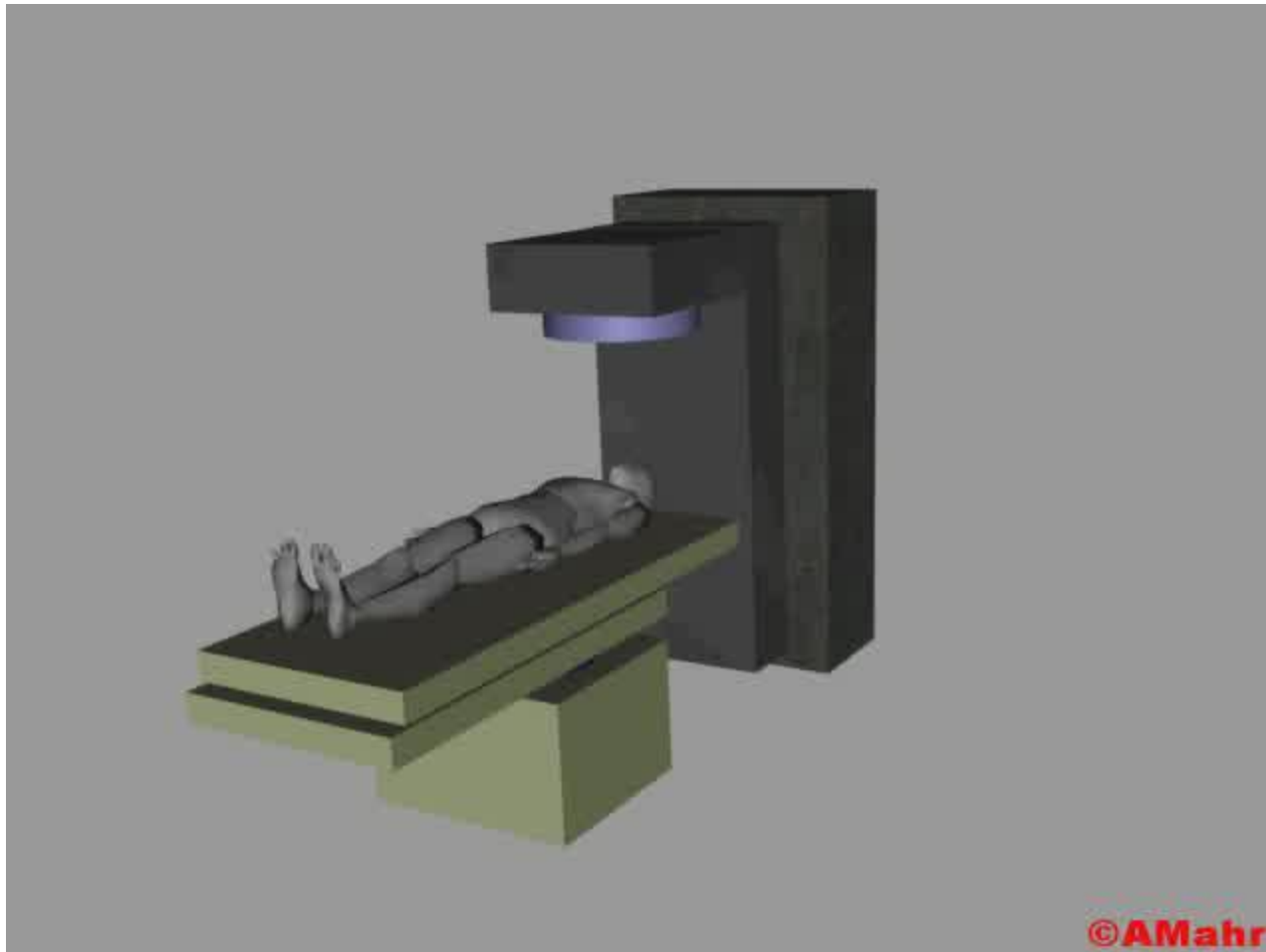
# Intensitätsmodulation – Step and Shoot



Zwischen jedem Feldsegment und jedem Gantrywinkel wird der Strahl ausgesetzt.  
→ Statische Bestrahlung

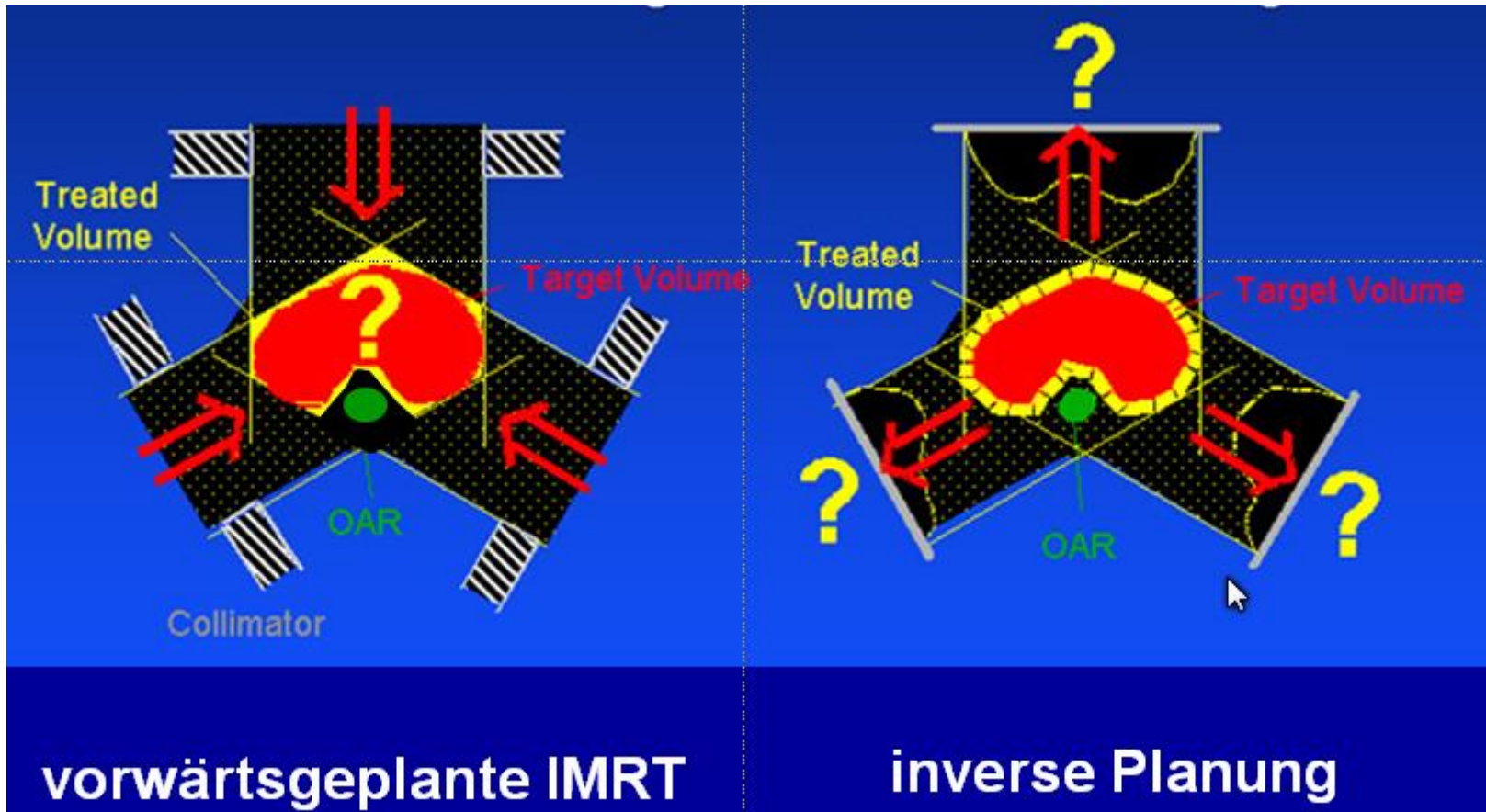
Je nach Komplexität des Plans z.T. lange Bestrahlungszeiten.

# IMRT mit multiplen Segmenten



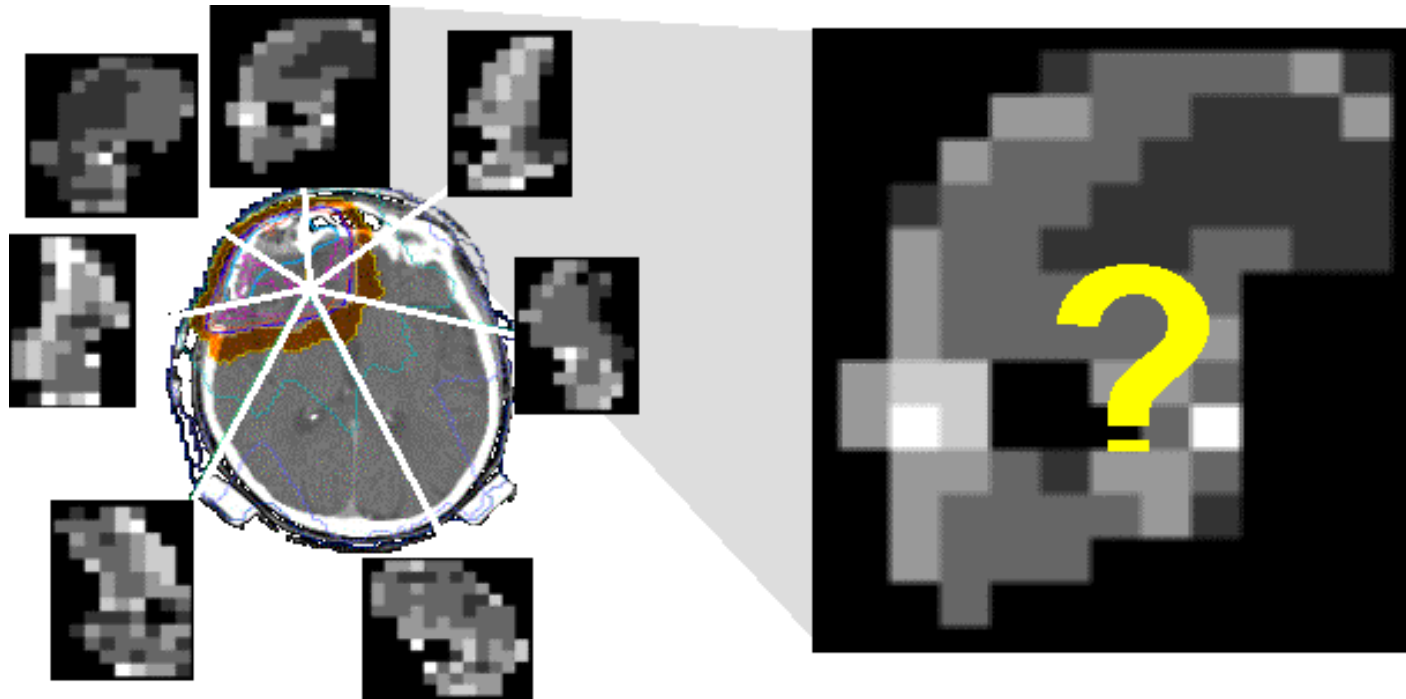
Aus: W. Schlegel, A.Mahr  
„3D Conformal Radiation Therapy“

# Inverse Planung

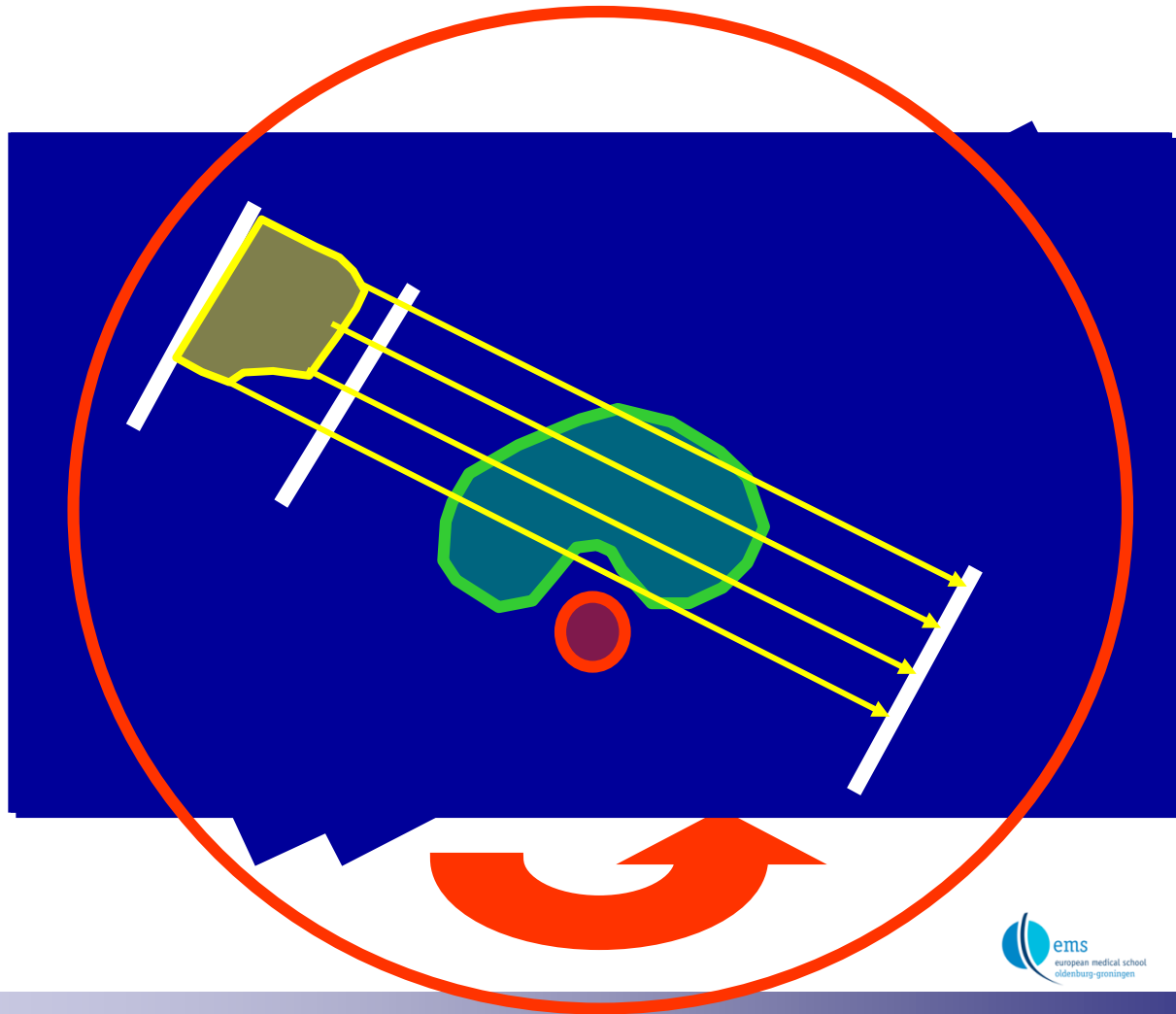




# Inverse Planung



# Inverse Planung



# Inverse Planung: Vorgaben

- Vorgaben zur Planung erforderlich:
  - Wieviele Feldsegmente aus wieviel Richtungen?
  - Welche Dosisbelastungen sind zulässig in Risikostrukturen und welche Dosis soll im PTV erreicht werden? (dose constraints/objectives)

# Dose Constraints Beispiel

100% des PTV > 95% der Dosis, Dosismaximum 107%

## Dosisbeschränkungen für Risikoorgane:

- Konturierung 1 cm nach kranial und 1 cm nach kaudal der jeweils letzten konturierten Schicht des **PTV**
- < 70 % des Rektums > 35 Gy
- < 60 % des Rektums > 40 Gy
- < 50 % des Rektums > 50 Gy
- < 20 % des Rektums > 70 Gy

## Harnblase:

- < 30% der Harnblase > 70 Gy (**max. Toleranz: 40% der Harnblase 70 Gy**)

## Hüftköpfe:

- < 10% des Hüftkopfes > 52.0 Gy

## Bulbus Penis:

- < 50% > 70 Gy

# IMAT – intensity modulated arc therapy (Rotationsbestrahlung)

- Constraints/  
Objectives

Select ROIs...

- Blase [OAR]
  - Max dose 40.00 Gy, to 60.0 % volume, weight 15.0
  - Max dose 25.00 Gy, to 80.0 % volume, weight 15.0
  - Max dose 50.00 Gy, to 50.0 % volume, weight 15.0
  - Max dose 55.80 Gy, weight 30.0
  - Max dose 53.00 Gy, to 30.0 % volume, weight 15.0
- Rektum [OAR]
  - Max dose 30.00 Gy, to 50.0 % volume, weight 15.0
  - Max dose 40.00 Gy, to 40.0 % volume, weight 15.0
  - Max dose 20.00 Gy, to 70.0 % volume, weight 15.0
  - Max dose 55.80 Gy, weight 30.0
  - Max dose 50.00 Gy, to 20.0 % volume, weight 15.0
- Rektumhinterwand [OAR]
  - Max dose 40.00 Gy, weight 30.0
- Hilfskontur Genital [OAR]
  - Max dose 17.00 Gy, weight 5.0
  - Max average dose 10.00 Gy, weight 5.0
- TB(Pro) PTV [Target]
  - Min dose 53.00 Gy, weight 60.0
  - Uniform dose 55.80 Gy, weight 40.0
  - Max dose 59.50 Gy, weight 50.0

Add Constraint   Add Objective   Delete

Properties

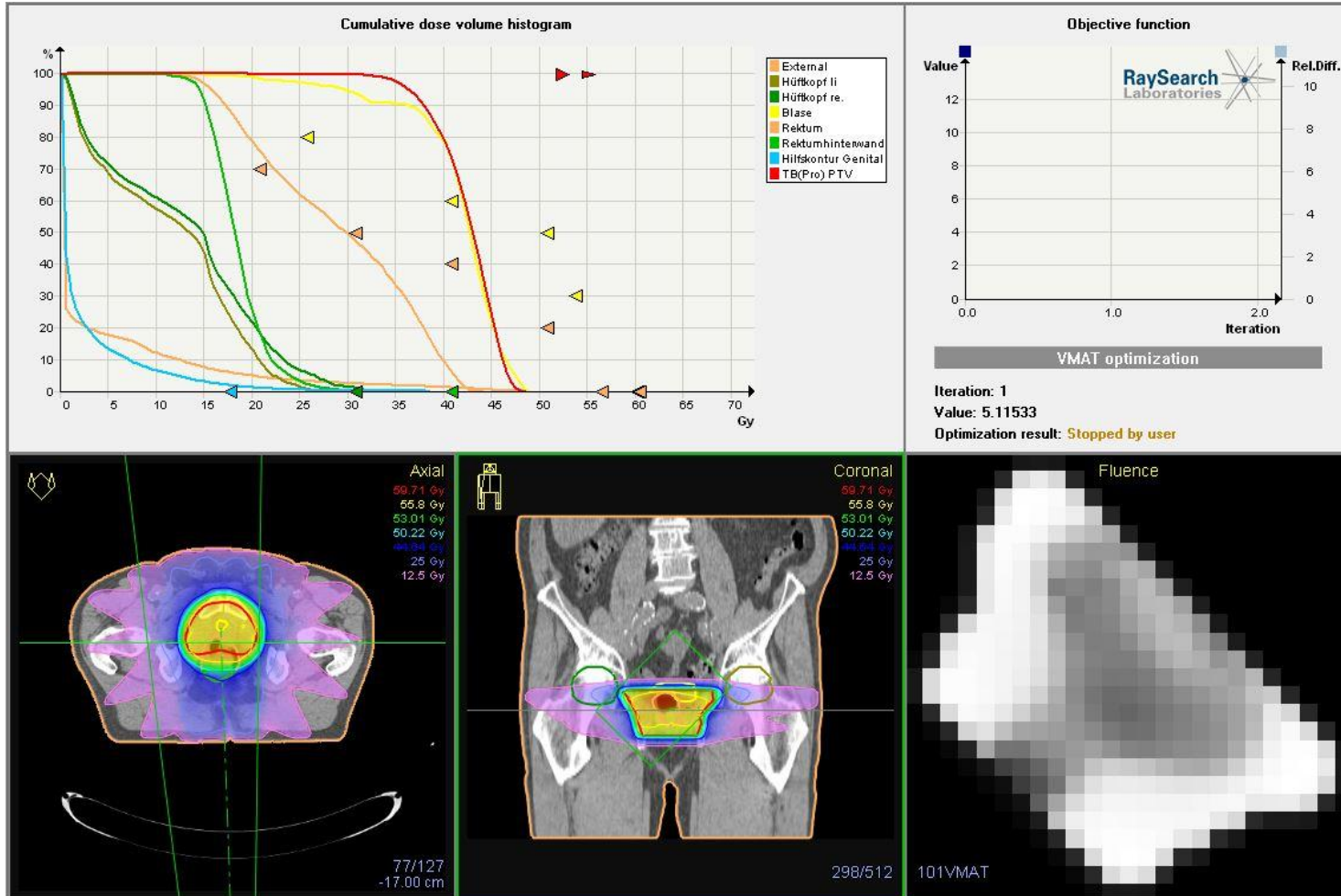
Type: Max Dose Volume

Objective  
 Constraint

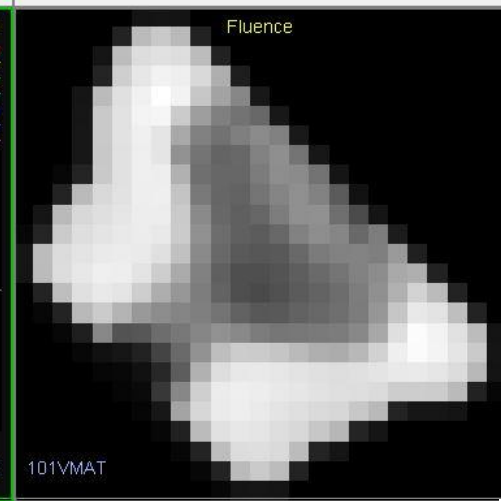
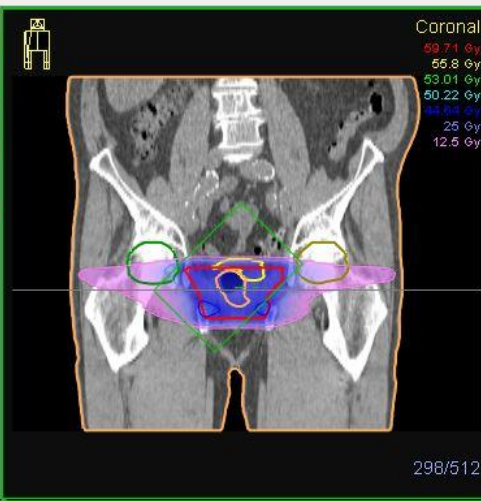
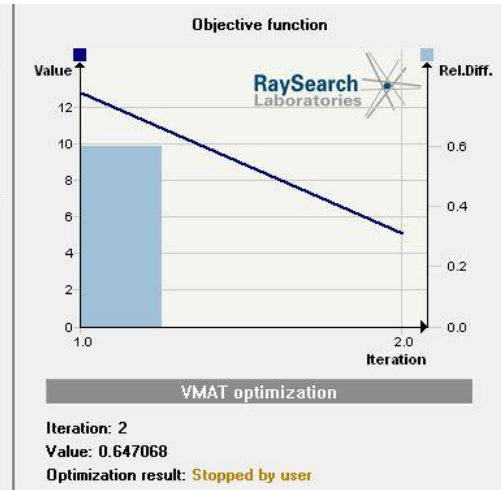
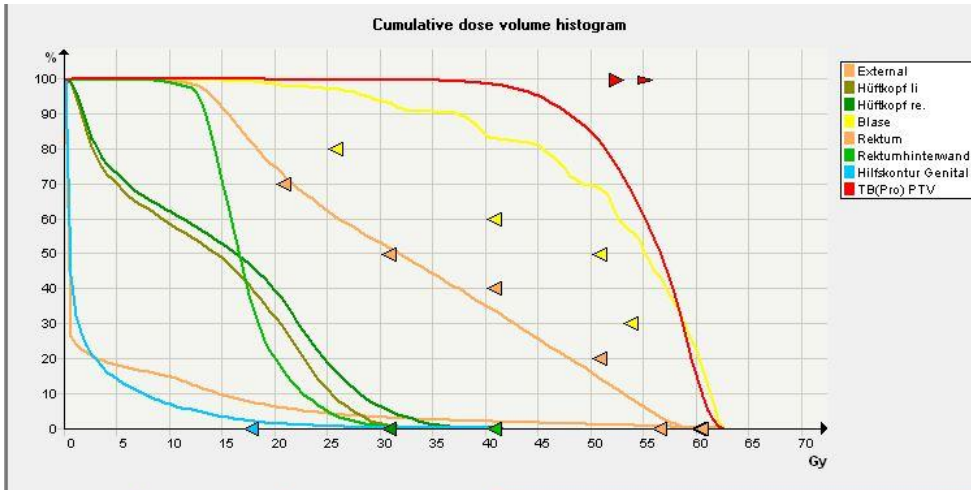
Dose Level (Gy)	To volume (%)	Weight
20	70	15.0

# IMAT – intensity modulated arc therapy

## Bestrahlungsplanoptimierung

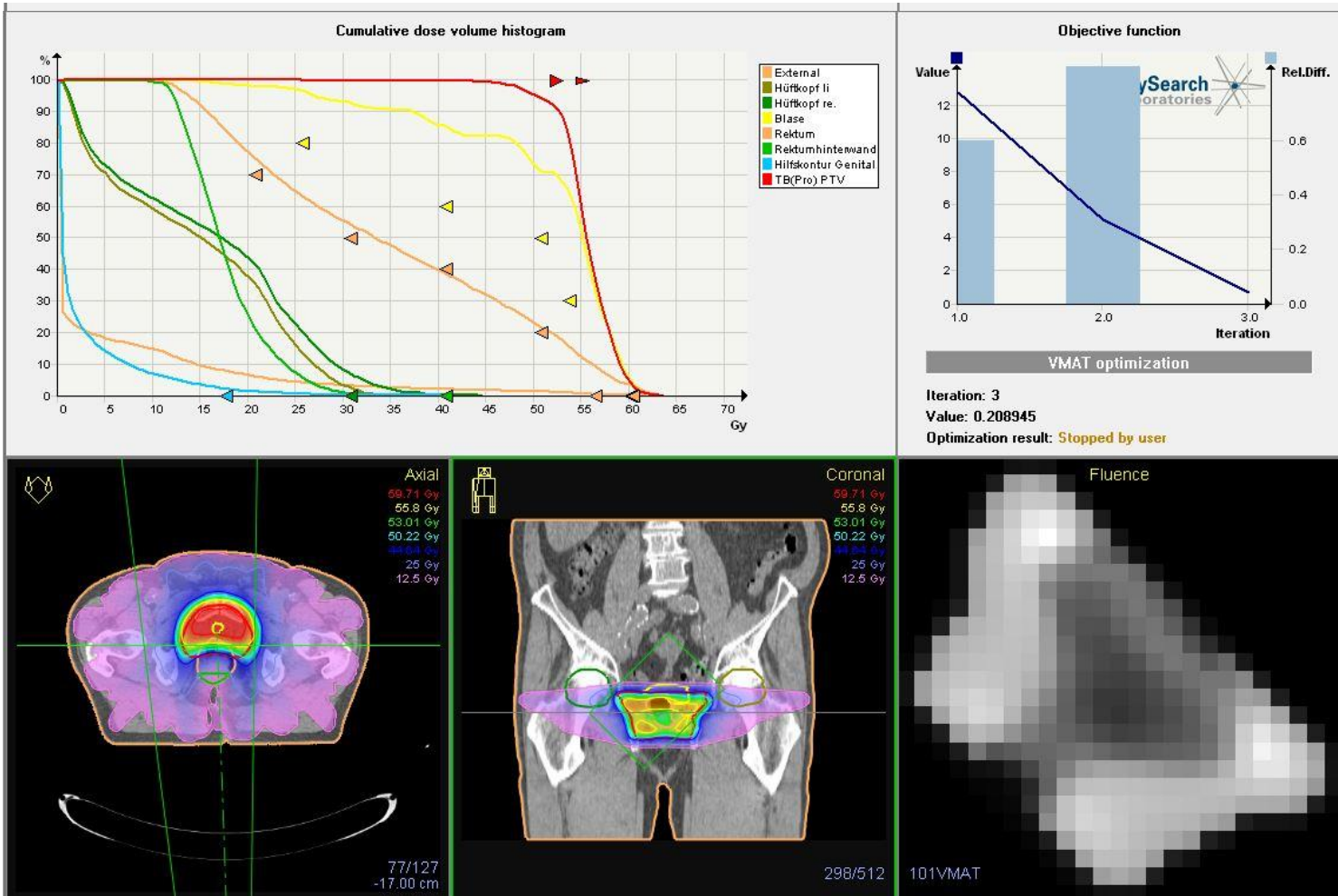


# IMAT – intensity modulated arc therapy Bestrahlungsplanoptimierung



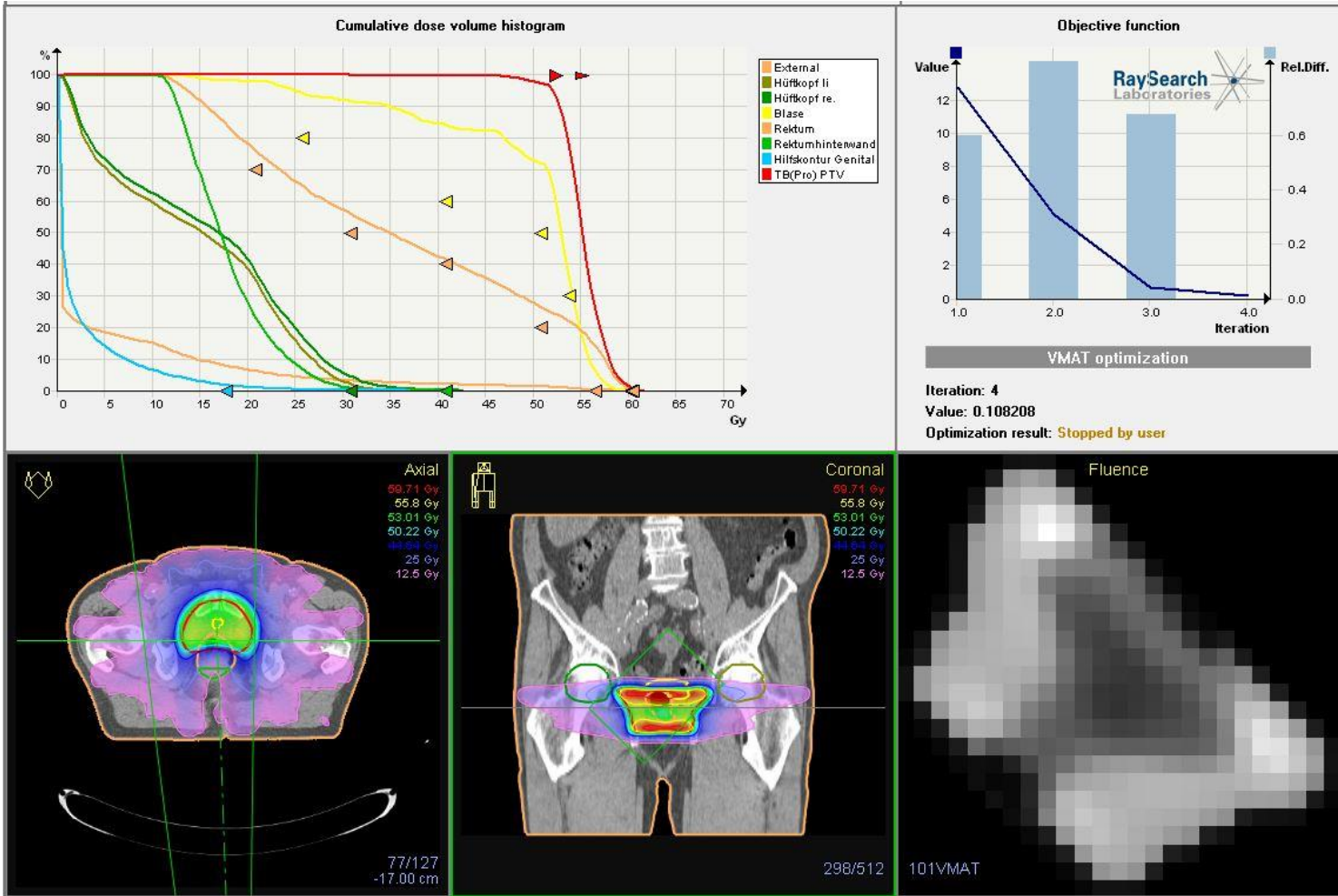
# IMAT – intensity modulated arc therapy

## Bestrahlungsplanoptimierung



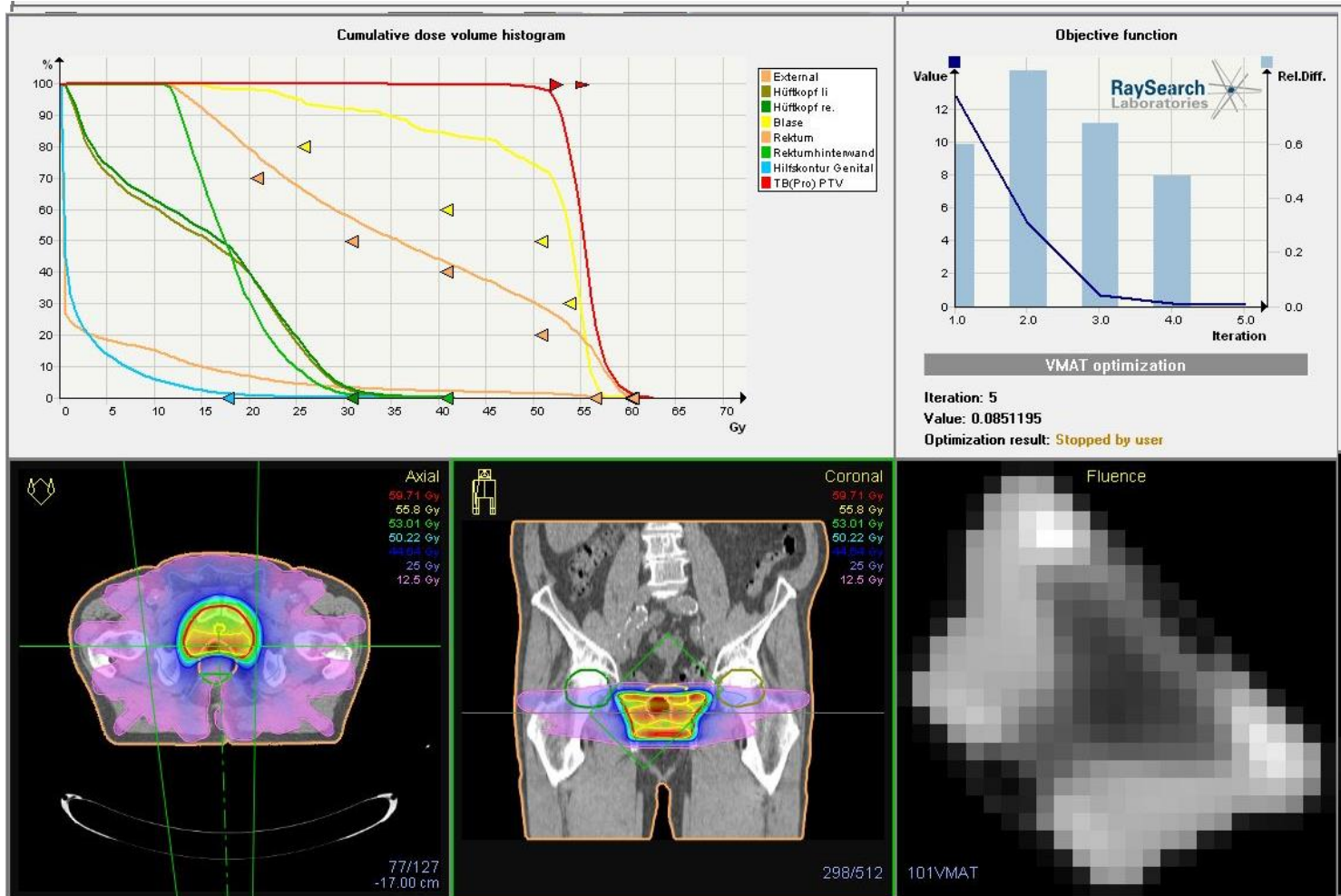


# IMAT – intensity modulated arc therapy Bestrahlungsplanoptimierung

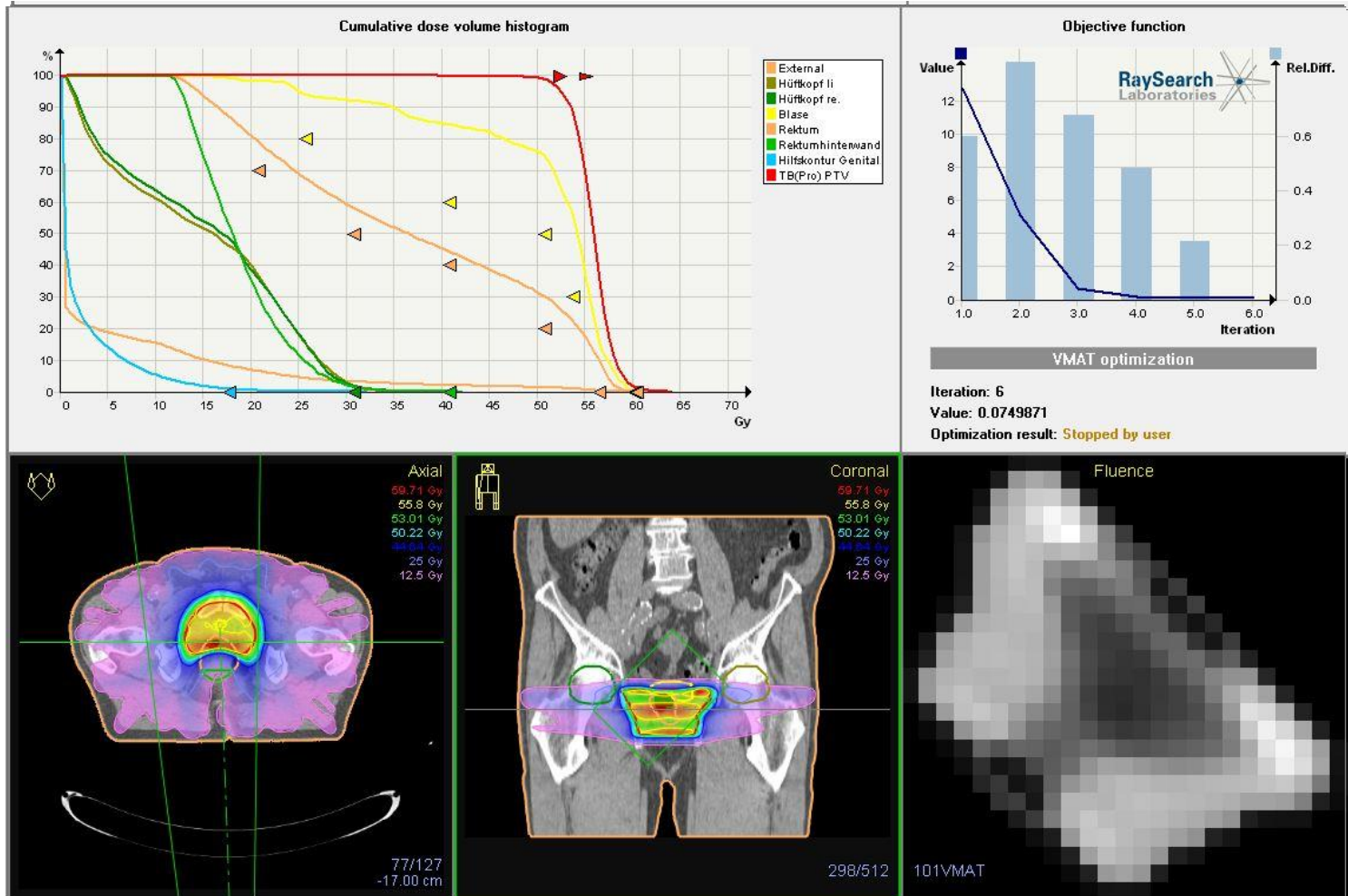


# IMAT – intensity modulated arc therapy

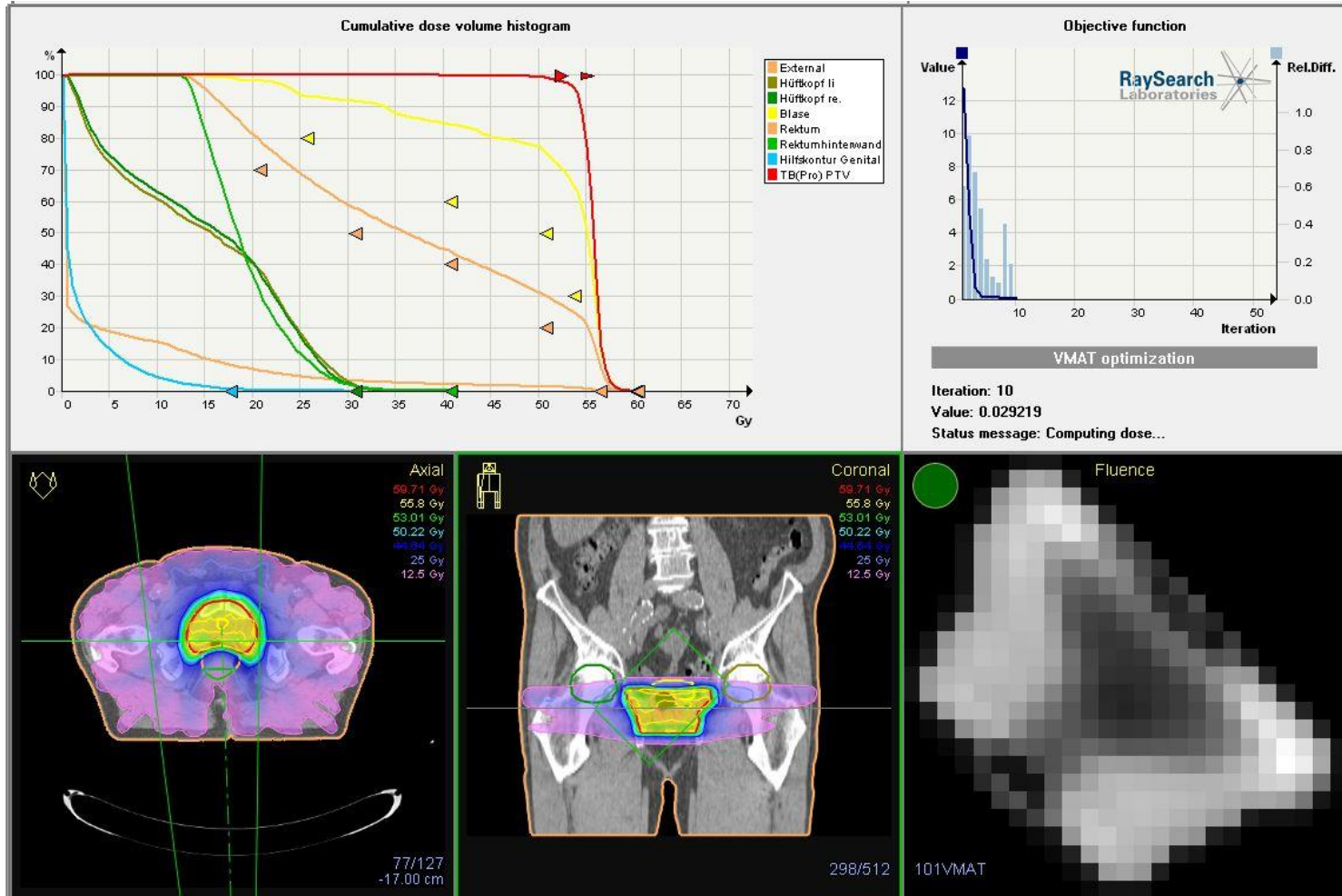
## Bestrahlungsplanoptimierung



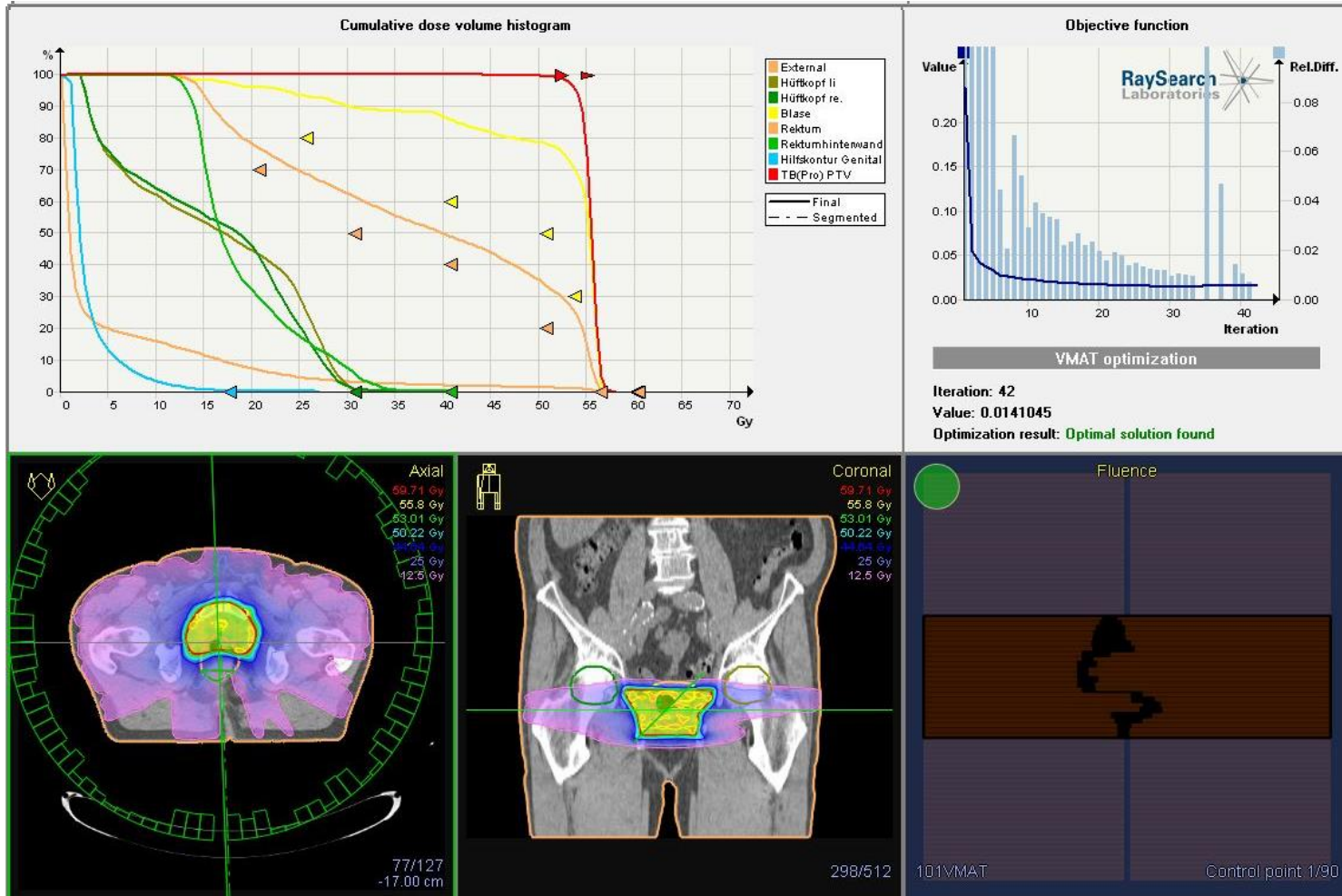
# IMAT – intensity modulated arc therapy Bestrahlungsplanoptimierung



# IMAT – intensity modulated arc therapy Bestrahlungsplanoptimierung



# IMAT – intensity modulated arc therapy Bestrahlungsplanoptimierung



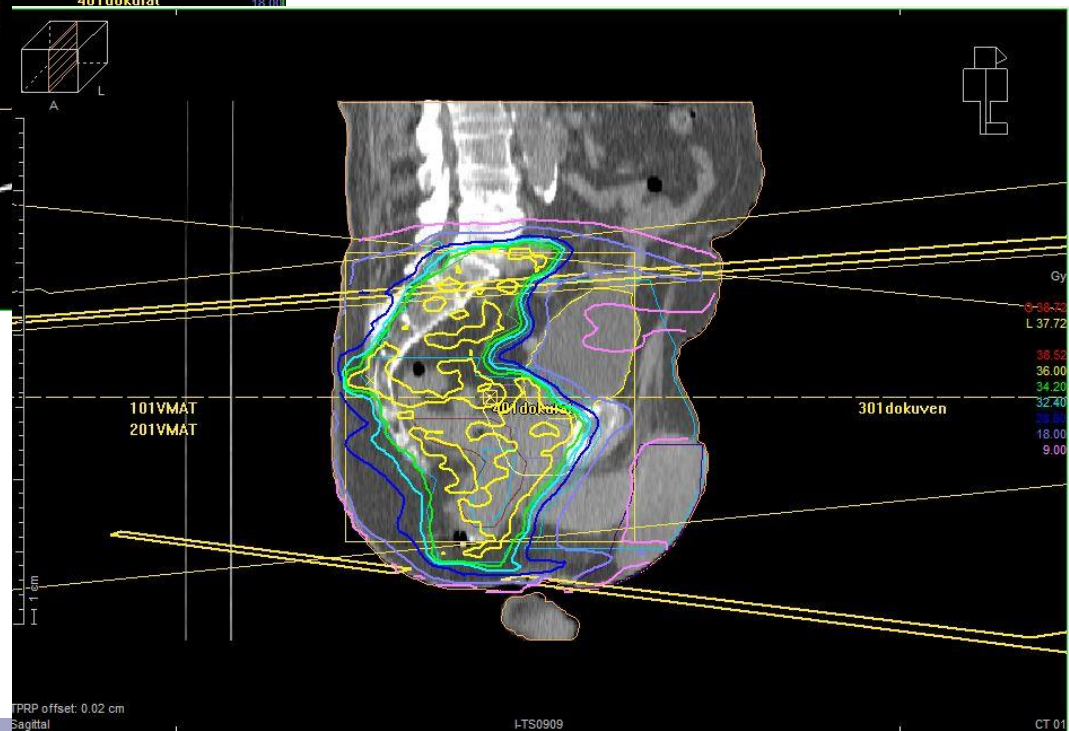
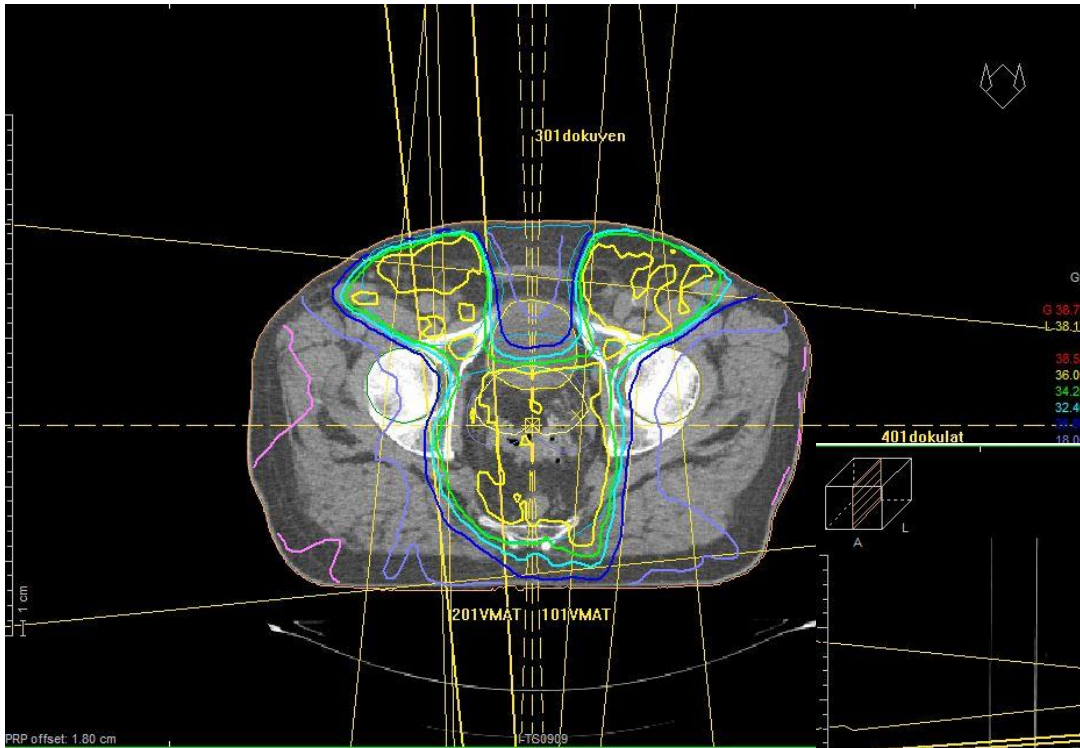
# Sliding Window IMRT

- Weiterentwicklung der Step and Shoot IMRT
  - Zwischen den einzelnen Einstrahlrichtungen (Bei Gantrybewegung) setzt die Strahlung weiterhin aus
  - Die MLCs bewegen sich aber während der Bestrahlung aus einer Richtung dynamisch und modulieren die Dosis/Intensität
- Kürzere Bestrahlungszeiten, konformere Dosisverteilungen, nur invers zu planbar

# IMAT – intensity modulated arc therapy (Rotationsbestrahlung)

- Weiterentwicklung der sliding window IMRT ohne diskreten Einstrahlrichtungen
- Bestrahlung erfolgt bei kontinuierlicher Gantryrotation in Bestrahlungsbögen (Arcs – typischerweise  $360^\circ$  )
- Während der Bestrahlung wird die Dosis über dynamische MLC Bewegung, Anpassung der Gantrygeschwindigkeit und Dosisrate moduliert  
→ Kürzere Bestrahlungszeiten, konformere Dosisverteilungen, nur invers planbar

# Bestrahlungspläne - IMAT

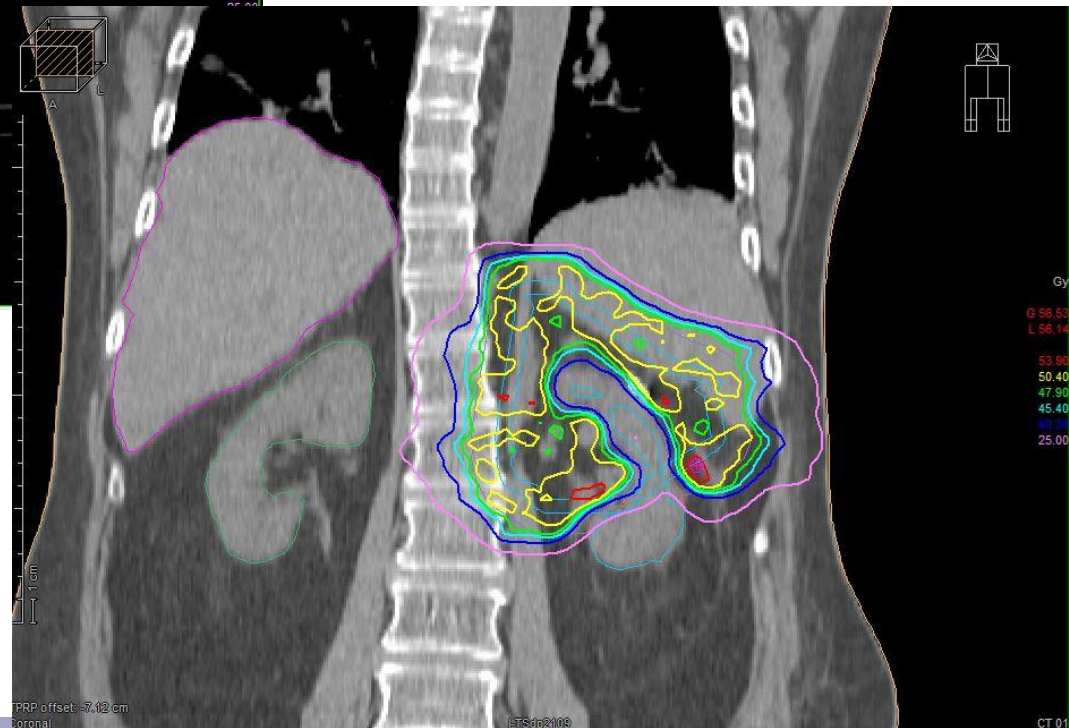
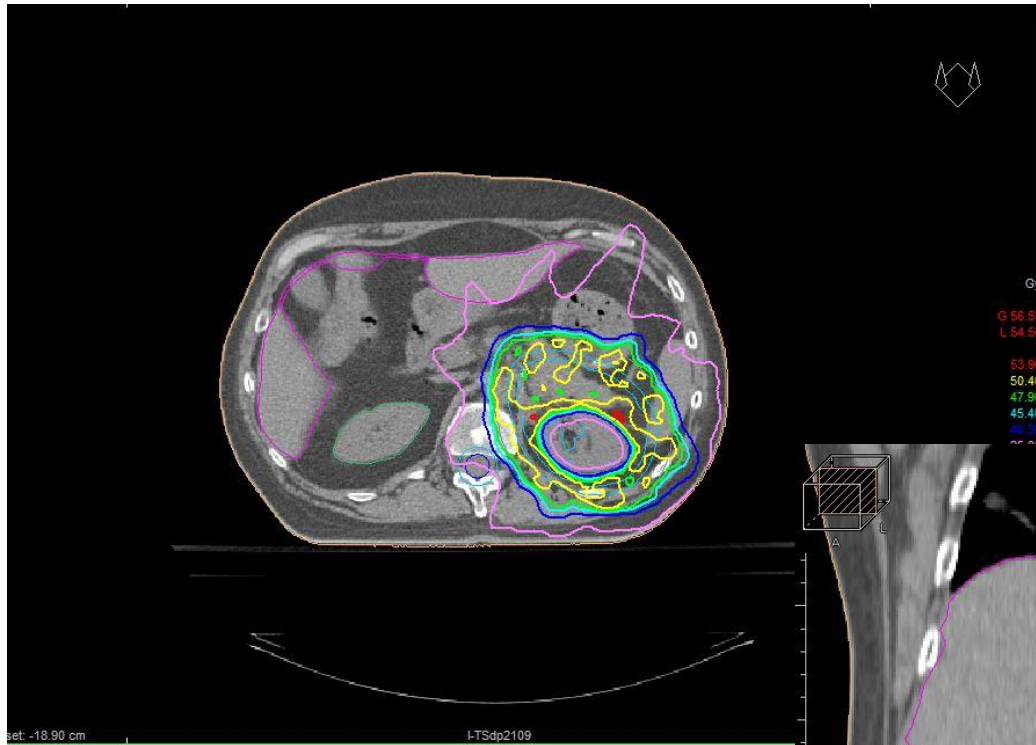


Anal Ca mit LAG

Plan mit 2 Gantryumdrehungen



# Bestrahlungspläne - IMAT



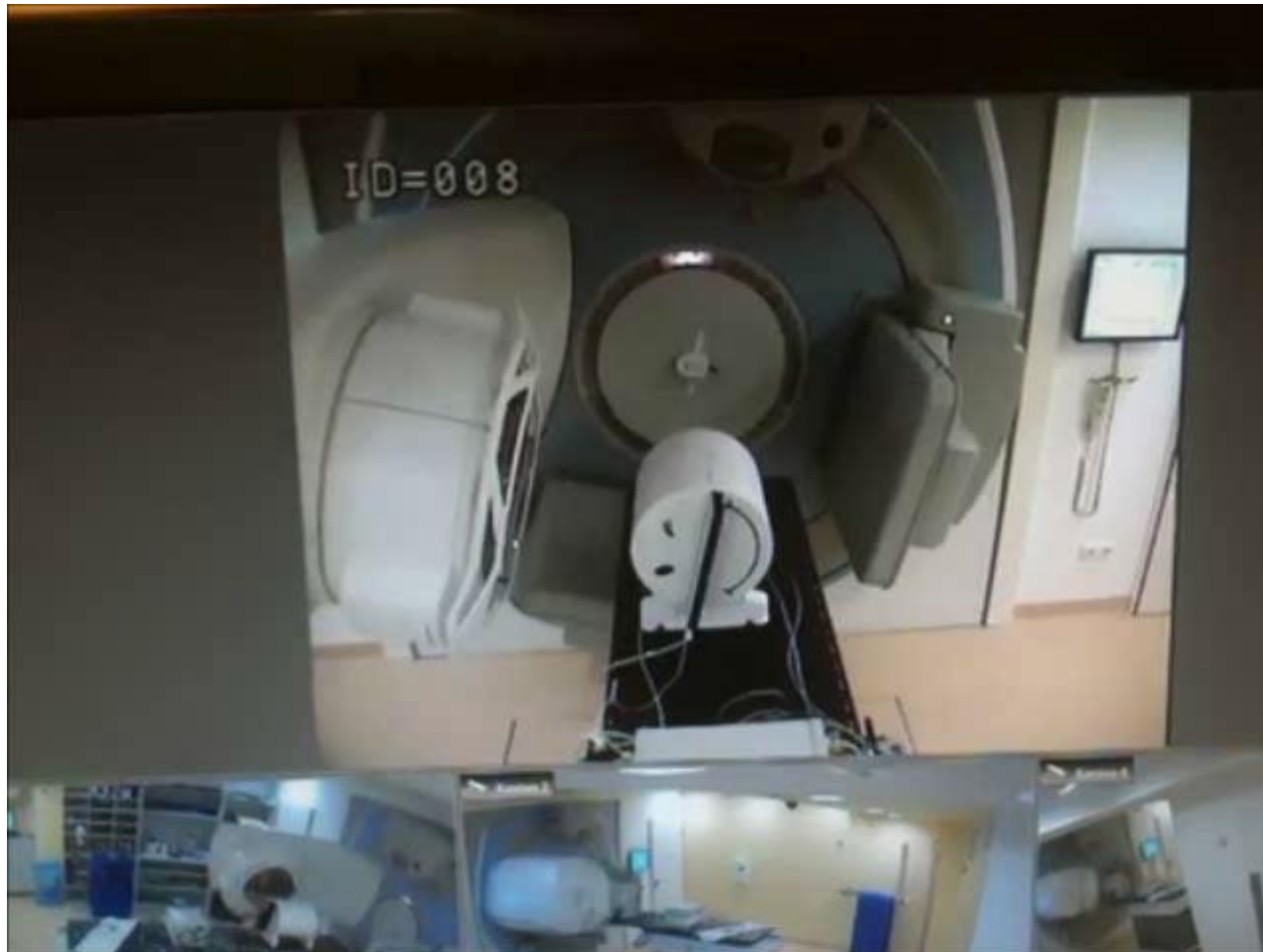
Nierenneben Ca

Plan mit 2 Gantryumdrehungen

# Prostatabestrahlung mit VMAT (IMAT am Elekta Synergy linac)



# IMAT Dosimetrische Verifikation



# IGRT

Image Guided Radiotherapy:

„Bildgeführte Strahlentherapie“

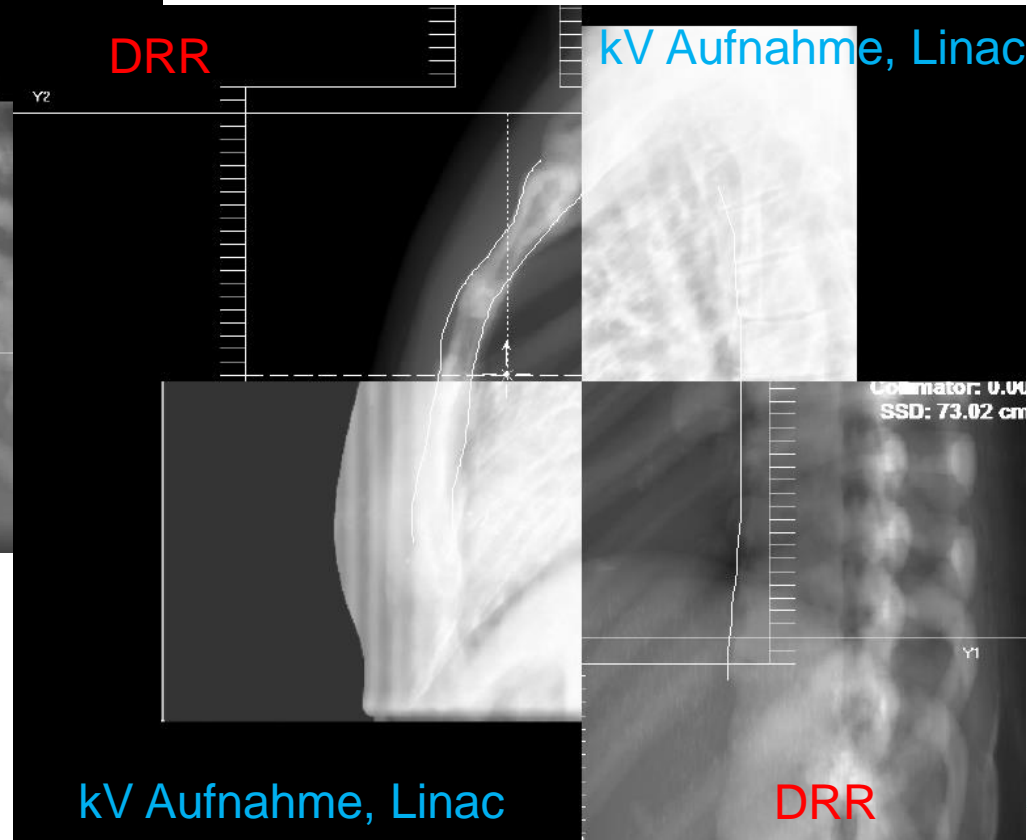
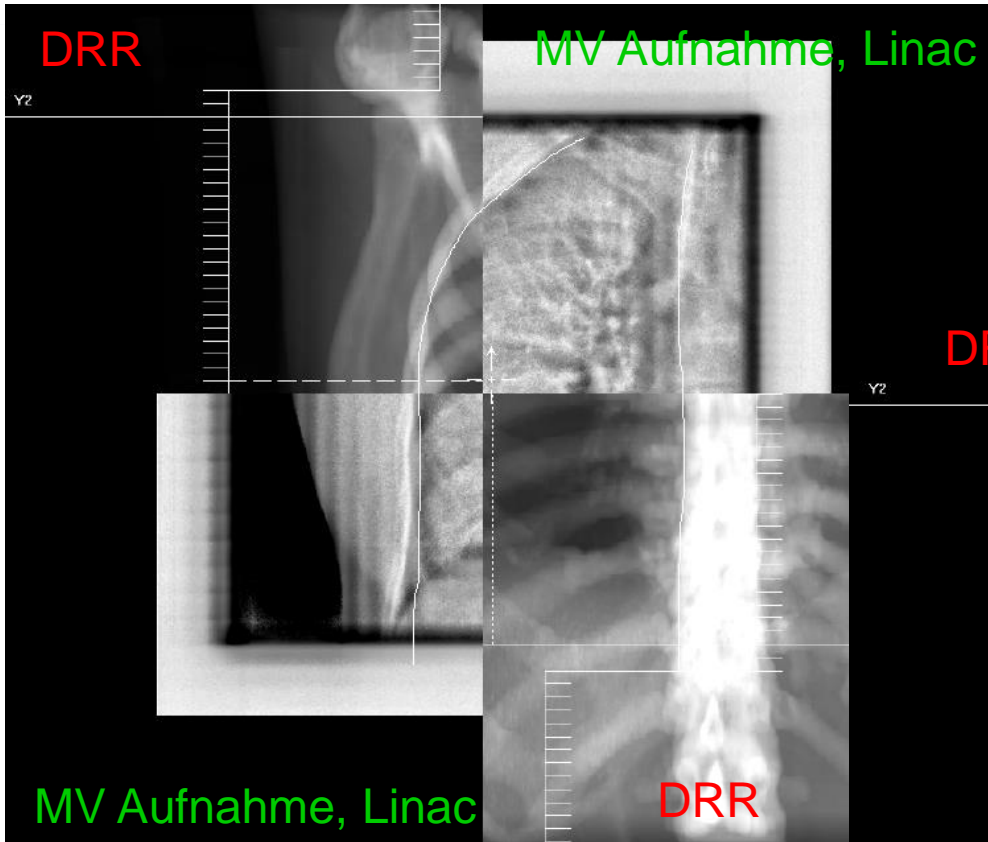
Idee:

Vor, während und (nach) der Therapie wird mittels geeigneter bildgebender Verfahren die korrekte Lage des Zielvolumens zum Bestrahlungsfeld überprüft.

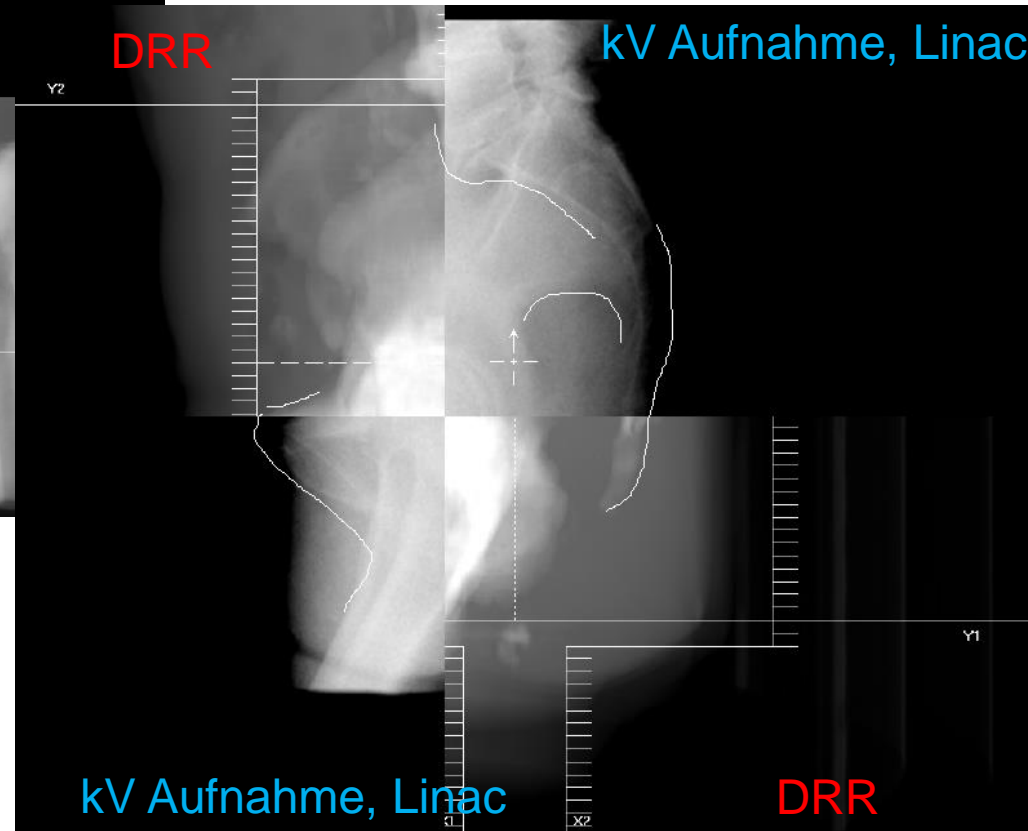
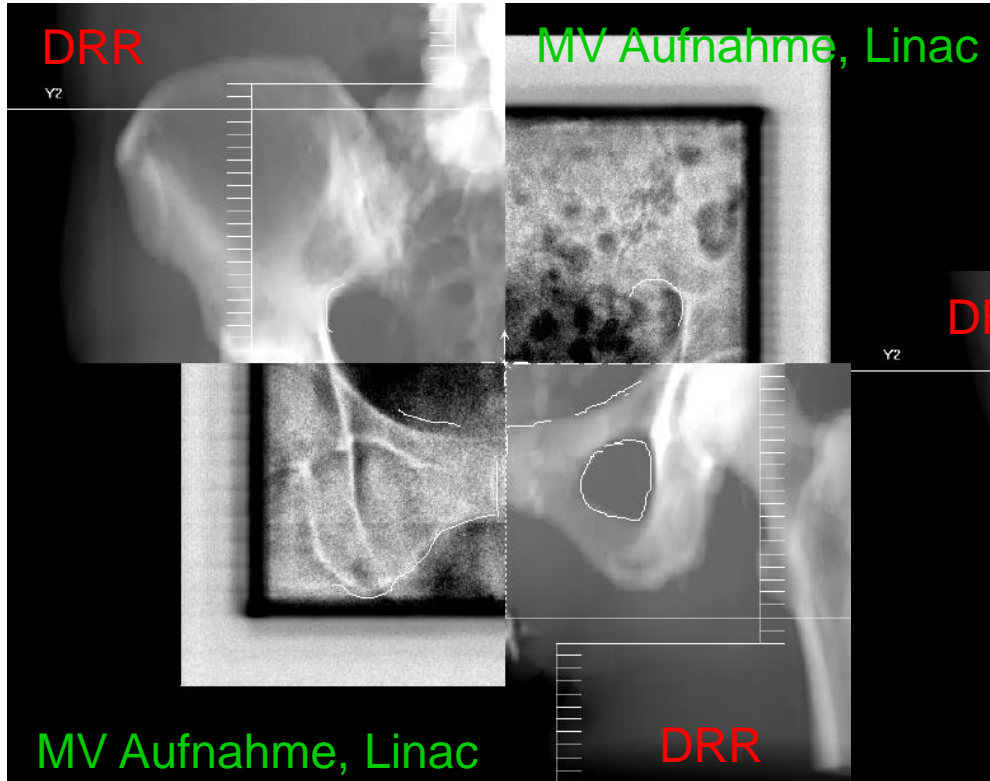
Realisierung:

Zusätzliche Bildaufnahmesysteme am Beschleuniger, Bildregistrierung (Matching)

# Lagerungskontrolle - planar

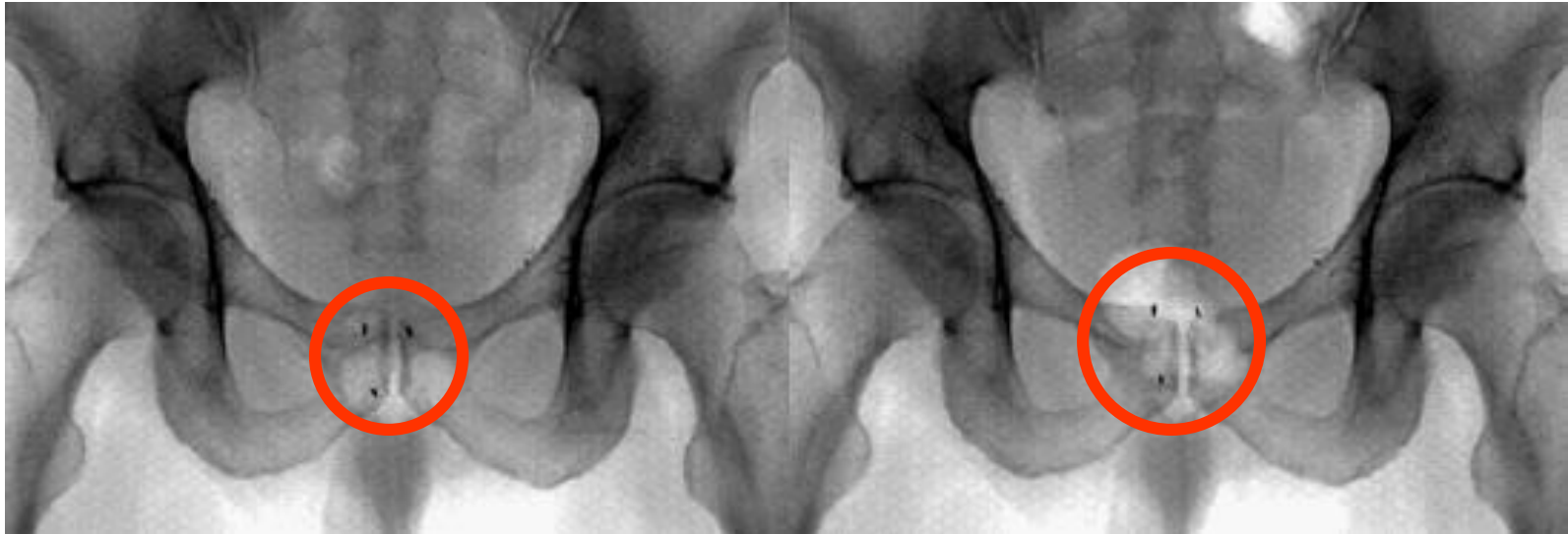


# Lagerungskontrolle - planar



# IGRT: Marker

**Implantierte Goldmarker, die vor und während der Bestrahlung durch Bildgebung zur Lagekontrolle verwendet werden können.**



Sorcini et al.

**Vorteil: Auch für Weichteile verwendbar**

# IGRT: KV-Cone-Beam-CT



©Elekta

Dosisabschätzung bei uns:

3 x kV CT/Woche x 8 Wochen mit je ca 0,03 Gy = 0,72 Gy

2 x iview/Woche mit 2 Ebenen je 1 Mu x 8 Wochen = 32 mu = ca. 0,32Gy

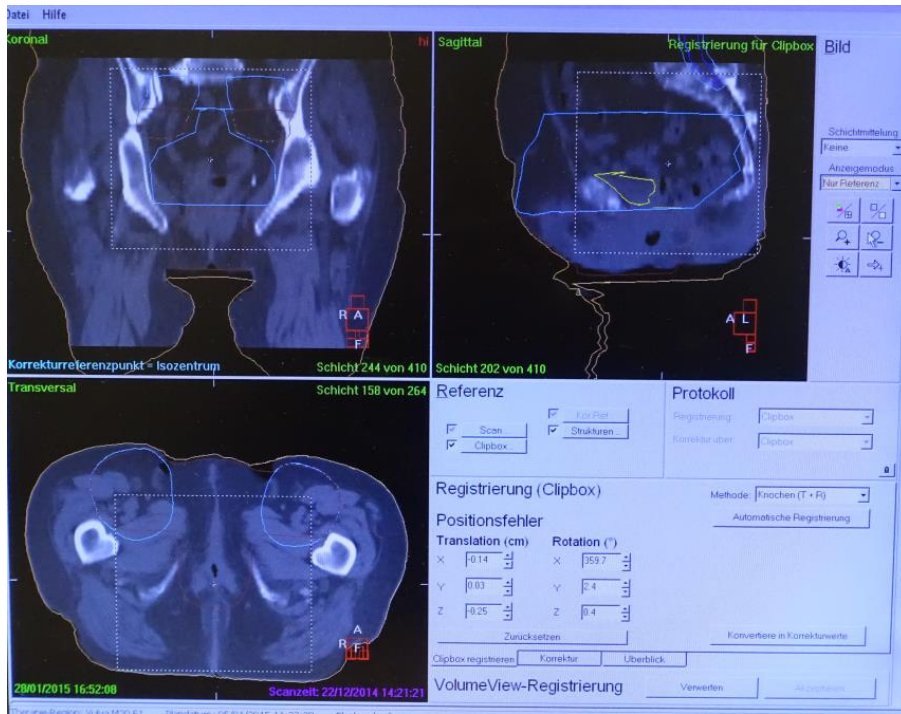
Insgesamt also maximal 1,04Gy.



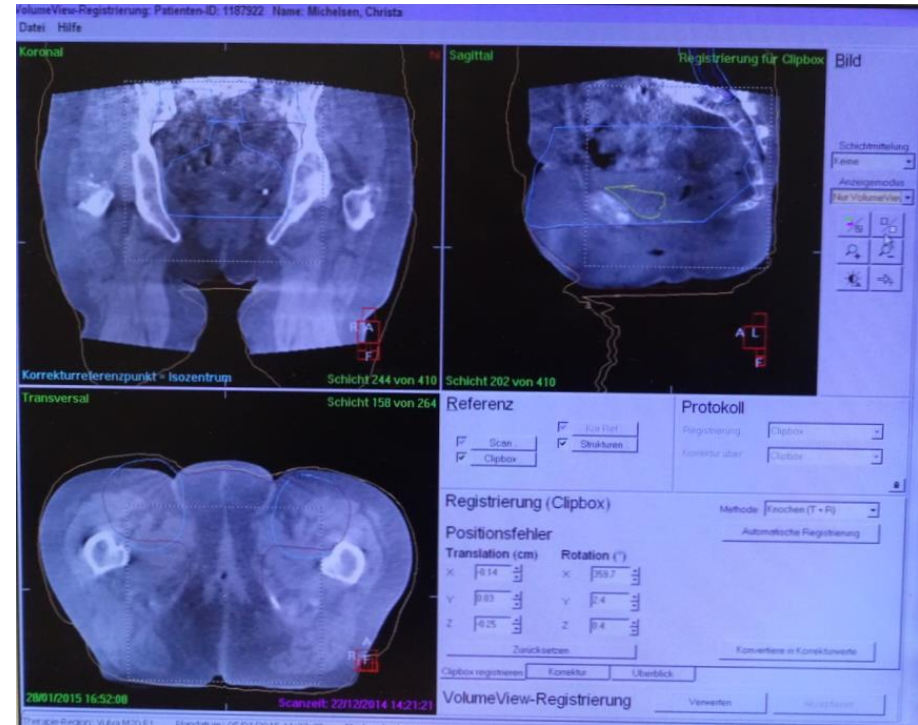
# IGRT: KV-Cone-Beam-CT



# IGRT

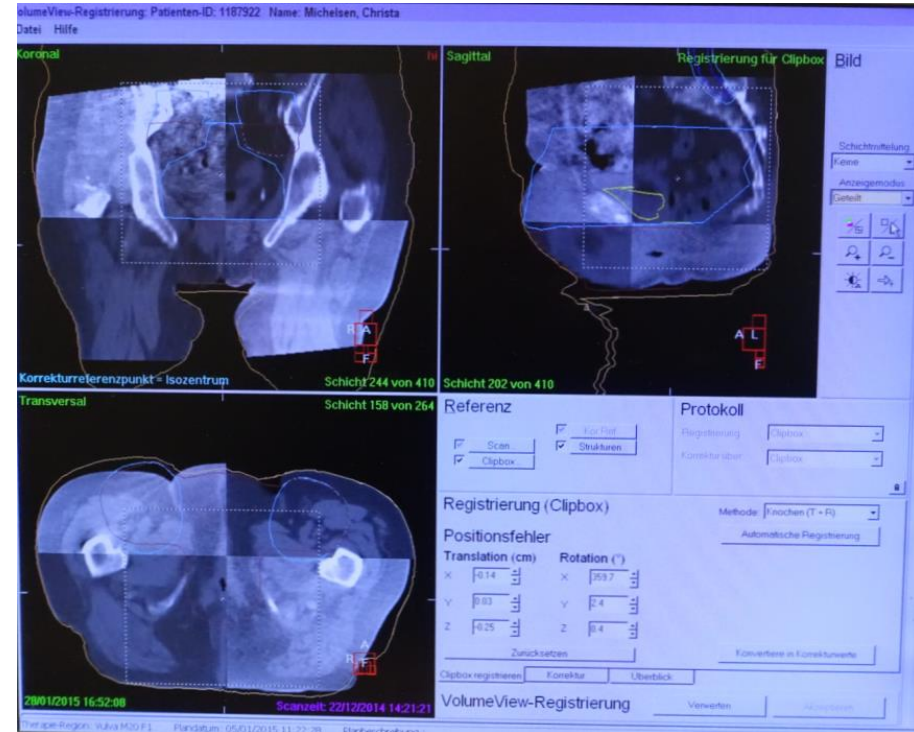
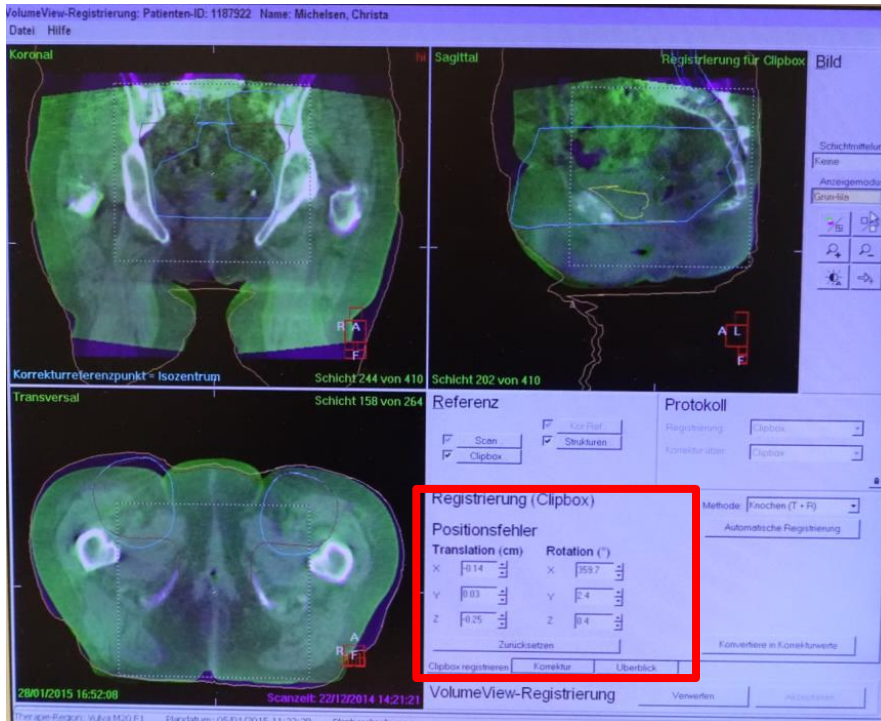


Planungs-CT



KV-Cone-Beam-CT

# IGRT



Überprüfung der Bildregistrierung (Matching)  
→ Positionsfehler werden durch automatische  
Tischverschiebung vor Bestrahlung korrigiert

# Stereotaxie



Tenzin Sonam Stelljes



## **Definition und Qualitätsanforderungen der Stereotaktischen Strahlentherapie – eine Konsensus Empfehlung der DEGRO AG Stereotaxie**

Matthias Guckenberger  
Klinik für RadioOnkologie  
UniversitätsSpital Zürich (USZ)  
Rämistrasse 100, CH - 8091 Zürich

<https://www.degro.org/ag-stereotaxie/definition-radiochirurgie-stereotaxie/>

## Definition der stereotaktischen Strahlentherapie

Es werden drei Formen der stereotaktischen Strahlentherapie unterschieden, die sich bezüglich des Indikationsspektrums, der Fraktionierung und der Qualitätsanforderungen unterscheiden:

1. Die **Stereotaktische Radiochirurgie (SRS)** als Behandlung von intrakraniellen Tumoren und benignen Erkrankungen mit nur **einer einzigen Bestrahlungsfraction**,
2. die **fraktionierte stereotaktische Strahlentherapie (SRT)** von intrakraniellen Tumoren und benignen Erkrankungen sowie
3. die **extra-kranielle stereotaktische Radiotherapie/Körperstammstereotaxie (SBRT)**.

Allgemein ist eine stereotaktische Strahlentherapie definiert als

- (1) eine Methode der perkutanen Strahlentherapie (EBRT), bei der
- (2) ein klar abgrenzbares Zielvolumen
- (3) präzise
- (4) mit einer hohen Strahlendosis
- (5) als Einzeitbestrahlung oder in wenigen Fraktionen
- (6) lokal-kurativ behandelt wird.

Was genau muss man sich unter diesen Punkten vorstellen?

# Eine Methode der perkutanen Strahlentherapie...

Strahlung wird von außen „durch die Haut“ appliziert.



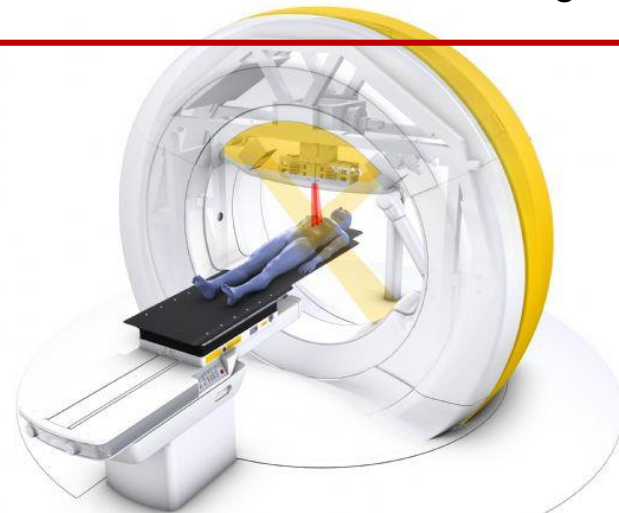
Cyberknife



Linac, der für die Stereotaxie eingemessen ist.



Gamma Knife



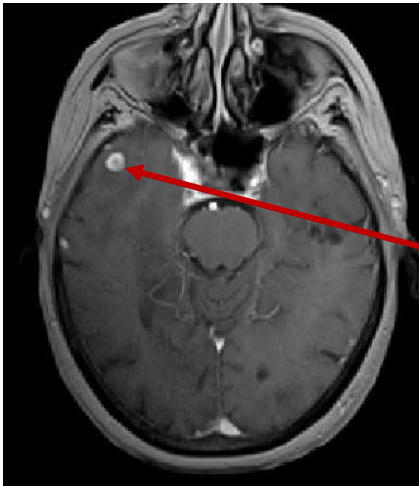
Vero

## Ein klar abgrenzbares Zielvolumen...

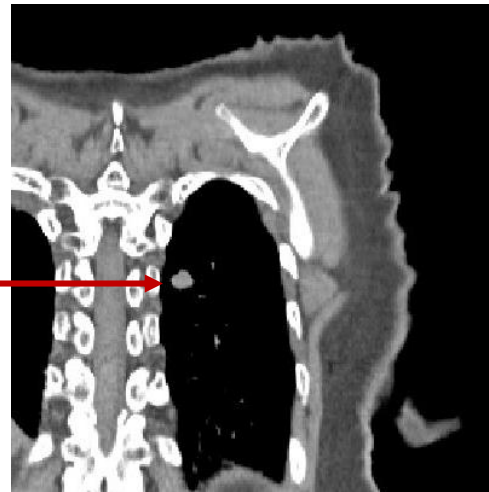
Die stereotaktische Bestrahlung wird auf den makroskopisch erkennbaren Tumor (GTV) mit kleinem Sicherheitssaum für eventuelle mikroskopische Tumorausbreitungen in angrenzendes Gewebe begrenzt.

PTV: Planning target volume GTV: Gross tumor volume

**PTV=GTV+Sicherheitssaum**



Klar  
Abgrenzbar!



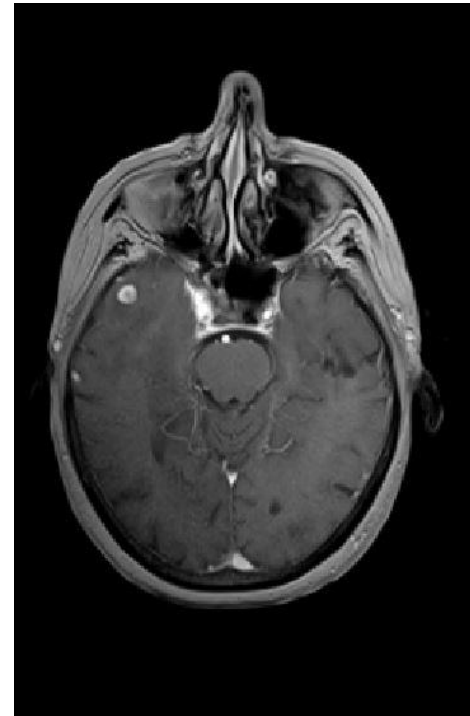


## Präzise...

- Genaues Staging und interdisziplinäre Indikationsstellung
- Optimale Bildgebung zur Bestrahlungsplanung (räumliche und zeitliche Auflösung)
- Hoch-konformale Bestrahlungsplanung
- IGRT – Bildgeführte Bestrahlung
- Bewegungsmanagement (Lagerungshilfen)
- Adäquate Nachsorge und Evaluation
- Zusätzliche aufwendigere QA am Linac und der Bildgebung

## Präzise...

- **Optimale Bildgebung zur Bestrahlungsplanung (kraniale Stereotaxie)**

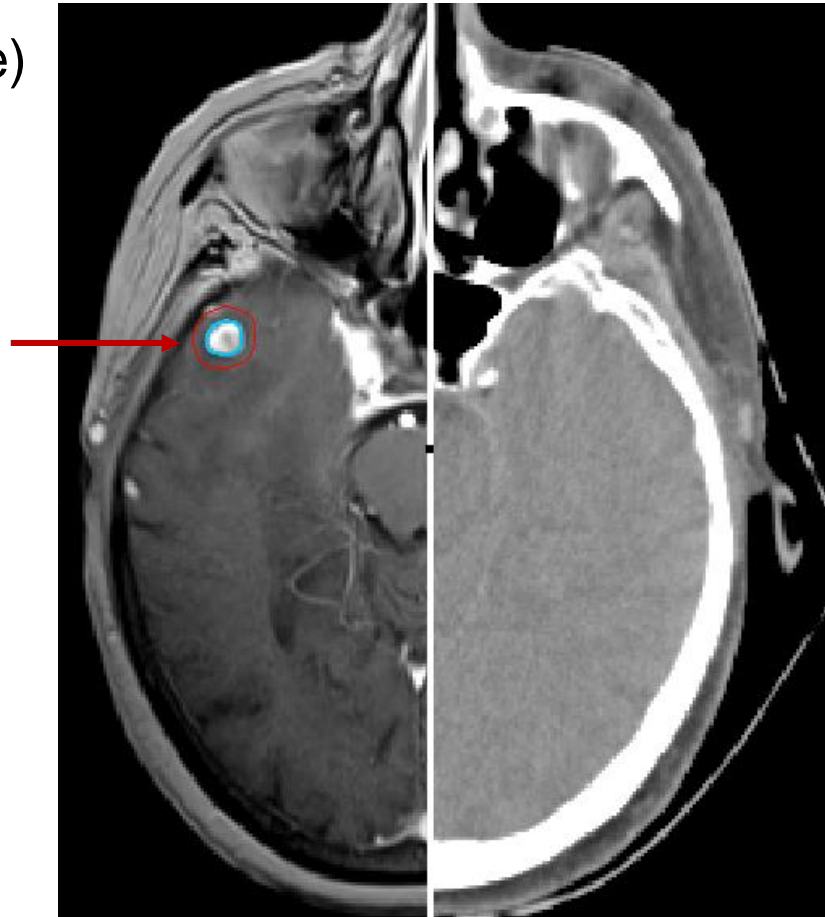


Planungs-CT und Kontrastmittel MRT

## Präzise...

- Optimale Bildgebung zur Bestrahlungsplanung (kraniale Stereotaxie)

PTV=GTV+3 mm



ZV Einzeichnung nach der Bildregistrierung („Matching“)

# Präzise...

## ■ Tumorbewegung bei Lungenstereotaxie

### Ergebnisse

Größte Amplituden in cranial-caudale Richtung:  
Mittelwert: 12 mm  $\pm$  2 mm  
Maximum: 24,6 mm

Die zeitlich gemittelte Tumorposition entspricht eher der Expirationsposition.  
→ Bei normaler Atmung verbringt man die meiste Zeit in der Expiration

### Methode: Tumor Tracking über Goldmarker.

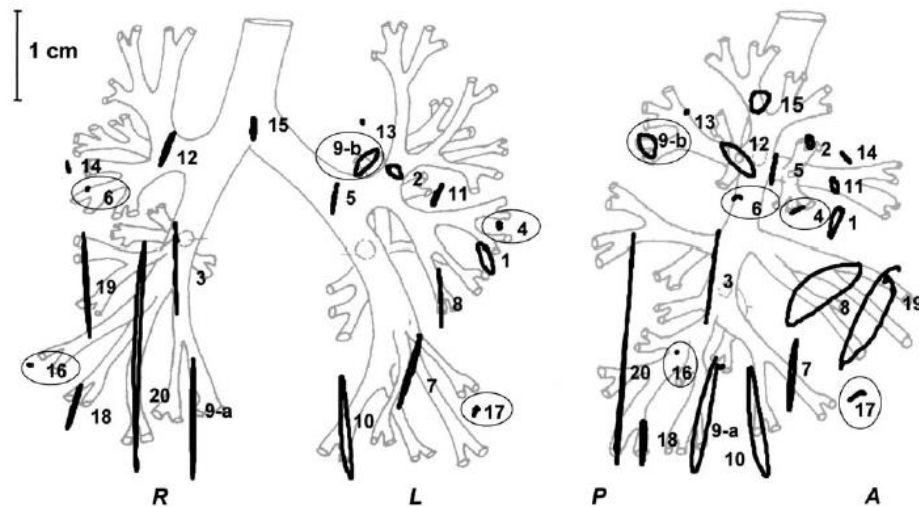
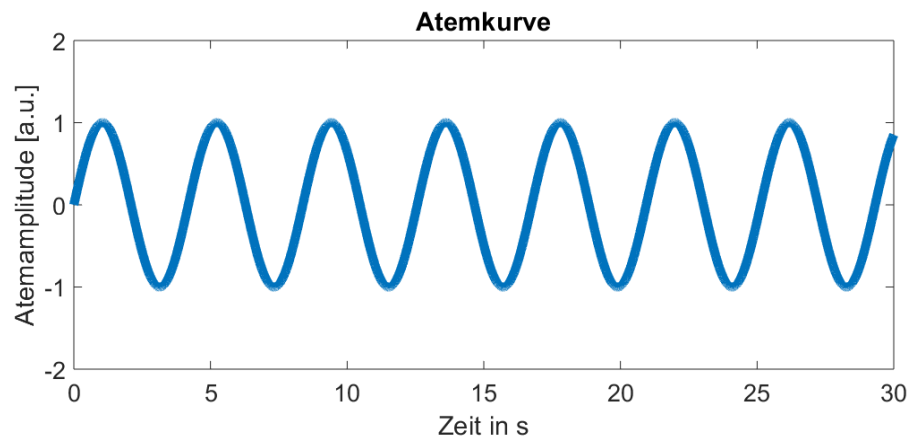


Fig. 4. Orthogonal projections of the trajectories of the 21 tumors on (left) the coronal (LR-CC) and (right) the sagittal (AP-CC) plane. The tumors are displayed at the approximate position, based on the localization mentioned in the treatment chart. Tumors that were attached to bony structures are circled.

Seppenwoolde, Y., et al. (2002). "Precise and real-time measurement of 3D tumor motion in lung due to breathing and heartbeat, measured during radiotherapy." *International Journal of Radiation Oncology\*Biophysics* 53(4): 822-834.

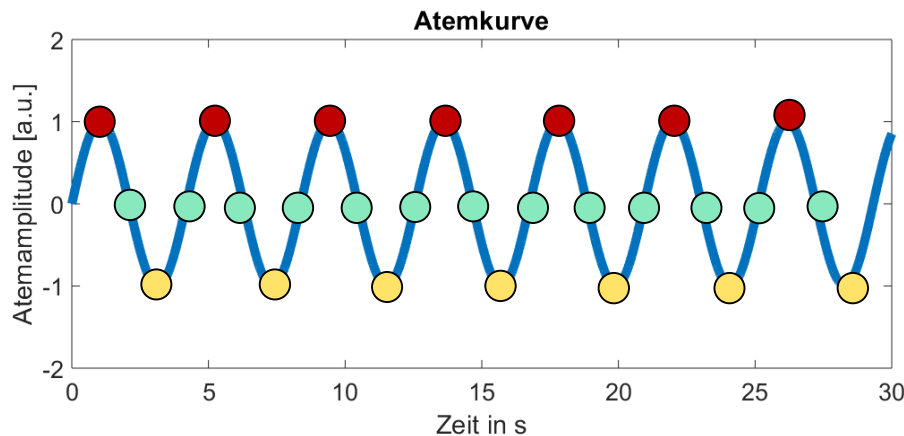
# Präzise...

- **Optimale Bildgebung zur Bestrahlungsplanung (Lungenstereotaxie)**
- **4D-CT**
  - Während der CT-Aufnahme wird die Atmung der Patienten aufgezeichnet
    - Spirometer, Atemgurt um die Brust, Optische Marker auf der Brust
    - Zwerchfellstellung (Symmetry 4D CT am Elekta)



# Präzise...

- **Optimale Bildgebung zur Bestrahlungsplanung (Lungenstereotaxie)**
- **4D-CT**
  - Zuordnung von CT Projektionen in verschiedene Atemphasen (meistens ca. 10 Atemphasen, hier beispielhaft 3 gezeigt).
  - Ergebnis: Für jede Atemphase ein CT

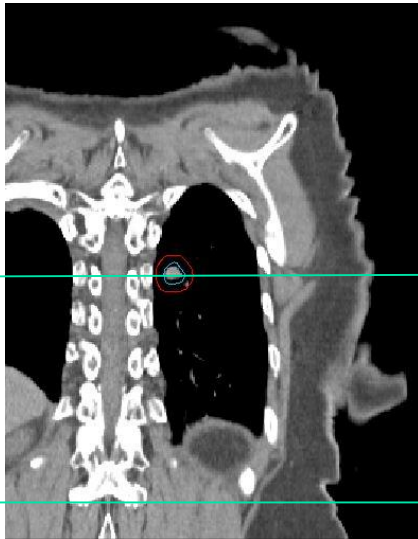


- Expirations-CT
- Atemmittelage-CT
- Inspirations-CT

## Präzise...

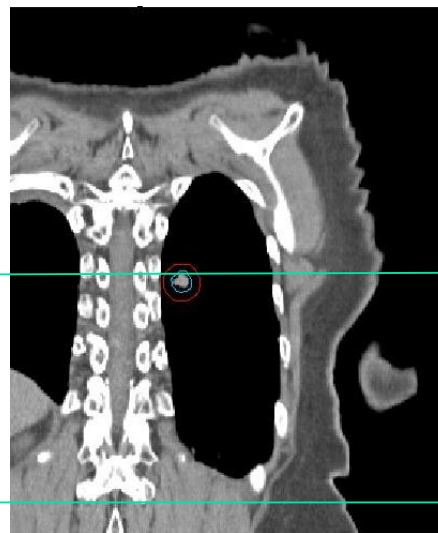
- Optimale Bildgebung zur Bestrahlungsplanung (Lungenstereotaxie)

Bei uns: Planungs-CT mit Atemkommando



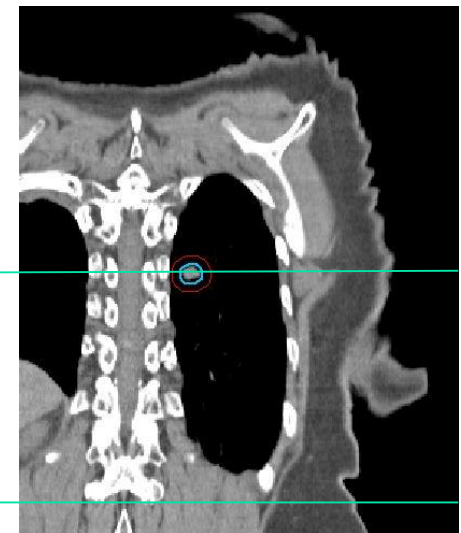
Expiration

$PTV_{Exp.}$



Inspiration

$PTV_{Insp.}$



Freie Atmung

$PTV_{Atemmittellage}$

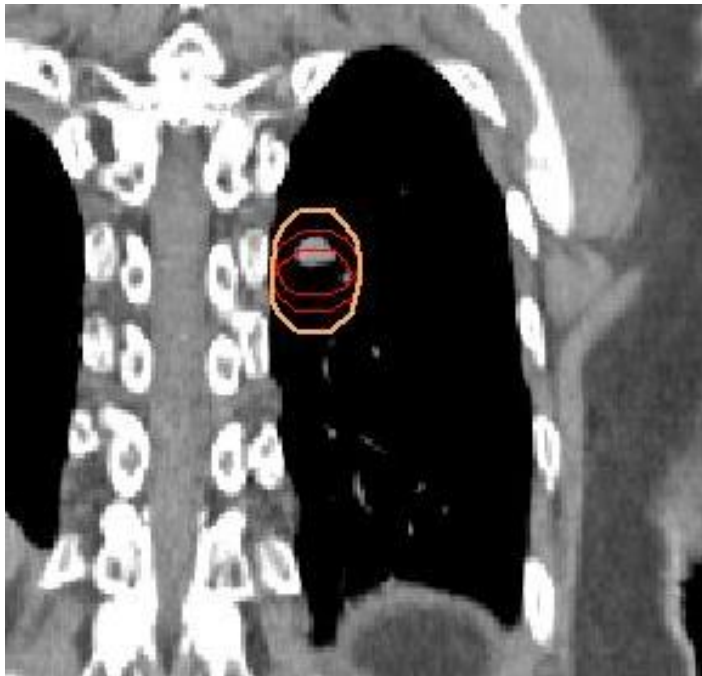
Auf jedem CT wird das GTV mit 5 mm Sicherheitssaum eingezeichnet.

## Präzise...

- Optimale Bildgebung zur Bestrahlungsplanung (Lungenstereotaxie)

ITV:

Die Bewegungsbahn des Tumors wird abgebildet → Internal target volume



$$ITV = PTV_{\text{Insp.}} + PTV_{\text{Exp.}} + PTV_{\text{Atemmittellage}}$$

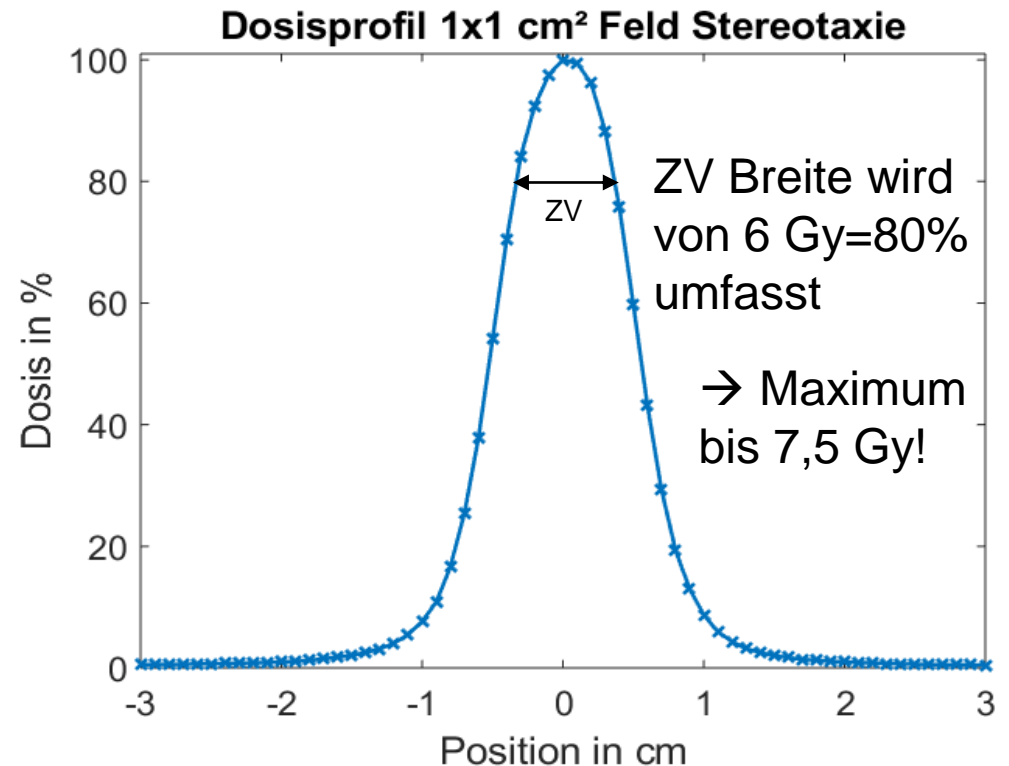
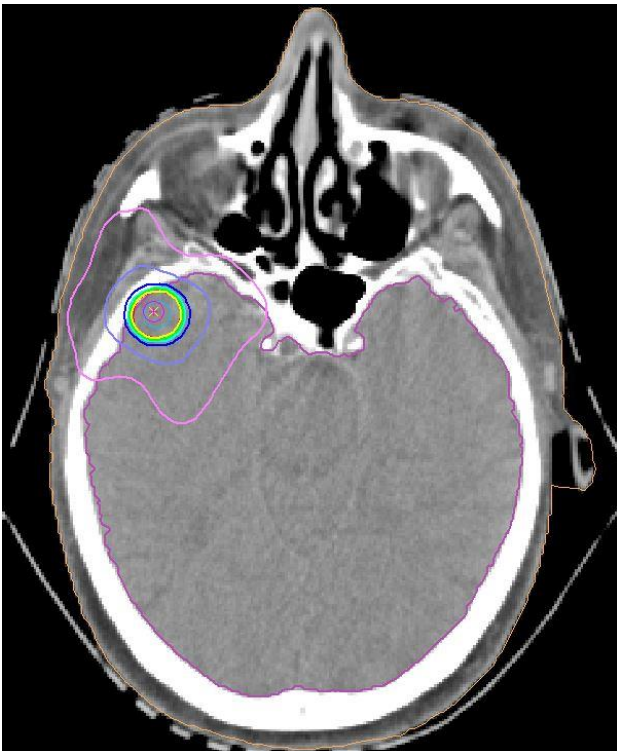
Geplant wird auf dem Expirations-CT!  
(Bei normaler Atmung verbringt man die meiste Zeit in der Expiration)

Aber Lagerungskontrolle mit 4D-CT! (kommt gleich....)



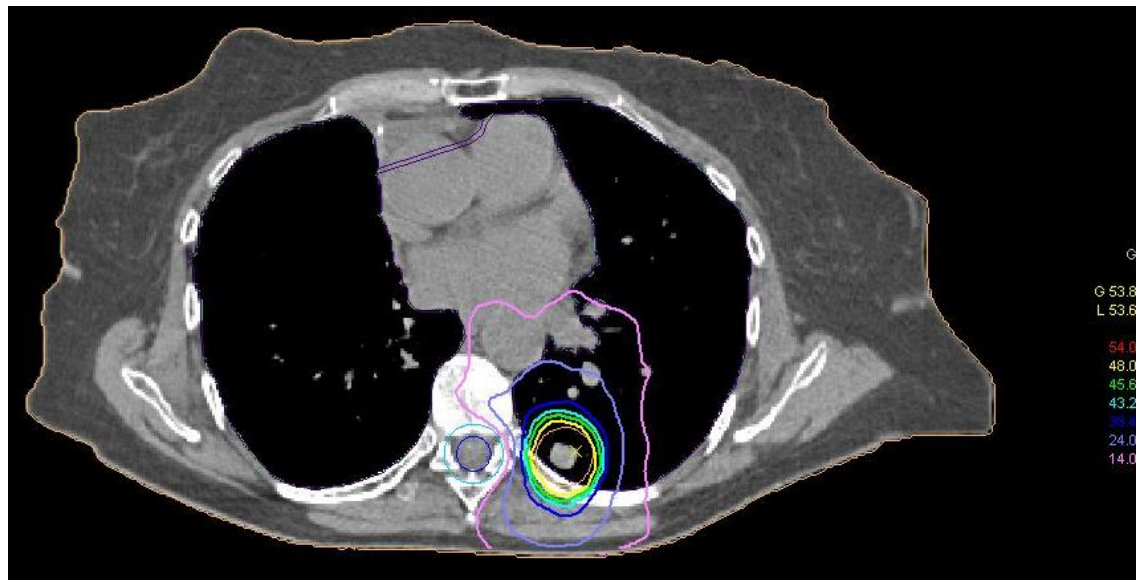
## Präzise...

- **Hoch-konformale Bestrahlungsplanung**
- **Stereotaktisch:** 6 Gy/Frakt. auf 80% Isodose soll Zielvolumen umfassen (kleine Felder+steilere Dosisgradienten+Dosiseskulation)



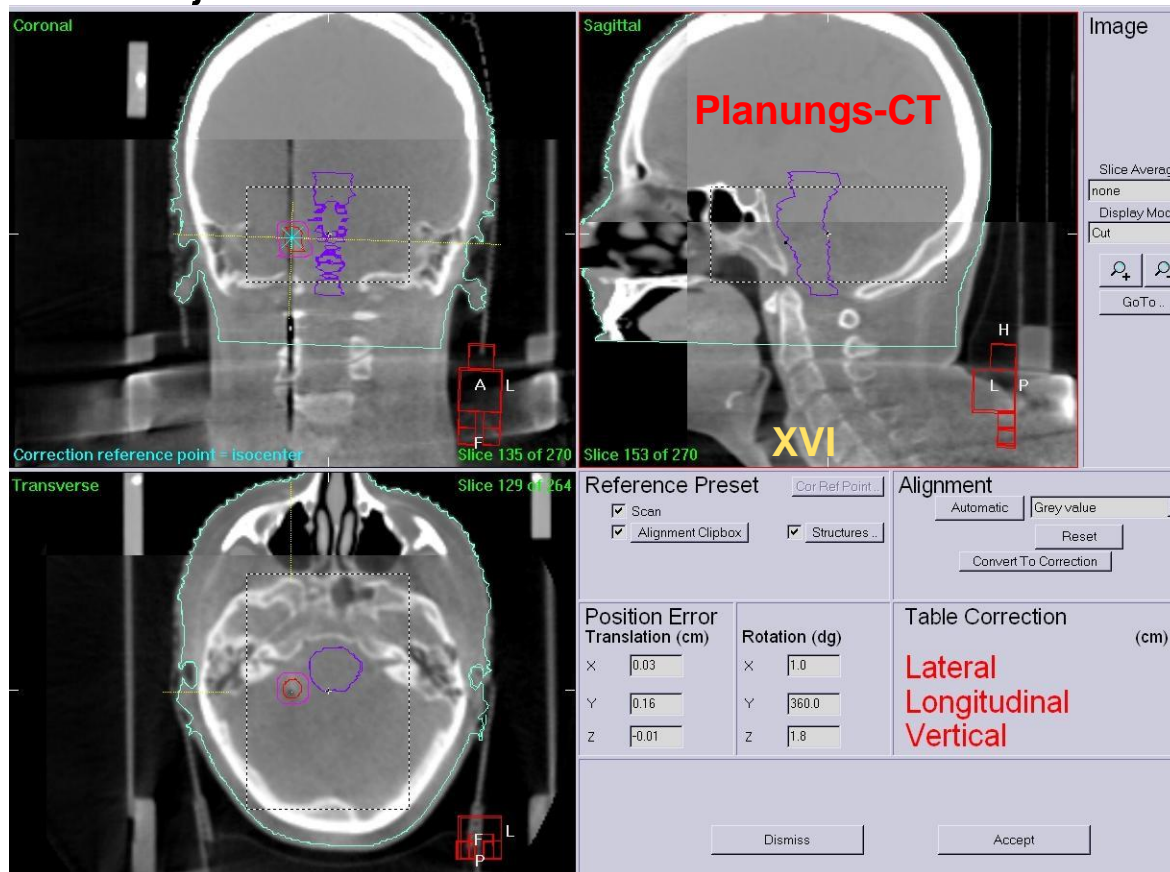
## Präzise...

- Hoch-konformale Bestrahlungsplanung
- Lungenstereotaxie



# Präzise...

- IGRT – Bildgeführte Bestrahlung (Hirnstereotaxie)
- Bei jeder Fraktion XVI Conebeam-CT

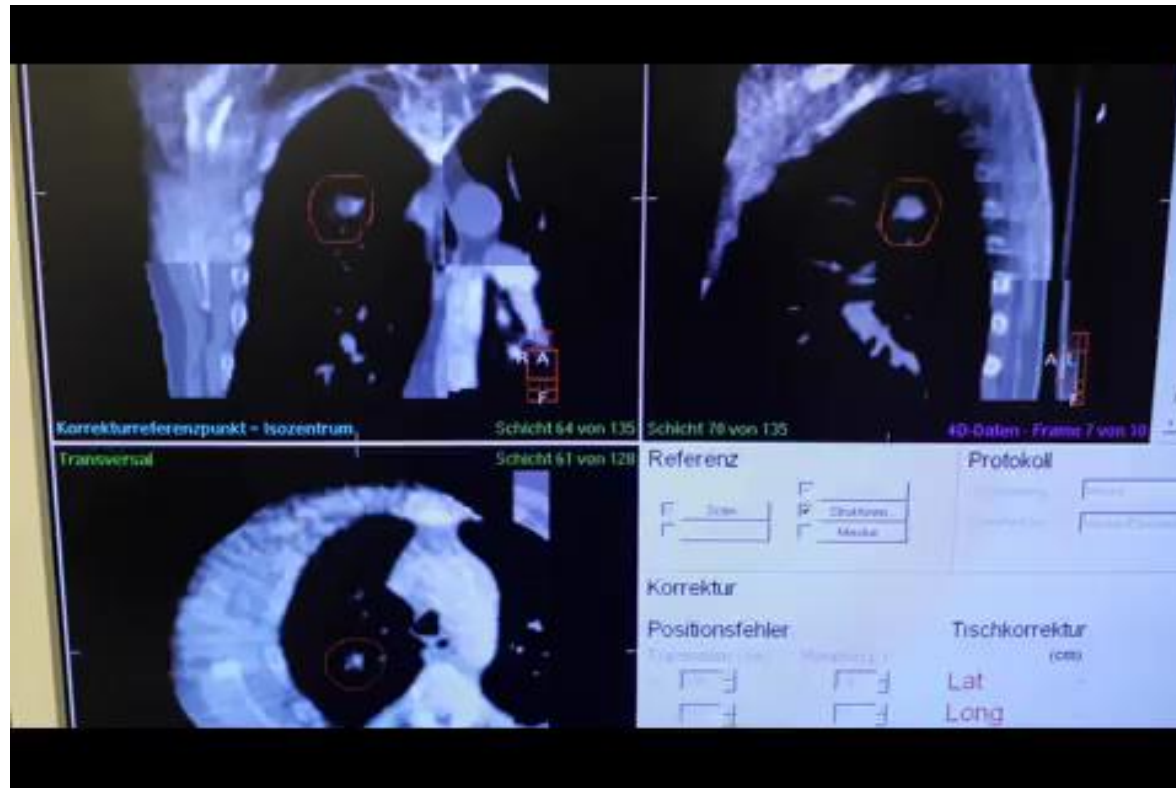


Max. Rotation: 2°

# Präzise...

- **IGRT – Bildgeführte Bestrahlung (Lungenstereotaxie)**
- Bei jeder Fraktion Symmetry 4D CT (Dauer ca. 3-4 Minuten)

Rot  
eingezeichnet  
ist das ITV!



Eine Animation spielt die CT Aufnahmen von 10 verschiedenen Atemphasen ab.  
Keine Echtzeitüberwachung!

# Präzise...

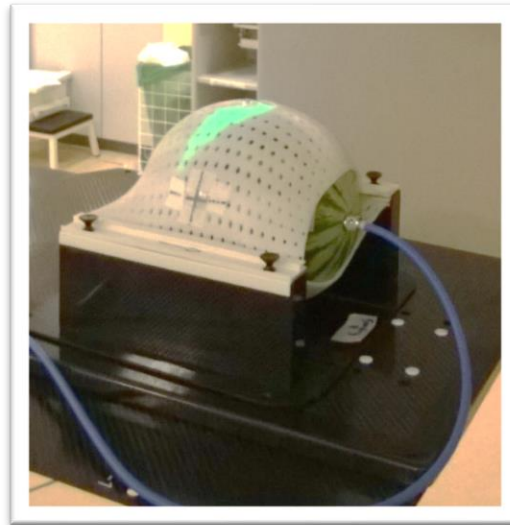
## ■ Bewegungsmanagement (Lagerungshilfen)

Rahmenbasierte Stereotaxie



Quelle: [www.inomed.de](http://www.inomed.de)

Hirnstereotaxie Doppelmaske



Neues Lagerungssystem  
Oben: Doppelte Maske und  
optionaler Gaumenkeil  
Unten: Kopschale

Lungenstereotaxie im Vakuumkissen  
+4D Conebeam CT (Symmetry)



Quelle: [www.elekta.com](http://www.elekta.com)

## Präzise...

- **Zusätzliche aufwendigere QA am Linac und der Bildgebung**

Z.B.

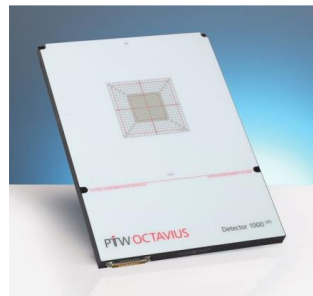
TPS für kleine Felder „einmessen“

Laser- Strahlenfeldisozentrum Koinzidenz

Genauigkeit der Bildgebenden Systeme 2D, 3D, 4D

End-To-End Tests mit stereotaktischen Phantomen

Jeden Plan mit geeignetem Zubehör verifizieren.



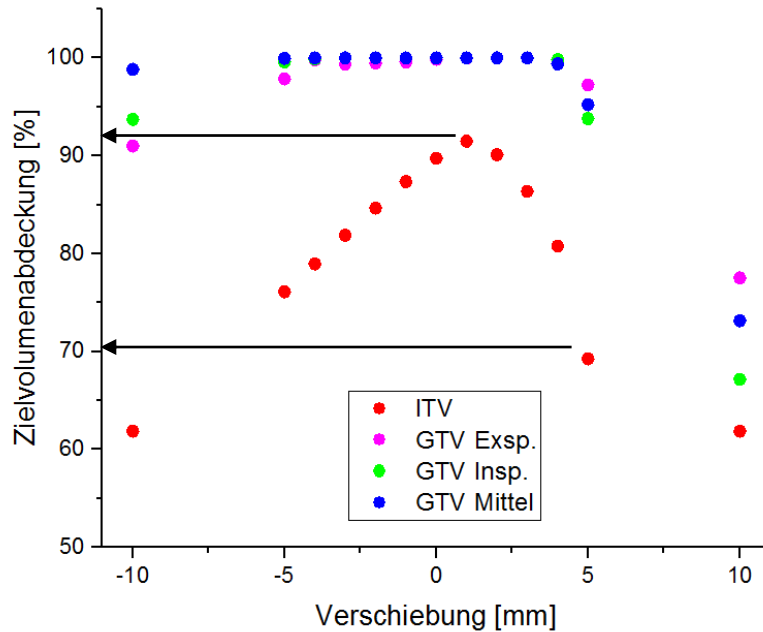
**Das alles kann man der Physik überlassen...**

## Mit einer hohen Fraktionsdosis... Als Einzeitbestrahlung oder in wenigen Fraktionen...

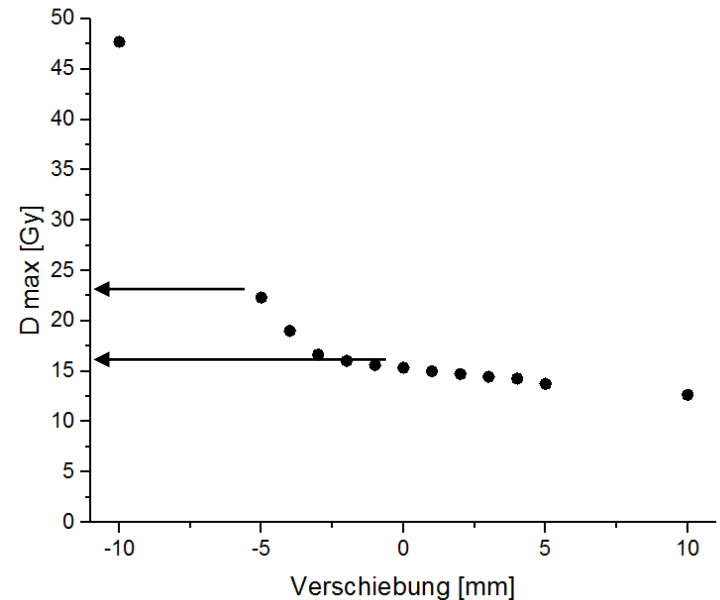
- Typische Fraktionierungsschemas bei uns:
- Hirnmetastasen (bis zu vier Metastasen, 1-3 cm ZV-Durchmesser)
  - 6x6 Gy auf die 80% Isodose, täglich
- Lungenmetastasen:
  - 7x8 Gy auf die 95% Isodose, alle zwei Tage
  - 10x4 Gy auf die 95% Isodose, täglich

# Einfluss von Lagerungsungenauigkeiten

Beispiele aus unseren Patientendaten - Lungenstereotaxie



Einfluss von links-rechts  
Verschiebung auf ZV-Abdeckung



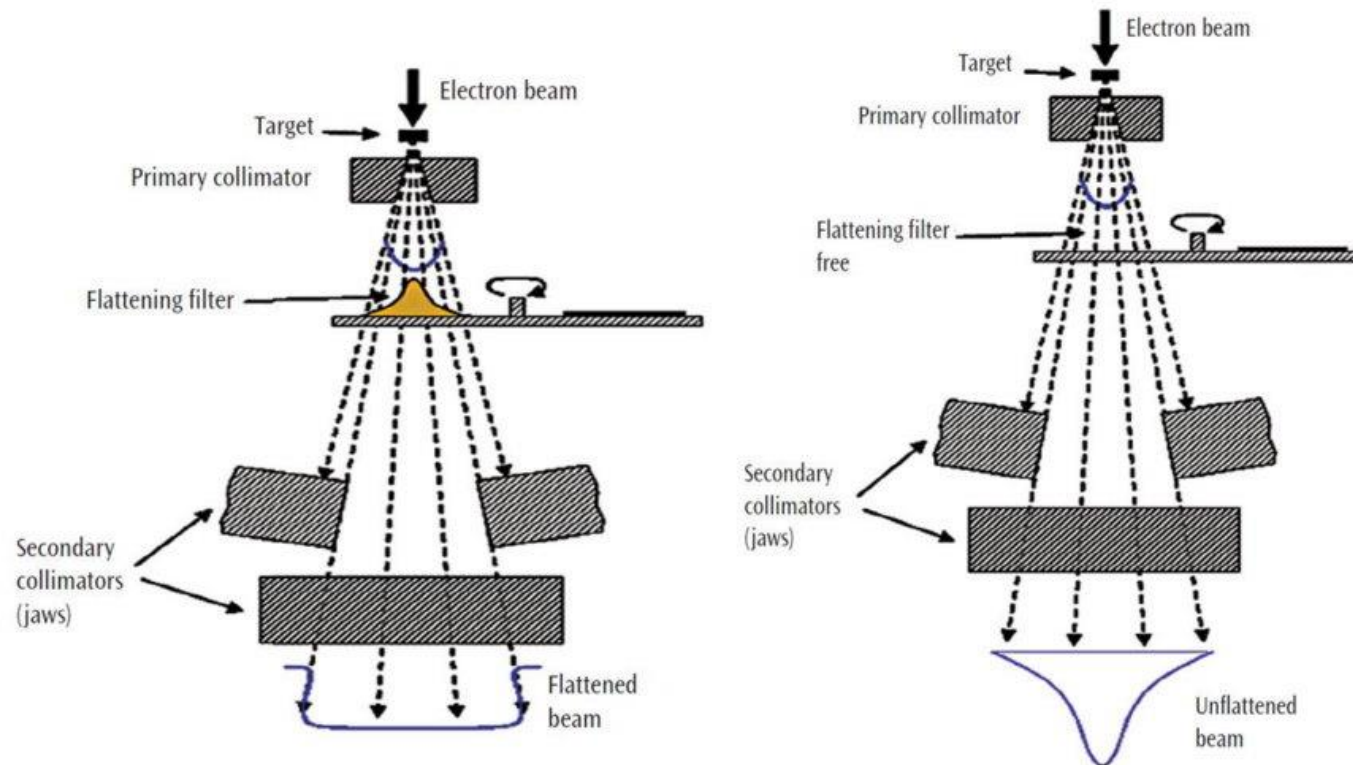
Einfluss von links-rechts  
Verschiebung auf Myelon-Dosis

**Überprüfung der Positionierungsgenauigkeit und ihres  
Einflusses auf die Therapieplanung für ein 4D Cone-  
Beam CT System**  
Bachelorarbeit von F. Gerdsen



# Beschleuniger ohne Ausgleichsfilter (FFF)

- FFF = Flattening-Filter-Free
- z.B. TrueBeam (Varian), Versa HD (Elekta), Artiste (Siemens)

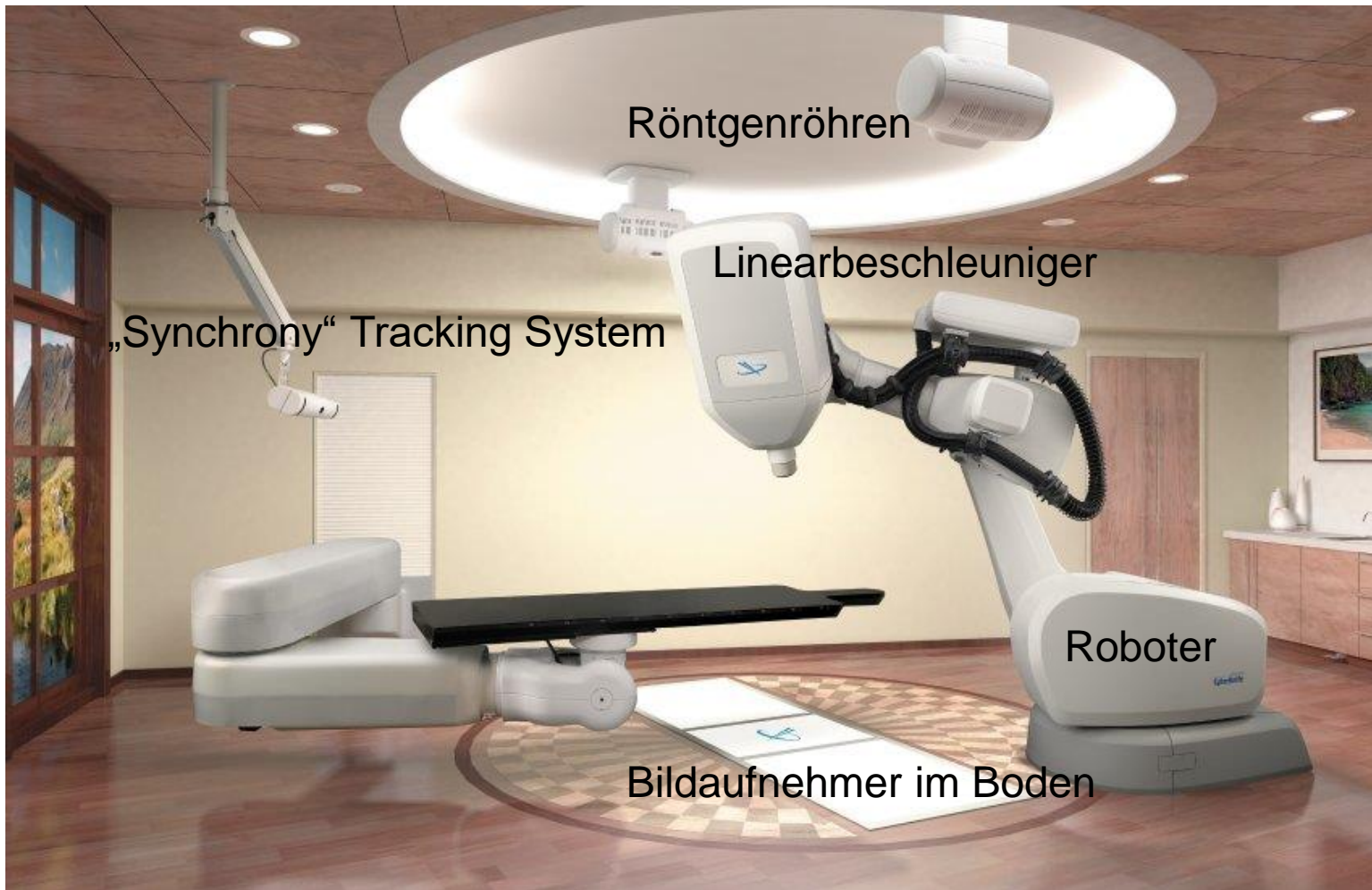


# Beschleuniger ohne Ausgleichsfilter

Vor- und mögliche Nachteile:

- höhere Dosisleistung bis 2400 MU/min
- Vorteile im Hinblick auf Organbewegungen, insbesondere bei stereotaktischen Bestrahlungen
- kürzere tägliche Behandlungszeiten
- weniger Streustrahlung am Strahlerkopf
- Einfluss der höheren Dosisleistung bei hohen Einzeldosen auf die Strahlenbiologie insbesondere im Hinblick auf Spätfolgen am Normalgewebe nicht auszuschließen
- höhere Hauteintrittsdosen durch fehlendes Herausfiltern niederenergetischer Strahlanteile durch den Ausgleichsfilter

# CyberKnife - Überblick



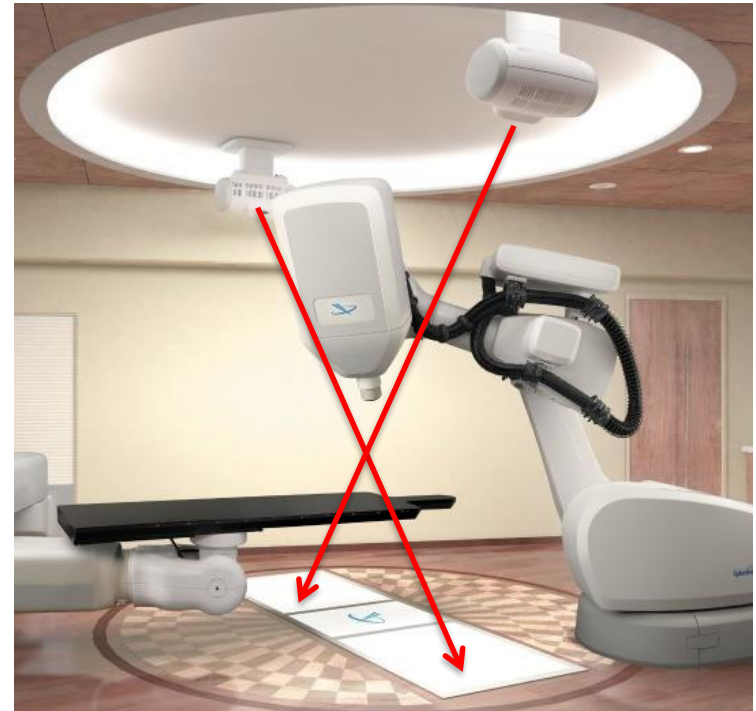
# CyberKnife - Beschleuniger

- 6MV flattening filter free (FFF) Beschleuniger
- Durch Robotersystem nahezu beliebig im Raum positionierbar
- Verschiedene Rundkollimatoren welche separat eingesetzt werden können. Feldgrößen zwischen 5mm und 60mm.



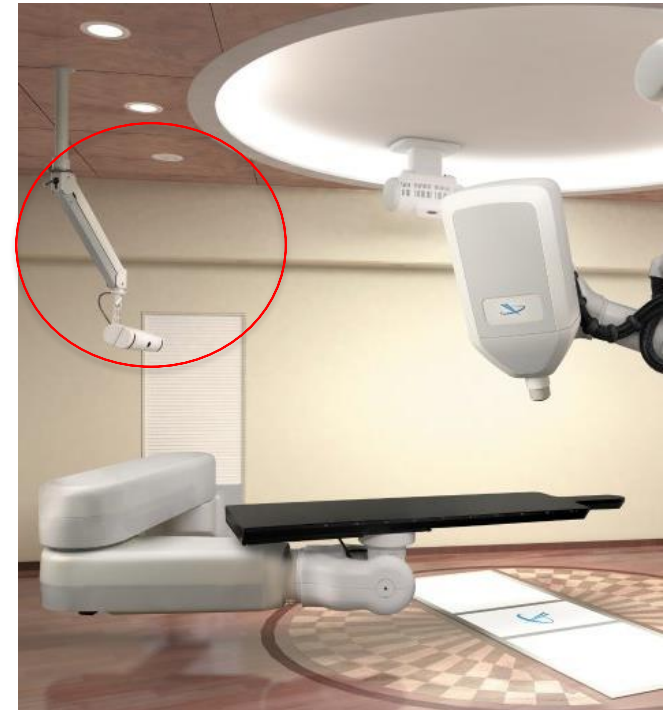
# CyberKnife – Bildgebung I

- Zwei orthogonale Röntgensysteme
- Durchgehende Röntgenkontrolle während der Bestrahlung, Bildfrequenz wählbar (alle 10Sek. / 60 Sek. usw)



# CyberKnife – Bildgebung II

- Patient trägt Weste mit optischen Lichtquellen
- Sensoren werden durch feststehende CCD Kamera aufgenommen
- In Verbindung mit Röntgensystem ist so ein nahezu „live Tumortracking“ möglich! (Synchrony™ System)



# Protonen- & Schwerionentherapie



Tenzin Sonam Stelljes



# Entwicklungen in der Teilchentherapie

## Statistik:

- erste Behandlungen mit Protonen 1954 in USA
- Ionen (schwere Atomkerne z.B. C12) sehr viel später
- Gesamte Behandlungen bisher ca. 85.000 Patienten in etwa 50 Zentren weltweit (allerdings Kernphysikalische Forschungszentren)

## -gesicherte Indikationen:

- Aderhaut und Irismelanome
- Tumoren der Schädelbasis (Chondrosarkome)
- Tumoren der Wirbelsäule (Chordom)
- Vorteile für viele anderen Tumore muss erst noch gezeigt werden -> erheblicher Forschungsbedarf !!!

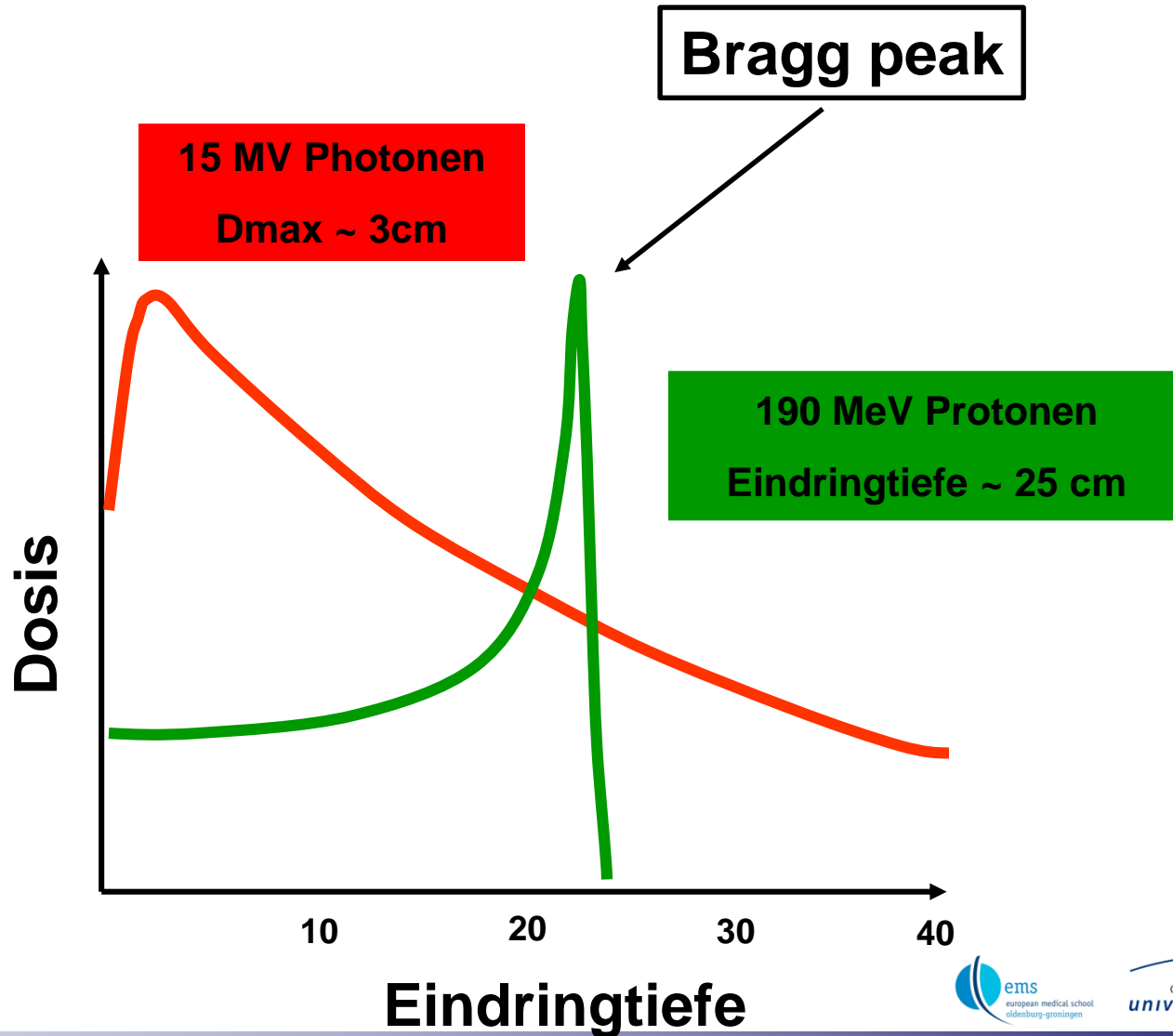
Aber: Die Teilchentherapie ist eine vielversprechende Therapie



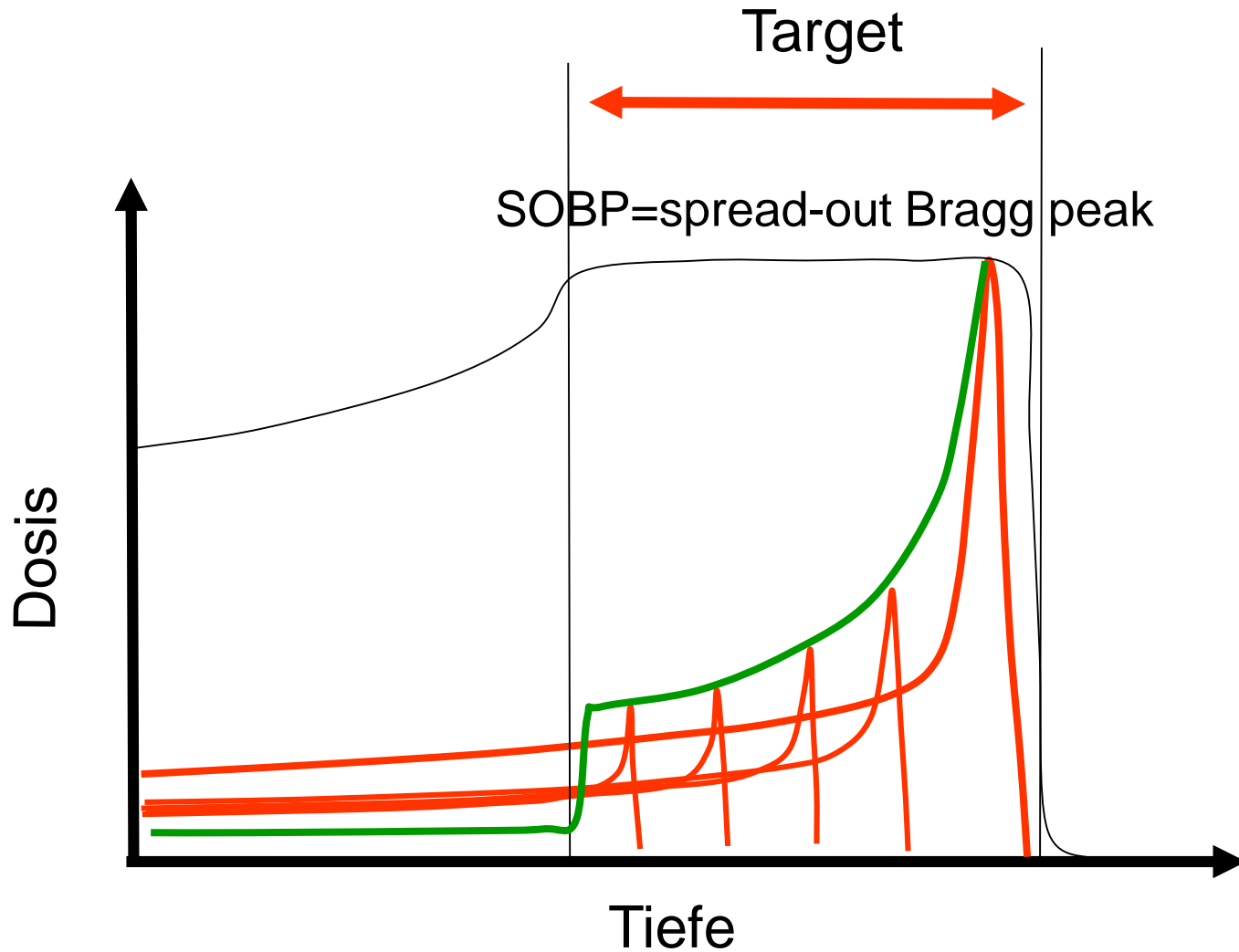
# Eigenschaften von Protonen

- Gehören zu den schweren geladenen Teilchen
- Energieverlust aufgrund der großen Masse fast ausschließlich über Stoßbremsung mit Ionisation und Anregung der gestoßenen Kerne
- Energieabgabe wächst umgekehrt zum Quadrat der Teilchengeschwindigkeit, somit steiler Anstieg der Energieabgabe am Bahnende (Bethe-Bloch Formel)
- Aufgrund ihrer großen Masse gegenüber Elektronen werden Protonen bei den Stoßprozessen längs ihrer Bahn kaum abgelenkt, es ergibt sich ein sehr gut kollimierter Strahl

# Eigenschaften von Protonen



# Eigenschaften von Protonen



# Eigenschaften von Protonen

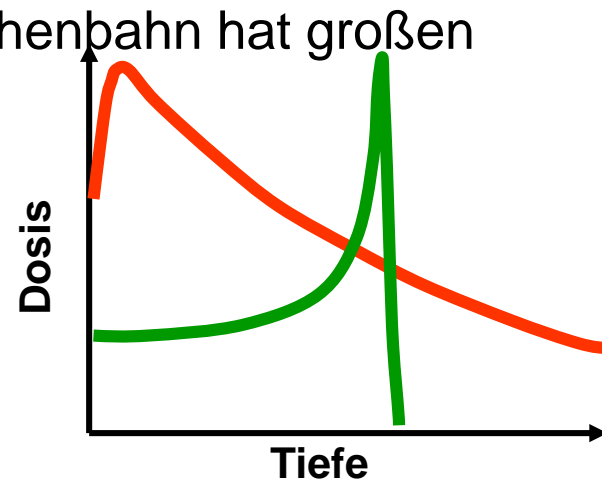
## Vorteile:

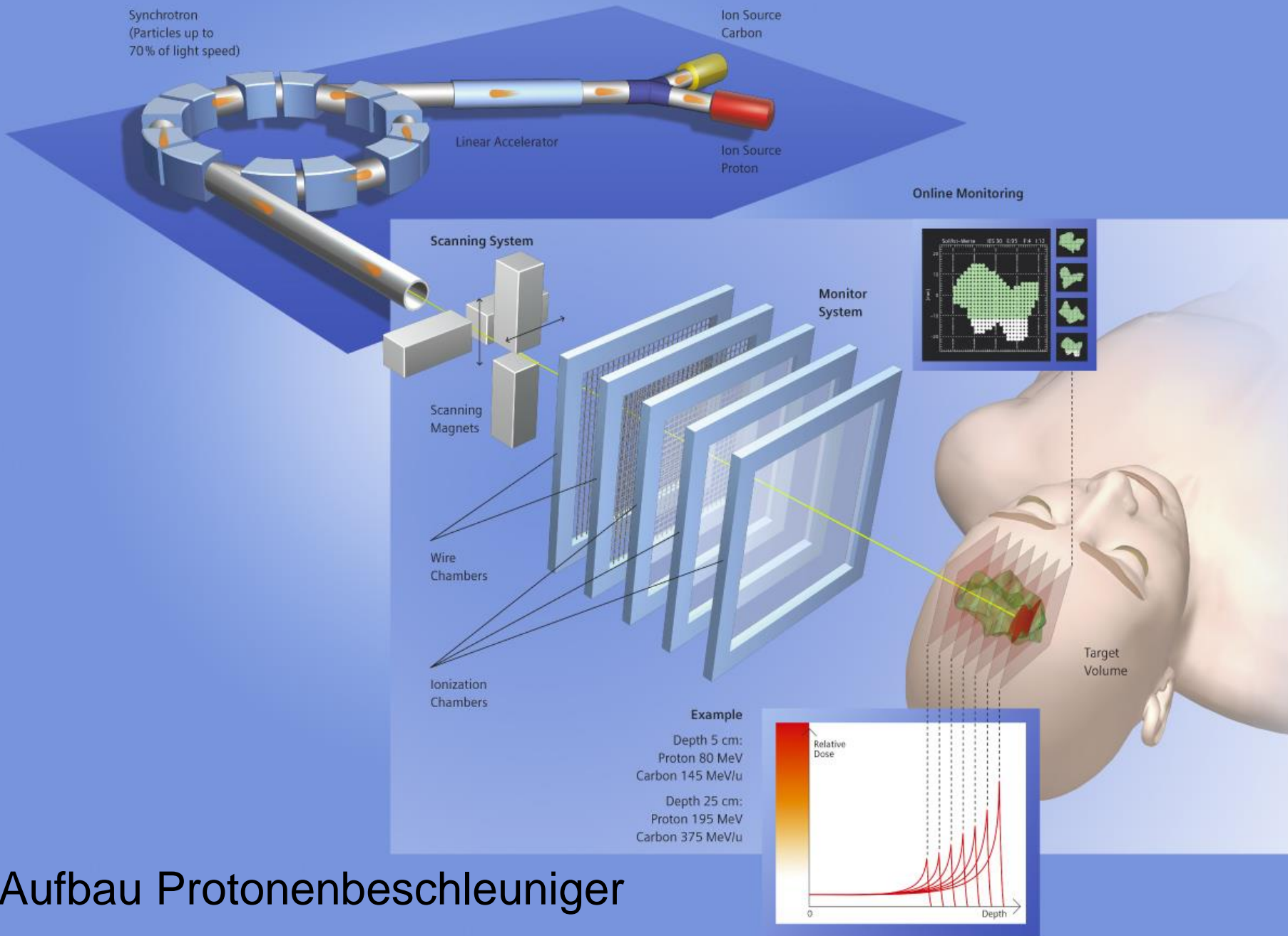
- Sie stoppen im Körper (gut definierter scharfer Bragg-Peak)
- Hohe Dosis im PTV bei Schonung von Normalgewebe und Risikoorganen – Senkung des Sekundärtumorrisikos
- Konformale Dosisverteilungen sind mit nur einer Einstrahlrichtung möglich (Rasterscanverfahren)

## Nachteile:

- Sie stoppen im Körper... Aber wo genau?
- Kleine Änderung von Dichte entlang der Teilchenbahn hat großen Einfluss auf Lage des Bragg-Peak!

(z.B. CT-Artefakte, Interfraktionelle Änderungen im Patienten – NNH, Rektum)





# Aufbau Protonenbeschleuniger

# Film: HIT (Heidelberger Ionenstrahl-Therapie)



# Teilchentherapie vs. Photonen

## Hirnbestrahlung

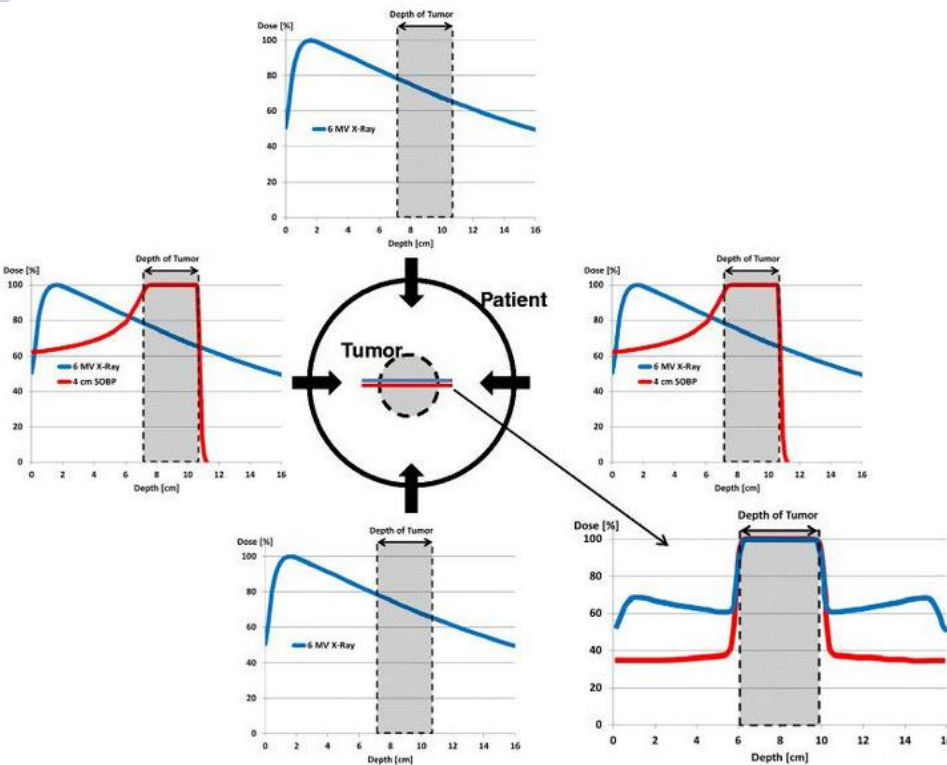


Figure 1  
Simplistic example of depth-dose profiles (PDD) for a 10 cm seated tumor (gray area) within the patient (black circle) using four-fields photon beams and two-fields proton beams (blue and red lines, respectively). In the bottom right, final PDD due to the sum of individual photon (blue) and proton (red) beams: protons allow a dose reduction of tissues located before and behind the tumor in comparison to photons with the same target coverage.

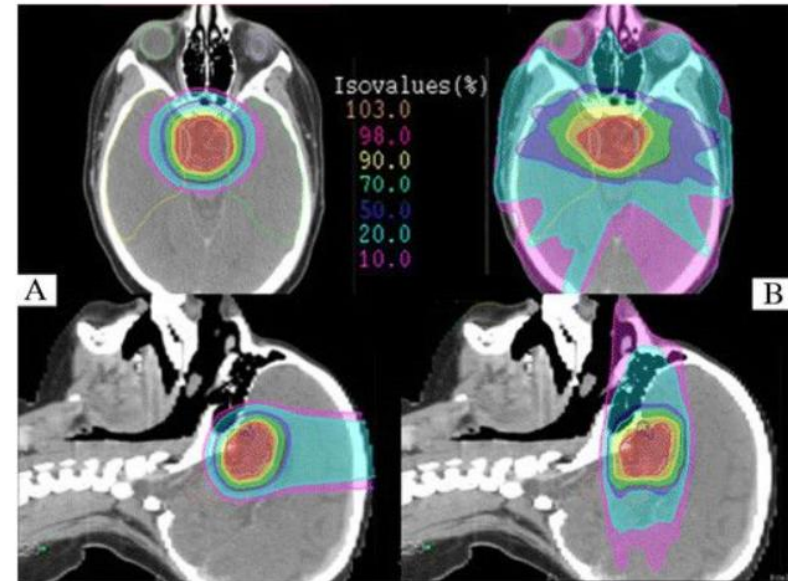
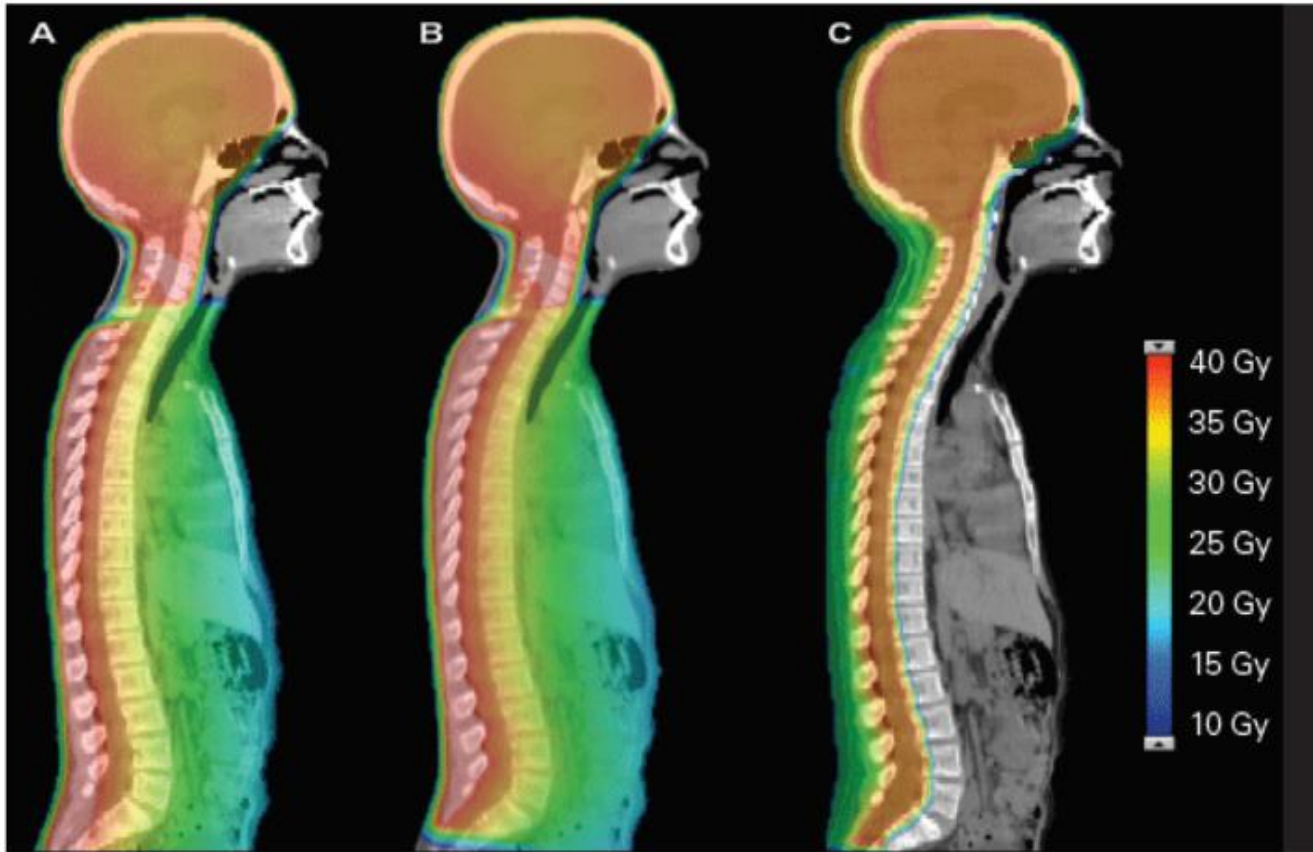


Figure 2  
Axial and sagittal isodose distributions comparing intensity-modulated proton therapy (IMPT) (A) and intensity-modulated radiotherapy (IMRT) (B). For IMPT plan 3 beam angles were used (1 vertex, 2 symmetric lateral off-axis vertex). For IMRT plan 7 equidistant and coplanar beams were used. PTV (white), right temporal lobe (yellow), left temporal lobe (green), brainstem (pink), left eye (light blue), right eye (light green), chiasma (blue) are outlined. The IMPT plan improved sparing of the temporal lobes, orbital structures and both optic nerves. The integral dose to the brain tissue is decreased with IMPT.

Proton radiotherapy for pediatric tumors: review of first clinical results

Barbara Rombi, Sabina Vennarini, Lorenzo Vinante, Daniele Ravanello and Maurizio Amichetti  
Italian Journal of Pediatrics 2014 40:74

# Teilchentherapie vs. Photonen



**Figure 2. Dosimetric Comparison of Photon and Proton Treatment Plans for a Child Treated With Craniospinal Radiation—(A) Photon 3D-CRT plan with a single posterior spinal field and lateral opposed cranial fields; (B) photon IMRT plan; (C) intensity-modulated proton therapy plan.**

3D-CRT = three-dimensional conformal radiation therapy; IMRT = intensity-modulated radiation therapy.

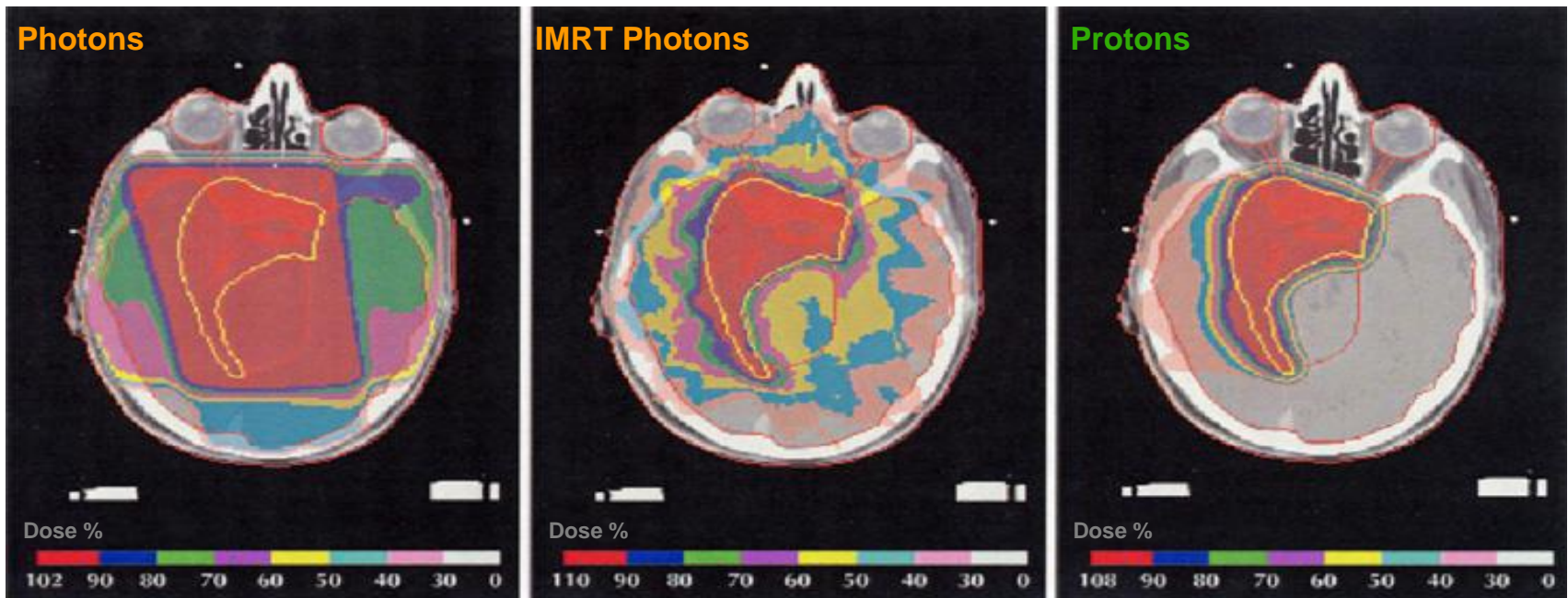
Neuroachse

Optimizing the Benefit of CNS Radiation Therapy in the Pediatric Population—PART 2: Novel Methods of Radiation Delivery: Page 2 of 2

By Lindsay S. Rowe, MD, Andra V. Krauze, MD, Holly Ning, PhD, Kevin A. Camphausen, MD and Aradhana Kaushal, MD  
March 15, 2017



# Teilchentherapie vs. Photonen



- Die Teilchentherapie erfasst den Tumor nicht besser!
- Aber sie „scheint“ die Risikoorgane besser zu schonen!
- Anforderungen an Lagerung des Patienten noch sehr viel höher als bei den modernen Photonen Techniken

# Fazit zur Photonen- versus Protonen/Schwerionentherapie

- Die Photonentherapie bleibt weiterhin die wichtigste Säule der Strahlentherapie
- Durch Weiterentwicklung in diesem Bereichen kann flächendeckend allen potentiellen Patienten eine Therapie auf hohem Niveau angeboten werden.
- Die Protonentherapie wird sich in den nächsten Jahren als Therapieform für ausgewählte Anwendungen weiter etablieren, für diese Situationen haben wir eine enge Zusammenarbeit mit der Universitätsstrahlentherapie in Heidelberg