Zsmfassg Bestrahlungsplanung

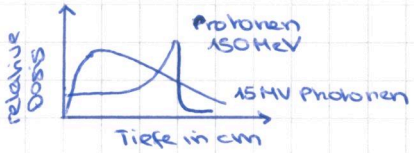
THORWARTH VL I — Radiobiolog. Grundlagen, Dosisbegriffe

Strahlentherapie heute

- onkologisches Therapiekonzept mit Chirurgie, Chemotherapie und RT
- 50% alle Tumorpatienten geheilt (~1/2 mit RT behandelt)
- Palliative Behandlungen zu ~65% Bestrahlung

Tumortherapie mit ionisierender Strahlung

a) Photonen: Hochenergetische Röntgenstrahlung (1-10 MeV)
b) Teilchenstrahlung: Elektronen, Protonen, Schwerionen, Neutronen



Tiefendosisverläufe in Wasser

Strahlendosis

ENERGIEDOSIS = absorbierte Strahlungsenergie pro Masse

$$D = \frac{dE}{dm} = \frac{1}{\rho}\frac{dE}{dV}$$

SI-Einheit $[D] = 1\,J/kg = 1$ Gray $[Gy]$

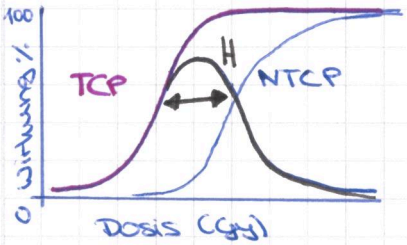
aber verschiedene Strahlungsarten bei gleicher physikalischer Dosis mit untersch. BIOLOGISCHER WIRKUNG

ÄQUIVALENTDOSIS $H = q_f \cdot d$

q_f... Qualitätsfaktor
SI-Einheit $[H] = 1\,Sv$

(RBE ... Relative Biologische Effektivität)

Dosis-Wirkungsprinzip (Holthusen)



TCP... Tumor-Kontroll-Wahrscheinlichk.
NTCP... Komplikationswahrscheinlichkeit Normalgewebe
H ⇒ THERAPEUTISCHES FENSTER (Wahrscheinlichkeit für unkomplizierte Heilung)

$$H = TCP \cdot (1 - NTCP)$$

→ Ziel der Strahlentherapie
a) Vernichtung Tumorzellen (Maximierung TCP)
b) Schonung Normalgewebe (Minimierung NTCP)

→ Verbreiterung des therapeutischen Fensters durch:
- Kombi mit Chemotherapie
- Änderung Fraktionierungsschema
- Präzise Lokalisation Tumor bzw. Lagerung des Patienten
- Wahl der Strahlenart, Bestrahlungstechnik
- Einbeziehung [illegible]

Partikeltherapie
→ weitere Möglichkeit zur Maximierung des Ther. Fensters
→ Protonen / Schwerionen (^{12}C) mit deutlichem Bragg-Peak
(max. Energie bzw Dosisdeposition auf kürzester Wegstrecke)
→ Reichweite energieabhängig
→ steile Dosisgradienten möglich
→ gezielte Schonung der Risikoorgane
→ Schwerionen mit höherer biologischer Wirksamkeit

zukünftig eventuell biologisch individualisierte Radiotherapie (bio-IRT) über multi-parametrische Gewebecharakterisierung des Tumors mittels PET/MR oder PET/CT

Biologische Wirkung ionisierender Strahlung

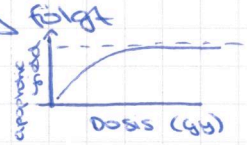
IR löst direkte oder indirekte Ionisierung biologisch aktiver Moleküle aus (Bsp. DNA, Enzyme, Membranbestandteile)
→ vor allem DNA-Doppelstrangbrüche schwerwiegend

Wirkungsmechanismen
a) Ionisation von DNS-Strängen
- Induktion des programmierten Zelltods (Apoptose)
- Verlust der Teilungsfähigkeit
- ca. 40 DNS-Doppelstrangbrüche pro Gy

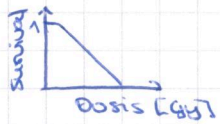
b) Ionisation anderer Biomoleküle (Proteine)
- Induktion des programmierten Zelltods (Apoptose)

c) Veränderung der umgebenden Gewebematrix
- Zerstörung von Blutgefäßen

⇒ Zellinaktivierung durch Bestrahlung folgt Poisson-Gesetz $p = \exp(-\alpha D)$



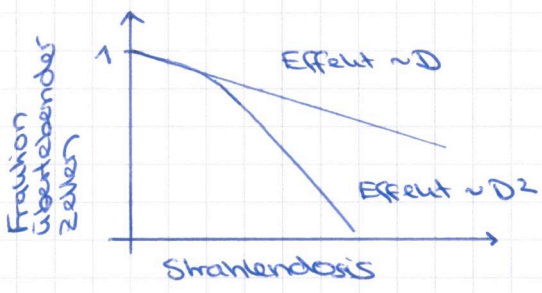
mit Reparatur gilt
linear-quadratisches Modell
$p = \exp(-\alpha D - \beta D^2)$



Gesunde Stammzellen sind extrem empfindlich (α groß) um DNS-Schäden aus Keimbahn zu halten.
Differenzierte Zellen und Tumorzellen haben ca.

$$p(2Gy) = 0{,}5 \ldots 0{,}7 \qquad 0{,}18 \leq \alpha \leq 0{,}35$$

LINEAR-QUADRATISCHES MODELL



$$\ln S = -(\alpha D + \beta D^2)$$

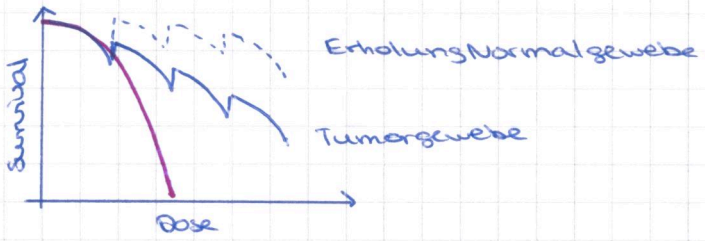
α ... irreparabler Schaden
β ... reparabler Schaden

Fraktionierte Strahlentherapie

Strahlentherapie in Fraktionen ~2 Gy appliziert
↳ erlaubt Normalgewebe Zeit zur Erholung
↳ aber auch Tumor erholt sich
(Dosisverlust bei schnell wachsenden Tumoren ca 0.5-0.8 Gy/d

akut reagierende Gewebe (Zellzyklus Zeit < 6h)
⇒ Therapie nur erträglich wenn Zellteilung- und -tötung im Gleichgewicht bleibt

spät reagierende Gewebe
⇒ am Ende der Therapie quasi tot, Reparatur von außen durch Migration von Stammzellen



Normal Strahlentherapie in 25-35 Einzelfraktionen

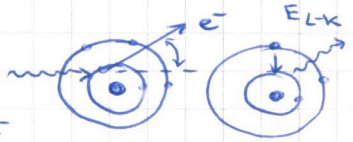
4 R's der Strahlentherapie = strahlenbiologische Mechanismen, die zur unterschiedlichen Reaktion verschiedener Gewebe auf fraktionierte Bestrahlung beitragen

REPARATUR des zellulären Strahlenschadens
REPOPULIERUNG durch überlebende Zellen während Behandlung
REDISTRIBUTION der Zellen im Zellzyklus
REOXYGENIERUNG hypoxischer Zellen

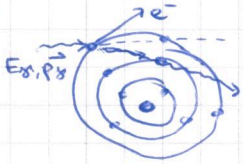
Dosisbegriffe und Einheiten

Wechselwirkung IR mit Materie

Photoeffekt $E_{kin} = E_\gamma - E_b (K,L,M...) > 0$
$\sigma_{pe} \propto \rho \cdot \frac{1}{A} \cdot \frac{Z^{4-4,5}}{E_\gamma^3}$



Compton effekt $\sigma_{cs} \propto \rho \cdot \frac{Z}{A} \cdot \frac{1}{\sqrt{E_\gamma}}$



Exponentielles Schwächungsgesetz

Schwächung Strahlenbündel = Verminderung der primären Teilchenzahl durch die von Teilchenart und Teilchenenergie abhängigen Wechselwirkungen mit Absorbermaterial

SCHWÄCHUNGSGESETZ $dI = -\mu \cdot I dx$ $I(x) = I_0 \cdot e^{-\mu x}$

- Beschreibung der Wechselwirkungswahrscheinlichkeit eines ungeladenen Strahlenbündels
- beschreibt das MITTLERE VERHALTEN DER PRIMÄREN QUANTEN eines ungeladenen Teilchenstrahls im Absorber
- gilt nur für hinreichend große Teilchenzahlen
- Wechselwirkungsraten individueller Teilchen zeigen immer

zufällige Änderungen von diesem Gesetz

ABSTANDSQUADRAT-GESETZ

$$\frac{I(r=r_1)}{I(r=r_2)} = \left(\frac{r_2}{r_1}\right)^2 \qquad I \propto \frac{1}{r^2}$$



Dosisbegriffe

IONENDOSIS J

→ durch Bestrahlung eines Luftvolumens durch ionisierende Strahlung mittelbar oder unmittelbar erzeugte elektrische Ladung eines Vorzeichens dQ geteilt durch die Masse der bestrahlten Luft dm_a (a...air)

$$J = \frac{dQ}{dm_a} = \frac{1}{\rho_a}\cdot\frac{dQ}{dV} \qquad [J] = 1\,C/kg$$

(historisch 1 Röntgen $= 2{,}5\cdot 10^{-4}\,C/kg$)

ENERGIEDOSIS D

→ mittlere lokale Energie dE, die von einem Absorbermaterial der Dichte ρ bei einer Bestrahlung mit ionisierender Strahlung der Masse dm im Volumen dV absorbiert wird

$$D = \frac{dE_{abs}}{dm} = \frac{1}{\rho}\frac{dE_{abs}}{dV} \qquad [D] = 1\,Gy = 1\,J/kg$$

! Energiedosis = absorbierte Energiedichte pro Massedichte!

(1 Gy = 1 J/kg = 0,0002388 kcal/kg
1 Kalorie ≙ Energiemenge um 1g H_2O bei p_N von 14,5° auf 15,5° zu erwärmen)

→ eine Ganzkörperdosis von 4 Gy entspricht der letalen Dosis in 50% aller Fälle für den Menschen

DOSISWIRKUNG BERUHT NICHT AUF THERMISCHEN EFFEKTEN DER STRAHLUNG!
[1 Gy ≙ Erwärmung des Gewebes um 0,0002388 °C]

KERMA K

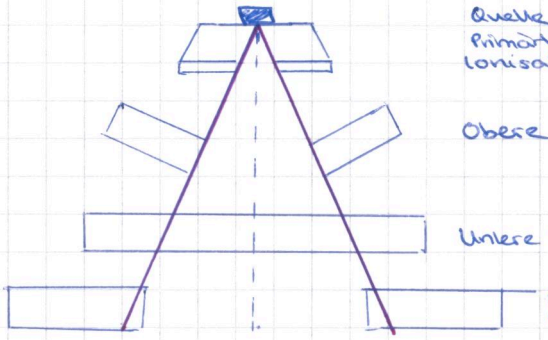
→ Quotient aus der durch indirekt ionisierende Strahlung in einem bestrahlten Materialvolumen auf geladene Sekundärteilchen der ersten Generation übertragenen Bewegungsenergie dE_{tran} (≙ Summe der kinetischen Anfangsenergien) und der Masse des bestrahlten Volumenelements

$$K = \frac{dE_{tran}}{dm} = \frac{dE_{tran}}{dV}\cdot\frac{1}{\rho} \qquad [K] = 1\,J/kg = 1\,Gy$$

KERMA ≙ Kinetic Energy Released per unit mass

Praktische Dosismessgrößen LINAC

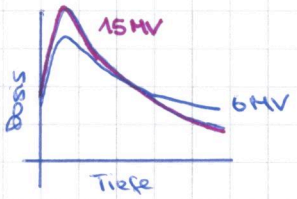
Aufbau Strahlerkopf



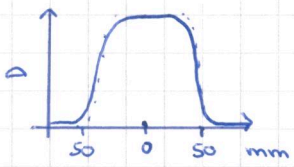
3D-Messungen der Strahlungseigenschaften
- mit Ionisationskammer im Wasserphantom

↳ Dosisverteilung im Wasser

a) TIEFENDOSISVERLAUF
- normiert auf Referenztiefe 100mm (weniger Dosis am Eintritt gegen mehr am Ausmitt)
- optimale Energie hängt von Patienten geometrie und Lage ab (Tumor)

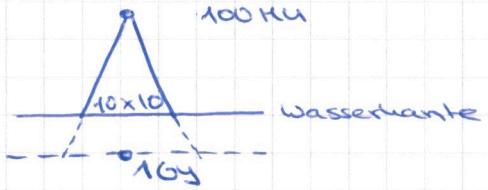


b) DOSISQUERPROFIL, 6MV A = 10×10 cm im Dosismax



Halbschatten wird bestimmt durch
- ausgedehnte Quelle
- imperfekte Kollimation
- Comptoneffekt

ABSOLUTDOSIS LINAC

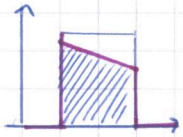


} Source-Surface-Distance SSD = 100 cm

} Tiefe d = 10 cm

→ bei Vergrößerung des Feldes auf 30×30 cm = 1,05 Gy
» für 1 Gy = 95 MU

Strahlenfeld kann auch durch Keilfilter verändert werden!
Keilwinkel ist anpassbar und verändert Querprofil



Schema Querprofil

⇒ Bei Bestrahlungsplanung müssen die Eigenschaften des realen Linacs berücksichtigt werden
- Definition Strahlerkopfmodell in Bestrahlungsplanungssystem notwendig zur realist. Berechnung Dosisverteilung (daher Messungen bei Ersteinstellung)

VL II Dosisverschreibung/-bewertung ICRU 50/62

Bestrahlungsplanung
= Planung und Berechnung eines oder mehrerer Strahlenfelder (Richtung, Form, Energie, Modulation ...) mit dem Ziel den Tumor mit einer hohen, homogenen Dosis zu behandeln und dabei Risikoorgane und gesundes Gewebe bestmöglich zu schützen

Ablauf Bestrahlungsplanung
- Definition des Bestrahlungsziels (prä-, postoperativ)
- Wahl Strahlenart, Bestrahlungstechnik, Referenzpunkte
- Bestimmung Zielvolumina
- Festlegung Lagerung des Patienten
- Festsetzen der Strahlendosis für Zielvolumen & Risikoorgane
- Optimierung der Zahl der Felder mit Einstrahlwinkel
  Konfiguration der Felder (Größe, Blenden..)
  Dosisprofil im Feld (Bsp. Keilfilter)
- Berechnung Dosisverteilung
- Simulation der Strahlenbehandlung
- Ersteinstellung am Gerät

→ Grundlage für Planung ist Planungs-CT
(Darstellung Anatomie, Tumorlokalisation, OAR, Rekonstrukt. der Massen- bzw. Elektronendichten in 3D)

Anforderungen:

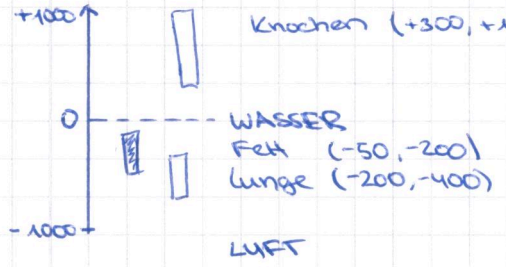
Lagerung in Bestrahlungsposition
- flacher Tisch mit Markierung
- Fehler Tisch max 1mm

Größe Geräteöffnung
- Lagerung mit Hilfsmitteln

Laserlichtanzeiger
Reproduzierbarkeit HU-/Elektronendichte-Konversion

CT
→ Bildmatrix enthält auf Wasser bezogene Schwächungswerte in Hounsfield-Units HU

$$HU = \frac{\mu_T - \mu_W}{\mu_W} \cdot 1000$$



! HU < 1000 etwa proportional zur Massendichte, da mittlere Kernladungszahl des Gewebes ähnlich von Wasser (Compton-Eff. überwiegt)

[HU für Knochen haben eine leicht kleinere Proportionalitäts-Konstante, da Knochen größere mittlere Kernladungszahl]

Für Zusammenhang HU-Elektronendichte ergeben sich zwei lineare Zsmhänge durch ähnliche Materialzusetzung von dichten und weniger dichten Materialien (nur für Gewebe)

Messung der CT-Kalibrationskurve

- korrekte CT-Kalibrationskurve (HU-Gewebedichte) muss im RT-Planungssystem hinterlegt sein für jedes CT
- wichtig für korrekte Dosisberechnung
- Messung mit speziellen Dichte-Phantomen (CIRS)



Lagerung

! absolute Fundueraussetzung bei moderner Hochpräzisionsbestrahlung !

nichtindividuelle Lagerung
- Armlagerung
- Knierolle

individuelle Lagerungshilfen
- Kopfmaske (thermoplast. Material)
- Vakuumkissen

Bestrahlungstechniken

früher über handgefertigte Bleiblenden
heute MLC (Multi-Leaf-Koll.)
↳ tertiäre Blenden zur Formung nicht-rechteckiger Felder
(Bsp. 2x40 Schwermetallblätter mit 1-3mm Breite)
↳ Positionierungsgenauigkeit v0,1-1mm

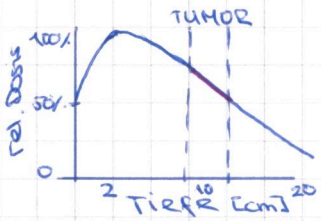
⇓

Konformale Strahlentherapie
- Bildgebung mit CT, Segmentierung Volumina, Anpassung der Feldformen an Zielvolumen mit MLC, Überlagerung mehrerer Einstrahlrichtungen

→ Dosisberechnung und Gewichtung der Strahlenfelder

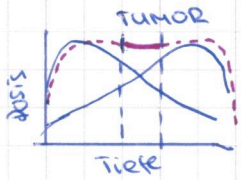
STEHFELD

→ 1 Strahlenfeld, mit Form entsprechend der Tumorprojektion
→ Dosierung über skalierten Tiefendosisverlauf
→ Abfall der Dosis mit zunehmender Tiefe



GEGENFELDER

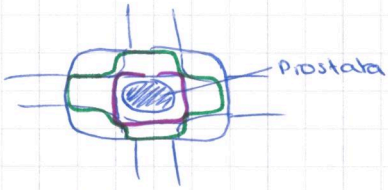
→ 2 gegenüberliegende Strahlenfelder
→ Homogenisierung der Dosis durch Beiträge von 2 opponierenden Feldern



! zusätzlich Keilfilter zur Homogenisierung der Dosis !
[variable Schräge zur Abschrägung des Dosisprofils senkrecht zur Strahlrichtung, Einsatz auch bei nicht unregelmäßigen Bestrahlungsvolumen]

4-FELDER-TECHNIK

→ vor allem Prostatabestrahlungen



INTENSITÄTSMODULIERTE STRAHLENTHERAPIE (IMRT)

→ modulierte Strahlenfelder lassen sich durch Superposition von homogenen, irregulär geformten Teilfeldern erzeugen

→ entscheidende FAKTOREN SIND MLC KENNGRÖßEN
- max. Feldgröße
- Lamellenanzahl und -abmessung
- Bewegungsgeschwindigkeit der Lamellen
- konstruktive Eigenschaften

Vergleich

4-Felder-Box	IMRT
1 Segment pro Feld / Richtung	Pro Richtung Überlagerung von mehreren Segmenten
Feldform entspricht Tumor-projektion	Hoher Modulationsgrad
Evtl. Keilfilter	Konkave Dosisverteilung möglich

! VMAT - VOLUMETRIC MODULATED ARC THERAPY
- ⇒ kontinuierliche Gantryrotation bei gleichzeitiger MLC-Bewegung, Dosisratenvariation während Bestrahlung

IMRT
⇒ 5-9 feste Gantrywinkel
dynamische MLC-Bewegung oder mehrere statische Segmente (skip shoot)

Dosisverschreibung, -aufzeichnung, -evaluierung

ICRU50
→ Volumen werden auf CT-Basis definiert mit Ziel
a) Dosisverschreibung
   - Ziel Therapie, Volumendef., Spezifikation Dosisverschreibg, Therapieparameter (Fraktionierung, Risikoorgandosis)
b) Dosisaufzeichnung / Dokumentation
c) Therapieauswertung / Bericht
   - detailliert, kein Spielraum für MPE bei Auswertung der Parameter für Volumen und Dosen

Definition Therapievolumen



GTV - GROSS TUMOR VOLUME
→ makroskopisches Tumorvolumen

! CTV - CLINICAL TARGET VOLUME
→ GTV + Zone vermuteter bzw. subklinischer Ausbreitung

PTV - PLANNING TARGET VOLUME
→ CTV + weiterer Sicherheitssaum mit physikalisch-technischen Unsicherheiten
(Randabfall Dosisprofile, Lichtfeld, Lagerungsgenauigkeit)
sowie medizinischen Unsicherheiten
(Patienten- und Organbewegungen)

TREATED VOLUME
→ Volumen, das eine Dosis erhält, die als wichtig für lokale Heilung / Kontrolle angesehen wird

IRRADIATED VOLUME
→ Volumen, das eine Dosis erhält, die für Bewertung der Normalgewebetoleranz als wichtig angesehen wird

OAR - Organs at risk
→ hinsichtlich unerwünschter Strahlenfolgen für die Planung relevante Organe

Evaluation von Bestrahlungsplänen
1) 3D-Dosisverteilung
2) (kumulatives) Dosis-Volumen-Histogramm DVH

Verteilung der absorbierten Dosis

Variation der Dosis im PTV
→ sollte so homogen wie möglich sein (technisch nicht perfekt umzusetzen)
→ Heterogenität im Bereich +7%/-5% der verschriebenen Dosis sein D_{pr}

!! $95\% \leq D_{pr} \leq 107\%$

→ Toleranzgrenze letztendlich in Verantwortung des Radioonkologen

Dokumentation
a) räumlicher Dosisverteilung
- 3D-Volumen, 3D-Dosisverteilung!
- visuelle Inspektion 3D-Dosisverteilung am Bildschirm Planungssystem
- für Doku. Schicht vom Isozentrum + weitere repräsentative Schichten

außerdem
- D_{max} → Maximaldosis im PTV und OARs
- D_{min} → Minimaldosis in def-Volumen
- D_{mean} → Mittlere Dosis (basiert auf Berechnung der Dosis in jedem Voxel des Berechnungs-Grids)
- D_{median} → Mediane Dosis (zentraler Wert der Dosis im Gitter)
- D_{modal} → Modale Dosis: häufigster Dosiswert im Volumen

! **Hot Spots** → Bereich außerhalb PTV, mit Dosis höher 100%.

⇒ Ziel ist Vereinheitlichung der Dosisaufzeichnung und Erleichterung des Informationsaustausches durch einheitliche Terminologie

BRUNNEN

Generelle Empfehlungen: ICRU 50

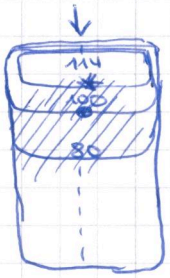
!! ICRU Referenzpunkt / NORMIERUNGSPUNKT (NP)
- Dosis im NP sollte klinisch relevant und repräsentativ sein für gesamtes PTV
- NP einfach und klar zu setzen
- NP an Punkt, wo Dosis physikalisch korrekt bestimmt werden kann
- NP in Bereich ohne steilen Dosisgradienten

⇒ POSITION DES NP SOLLTE IM ZENTRUM DES PTV, IDEALERWEISE IM SCHNITTPUNKT DER STRAHLENFELD-ACHSEN LIEGEN

PTV
- Dosis im Isozentrum, Zentrum des PTV
- Maximaldosis und Minimaldosis im PTV
  Dmax, Dmin

+ hot spots (d > 15mm außerhalb PTV > 100%)

Bsp



/// PTV

✱ Dmax
◦ Ref (NP)

Referenzpunkt = 100%.
Zentrum des PTV
auf Strahlachse

Erweiterung ICRU 62

Referenzpunkte
→ für Definition der Volumen und Beamanordnung ist Ausrichtung des Patienten essenziell

INTERNER REFERENZPUNKT
→ anatomische Strukturen (Knochen, luftgefüllte Kavität) zur Lokalisation des PTV

EXTERNER REFERENZPUNKT
→ sichtbare Markierung auf Patientenoberfläche oder Maske zur Ausrichtung des Patienten auf Bestrahlungsfeld

Koordinatensysteme

Patientenkoordinatensystem
→ basiert auf internem oder externem Referenzpunkt

Koordinatensystem von Bildgebung und Linac
→ def. bzgl. Gantry, Kollimator, Strahlenfeld, Lichtfeld, Lasersystem und Patientenliege

! INTERNAL TARGET VOLUME ITV !

→ Volumendefinition bei bewegten Tumoren
→ Bilder aus N Atemphasen werden akquiriert und kombiniert
→ ITV = Kombination aller Tumorvolumen in allen Atemphasen
→ MAXIMUM DENSITY PROJECTION (MIP) kann zur Definition eines ITV verwendet werden

⇒ ITV IST DAS VOLUMEN, DAS DEN TUMOR ZU JEDER ZEIT BEINHALTET!

d.h. Bestrahlung kann in freier Atmung stattfinden
+
PTV Margin um Applikationsunsicherheiten zu berücksichtigen

[ITV > MidV > 100% Ex , ITV motion expansion much larger than respiratory contribution for margin in gating]

CONFORMITY INDEX CI

→ Conformity Index kann verwendet werden, wenn das gesamte PTV im behandelten Volumen (treated volume) liegt

$$CI = \frac{\text{treated volume}}{PTV}$$

→ kann zur Optimierung des Bestrahlungsplanes verwendet werden

!!! PLANNING ORGAN AT RISK VOLUME PRV

→ auch für OAR müssen Unsicherheiten aufgrund Lagerungsungenauigkeiten etc. berücksichtigt werden, dafür Sicherheitssaum Bsp. Myelon +5mm

VL III ICRU 83 und Dosisberechnungsalgorithmen

ICRU 83

IMRT ermöglicht höheren Modulationsgrad der Dosisverteilung (bessere Konformität, Schonung OAR)

IMRT Applikationstechniken

!! Kompensatoren → Filter wird speziell angefertigt, um individuelle Intensitätsmuster zu applizieren, die von Optimierungsalgorithmus vorgeschlagen wird

Step & Shoot (MLC segmente) → jeweils mehrere Segmente aus unterschl. Richtungen

Dynamic MLC (sliding window) → MLC-Lamellen fahren mit unterschl. Geschwindigkeit über das Feld

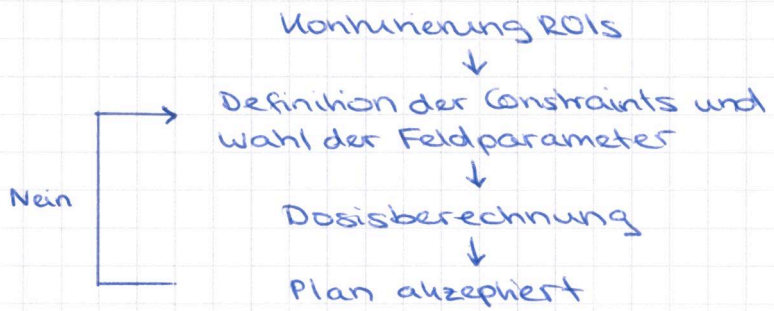
VMAT → Lamellen bewegen sich, während die Gantry rotiert

Helical Tomotherapy → Binäre Lamellen modulieren einen Fan-Beam. Gantry rotiert während Tisch kontin. vorfährt

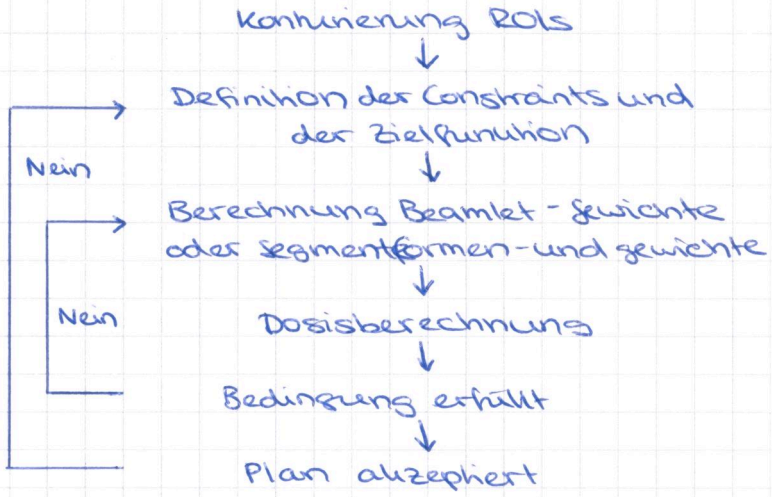
Robotische Strahlentherapie → Multiple nicht koplanare Beams werden von einem Roboter appliziert

Bestrahlungsplanung

3D-Optimierung



IMRT-Optimierung



Dokumentation - Kumulative DVHs

→ Histogramme von Volumenelementen, die mindestens eine bestimmte absorbierte Dosis D erhalten haben

$$DVH_{cum} = 1 - \frac{1}{V}\int_0^{D_{max}} \frac{dV(D)}{dD}\, dD$$

→ differentielles DVH $\frac{dV(D)}{dD}$ ≙ inkrementelles Volumen pro absorbierter Dosis bei bestimmter absorbierter Dosis

Dokumentation Dosis

Mediane Dosis: $D_{median} = D_{50\%}$

Mittlere Dosis: $D_{mean} = \frac{1}{V}\int_0^{D_{max}} D\, \frac{dV(D)}{dD}\, dD$

↳ DVHs von PTV oft rechteckige Form, sodass D_{median} und D_{mean} eng beieinander liegen
aber gilt nicht für Risikoorgane

Plan-Dokumentation
- Aufzeichnung Dosis-Volumen-Spezifikation
  Dv: Dosis, die ein Volumen erreicht
  im Idealfall Dv ≙ Verschreibung
- Minimaldosis NICHT $D_{100\%}$, da PTV Definition ungenau, daher $D_{98\%}$!
- Maximaldosis $D_{2\%}$!

für weitere Parameter gilt:
- OARs mit Dmean, $D_{2\%}$ dokumentieren
- Doku von Segmenten, Feldern und Fraktionierungen
- Level 3 Doku: Dosisinhomogenität und -konformität
  ⇓ Klinische Evaluationsparameter

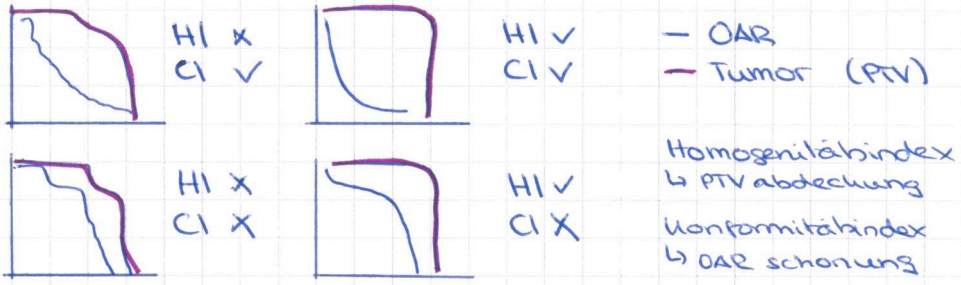
! HOMOGENITÄTSINDEX $HI = \frac{D_{2\%} - D_{98\%}}{D_{50\%}}$

ideal: $D_{2\%} = D_{98\%}$

[HI = 0 Dosis sehr homogen]

KONFORMITÄTSINDEX $CI = \frac{V_{PTV}}{V_{D>95\%}}$

[CI = 1 sehr gute Konformität]



— OAR
— Tumor (PTV)

Homogenitätsindex
↳ PTV abdeckung

Konformitätsindex
↳ OAR schonung

Dosisberechnungsalgorithmen

- Strahlenfeld verursacht Energiedeposition
- Kette von WW innerhalb und außerhalb des Patienten
- jedes Volumenelement wird von Teilchen untersch. Energie aus untersch. Richtung getroffen
- genaue Dosisberechnung muss gesamten Vorgang der Strahlenwechselwirkung wiederspiegeln

⇓

Mehrstufiger Prozess
1) Kopfmodell
2) Fluenz
3) Strahlungstransport in Materie

Beiträge zur Dosisdeposition
→ Primärdosis
  Kontaminationselektronen
  Phantom scatter + head scatter

Dosisberechnung
= Quantitative Dosisberechnung für Verteilung in Patienten

! 2stufiger Prozess
1) Kalibrierung Dosis unter Standardbedingungen (Tiefendosisverlauf in H_2O) } Messung Basisdaten
2) Ableitung der effektiven Dosis unter anderen Bedingungen (Geometrie- und Dichteänderungen) } eigene

~~1/2~~ - Berechnungen - Methoden

! Photonen deponieren Dosis nicht direkt, sondern indirekt durch Sekundärelektronen.

Daher ist neben Photonenschwächung, die Modellierung des Elektronentransports entscheidend.

Ansätze: 1D - Punktdosisberechnung
Modellierung durch analytische Fkt (Faltung) 2D/3D
Direkte Simulation der Wechselwirkung (Monte Carlo)

A

1D - Dosisberechnung **PUNKTDOSIS**
→ Referenz ist Messung von Tiefendosiskurven in Wasser für versch Feldgrößen Dnorm
→ Effektive Dosis wird berechnet als Skalierung von Dnorm und ist abhängig von Abstand zur Quelle d
Tiefe im Körper z
Abschätzung der quadratischen Feldgröße A

$$D = D_{norm} \cdot f(d, z, A)$$

→ Tissue-Maximum-Ratio (TMR) / Tissue Air Ratio (TAR)
- Seperation von Primär- und Streustrahlung
- $D = P(d) + S(d, F)$ P: Primärstrahlanteil, S: Streuanteil, d: Tiefe, F: Feldgröße

für Kreisfeld
$TMR(F,d) = TMR(0,d) + SMR(r,d)$

→ Berechnung für irreguläre Felder mit **ÄQUIVALENTER QUADRATISCHER FELDGRÖßE**

$$A = \frac{2ab}{(a+b)}$$

→ 1D - Korrekturen
a) **Patienten Korrektur**: schräger Strahleinfall, irreguläre Oberfläche
b) **Inhomogenitäten**: Dichteunterschiede zu Wasser (Bsp. Lunge oder Knochen)

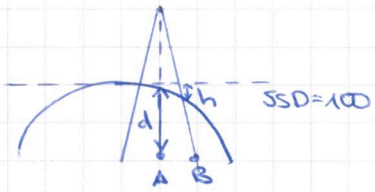
(rechnerisch oder Keilfilter)

SSD-Met
TMR-Met
isodosen

Patienten Korrektur
→ rechnerisch oder Keilfilter
→ Methoden

SSD - Methode
- fehlende Gewebeschicht dichter
- Absorption in d-h
- Abschätzung über Abstandsquadrat

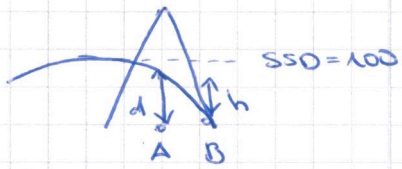
!



Dosis - Korrekturfaktor

$$K = \left(\frac{SSD + (d-h)}{SSD + d} \right)^2$$

TMR-Methode



→ Annahme: Streubeiträge Dosis in Punkt A und B ≈ gleich
→ Dosis in A aus Tabelle
→ in B fehlt Absorption der Schichtdicke h
→ Korrektur über Verhältnis TMR-Werte in Tiefe d-h, h

$$K = \frac{TMR(F, d-h)}{TMR(F, d)}$$

Isodosis-Shift

- Dosis D wird auf vertikaler Linie verschoben um k·h
- h ist Dicke des fehlenden Gewebes
  h > 0 Isodose weiter weg geschoben
  h < 0 in Richtg. Quelle verschoben
- k ist energieabhängiger Faktor
  k = 0,7 Co^{60} bis 5MV
  k = 0,6 5–15 MV
  k = 0,5 15–30 MV

Berücksichtigung Materialinhomogenitäten

Beim Durchgang von Strahlung durch Materie unterschl. Dichte ergeben sich folgende Unterschiede:

a) Strahlung wird unterschl. geschwächt & unterschl. Reichweiten
b) Erzeugung Sekundärelektronen ist bei Photonen versch. stark ausgeprägt und Richtungsverteilungen ändert sich (WW-Querschnitte verändert)

Problematisch sind insbesondere Lunge und Lufthaltigkeiten im Nasen-Rachen-Raum, sowie Knochen.

Dosisabschätzung über radiologische Tiefe Zrad

in Wasser $z = z_{rad}$
sonst $z_{rad} = (z_1)\rho_1 + z_2\rho_2 \ldots$

z_{rad} ... wasseräquivalente Gesamttiefe

$$K = \frac{TAR(d, z_{rad})}{TAR(d, z)}$$

B Kernel-basierte-Dosisberechnungsmethoden

Idee: Kombination einer analytischen Berechnung der primären Photonenwechselwirkungen mit darauf folgendem Transport und Energiedeposition durch Sekundärteilchen, durch Verwendung vorausberechneter Kernel

Kernel oder PSF (Point Spread Function)

→ beschreibt absorbierte Dosis von Photonen und Sek.-e um Wechselwirkungspunkt
→ über Monte Carlo für unendliches Wasservolumen [illegible]

→ Energiespektrum kann aus Messungen (Tiefendosiskurven) abgeleitet werden

Kernel-basierte Faltung

→ Energiedeposition im homogenen Medium kann sehr gut beschrieben werden als Faltung der Energie, die vom Primärstrahl freigesetzt wird mit Energie-Depositions-Kernel

Prinzip 1D-Faltung



$$D(s) = \iiint_V T(r-s) \cdot h(s)\, d^3s$$

$$h(r) = \frac{dE}{R \cdot dV} \Rightarrow \iiint_\infty h(r)\, dV = 1 \qquad \text{(Normierung)}$$

TERMA = Total Energy Released per Mass

- Primärphotonen-Energie-Fluenz wird berechnet über Raytracing der primären Photonen trajektorien unter Berücksichtigung aller Faktoren, die Strahlenfeld modulieren

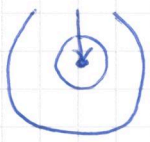
$$T_E(r) = \frac{\mu}{\rho}(E, r)\, \Psi_E(r)$$

$\frac{\mu}{\rho}(E,r)$ Massenschwächungskoeff. der primären Photonen mit Energie E

$\Psi_E(r)$ Energiefluenz der Primärphotonen

Dosis-Depositionskernel

1. Niedrige Energien



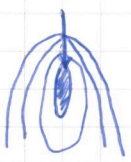
Reichweite Sekundär-e^- ist viel kleiner als mittlere freie Weglänge der Photonen

kleine Primärdosisregion (•)
kurzes Dosisaufbau
steiler Halbschatten

breite Streudosisverteilung
(hohe Dosis außerhalb Feld)

annähernd isotrope
Isokevels (viel Rückstreuung)

2. Hohe Energien



Reichweite e^- ≈ mittlere freie Weglänge der Photonen

große Primärdosisregion (•)
langer Dosisaufbau
breiter Halbschatten

schmale Streudosisverteilung
(wenig Dosis außerhalb Feld)

vorwärts gerichtete Isokevels
(wenig Rückstreuung)

Dosis-Kernel → Punkt-Kernel
→ Linien-Kernel
→ Planare-Kernel

PENCIL BEAM-KERNEL

- Strahlenfeld aufgeteilt in dünne Nadelstrahlen
- Superposition der Pencil Beam Kernel in 2D
- Addition der einzelnen Nadelstrahlen
- ! Inhomogenitätskorrektur nur in Vorwärtsrichtung

Strahldivergenz

→ Dosiskernel sollten idealerweise gekippt sein um Winkel θ entsprechend der Einfallrichtung der Photonen (vor allem off-axis Feldern) zu folgen
→ Fehler >3% für kleine SSD
große Felder
hohe Energien
→ sonst parallele Kernel akzeptabel //

CONVOLUTION-SUPERPOSITION (3D)

- Überlagerung Kernel
- gute Ergebnisse aber lange Berechnungszeit (3D-Faltung)

COLLAPSED-CONE

- Energietransport entlang diskreter Achsen entlang eines Konus
- Konsequenz: Energie, die am Punkt B' hätte deponiert werden sollen, durch Interaktion am Rand des unteren Konus in Voxel B deponiert (S.47)
- Verteilung wird mit steigender Distanz größer, aber Streuanteil sinkt mit zunehmendem Abstand
- meiste Energie wird im Zentrum des Konus abgegeben

→ angulär diskretisierter Kernel verwendet
Energiedisposition wird für jeden Winkelsektor Ω_i entsprechend dem radialen Abstand berechnet

! Inhomogenitätskorrektur in alle 3 Raumrichtungen möglich

Überblick Dosisberechnungsalgorithmen

1D-Verfahren ⇒ Manuelle Dosisberechnung
Direkteinstellung

2D-Verfahren ⇒ Pencil-Beam-Kernel

3D-Verfahren ⇒ Convolution/Superposition
Collapsed-Cone-Kernel

Volle Dosis Simulation ⇒ Monte Carlo

BRUNNEN

VL IV Monte Carlo

Um Dosis mit Bestrahlungsplanungssystem berechnen zu können braucht man neben Patientenmodell (CT)
→ Kopfmodell (Beschreibung Bestrahlungsgerät)
→ Dosisberechnungsalgorithmus (löst Transportgleichung für Strahlungstransport durch Materie)

Unterscheidung Dosisalgorithmen

Ungenauigkeit nimmt zu ↑

1) Analytische Algorithmen ~~Collapsed Cone~~ Pencil Beam
2) Faltungsalgorithmen Collapsed Cone
3) Monte Carlo Algorithmen VMC++

Berechnungsdauer nimmt zu ↓

				Fehler
Bsp	HNO-Fall	PB	30s	15%
		CC	2-3 min	5%
		MC	5-7h	<1%

! Vorteile und Nachteile
→ für homogene Gewebe reicht i.d.R. ein analytischer oder Faltungsalgorithmus aus

Vorteile MC
+ besser im Bereich inhomogener Medien (insbesondere Gewebe-Luft-Übergang)
+ bei zeitlich andauernden Situationen (VHAT) oder atembeweglichen Organen

Nachteile
- lange Berechnungsdauer
- skaliert sich mit der gewünschten Genauigkeit quadratisch und mit Voxelgröße $1/x^3$)

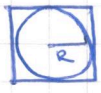
aber Rechenzeiten nähern sich immer mehr den konv. Algorithmen

Grundlagen Monte-Carlo

Monte Carlo Methode
= Stochastische Lösung einer Gleichung unter Annahme der Gültigkeit des Gesetzes der großen Zahlen

Aufgabe in unserer Klausur

Bsp. Bestimmung von Pi



Einheitskreis $A = \pi$
Quadrat $a = 2R$ drum
n Versuche $-1 \leq x \leq 1$ $-1 \leq y \leq 1$
wenn $x^2 + y^2 < 1$, Treffer im Kreis

$$\pi = 4 \cdot \frac{\text{Treffer Kreis}}{n}$$

Analog auch physikalische Fragestellungen zu lösen.
⇒ Strahlungstransport
(Für Streuung kann Wahrscheinlichkeit der Streuung, Streuwinkel und Energieverlust "gewürfelt" werden)

Dabei ist Erzeugung von Zufallszahlen von enormer Bedeutung, sonst systematisch falsches Ergebnis.

Echte Zufallszahlen
- nur mittels physikalischer Phänomene (Bsp. Radioaktiver Zerfall)

Pseudozufallszahlen
- durch vorhandene matt. Algorithmen
- Wiederholung in fester Reihenfolge
- ähnliche Verteilung wie echte Zufallszahlen

Wechselwirkungen

Photonen

Um Photonenwechselwirkungen zu berechnen benötigt man WEGLÄNGE (step length) zwischen den Wechselwirkungen sowie die darauf folgende Wechselwirkung.

Wechselwirkungen → Rayleighstreuung
→ Photoeffekt
→ Comptoneffekt
→ Paarbildung

} über kumulative Wechselwirkungs-Wahrscheinlichkeiten wird Zufallszahl für Wechselwirkung bestimmt + Richtung und Energie

Schnittweite (step length)
→ lässt sich über exponentielles Schwächungsgesetz ermitteln

$$I = I_0 e^{-\mu s}$$

I .. Intensität μ .. Schwächungskoeff. s .. Weglänge

→ Schnittweite $s = -\lambda (1 - \xi)$
λ .. mittlere freie Weglänge ξ .. Zufallszahl $[0; 1[$

→ nach Schnittweite s erfolgt dann Wechselwirkung

↯ Problem: Photonenwechselwirkung relativ selten, daher müssen für brauchbare Statistik sehr viele Photonen simuliert werden

Aber Energiedeposition über Elektronen, daher auch e⁻-Simulation notwendig.

Elektronen

Wechselwirkungen → elastische Streuung eines e⁻ am e⁻
→ Bremsstrahlenerzeugung
→ inelastische Streuung an Elektron
→ elastische Streuung an Coulombfeld des Atomkerns
→ (Kernwechselwirkungen)

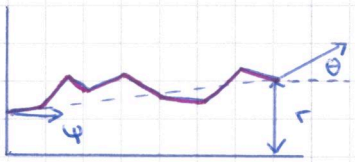
} Wahrscheinlichkeit ~ $1/W^2$ viele kleine Stöße

↯ Problem: große Zahl an WW. Durch genaue Simulation sehr gute Ergebnisse, aber hoher Zeitaufwand.
= DETAILED HISTORY oder MICROSCOPIC TECHNIQUE

für schnelles Ergebnis stattdessen CONDENSED HISTORY oder MACROSCOPIC TECHNIQUE

CONDENSED HISTORY
= Elektronenbahn wird nur in bestimmten Schrittweiten ermittelt !

→ Wechselwirkungen finden nur nach max. Schrittweite oder wenn katastrophales Ereignis statt findet (Reduktion der Teilchen auf handhabbare Zahl!)
→ innerhalb eines simulierten Schritts finden viele WW statt, die zusammengefasst werden (multiple scattering)



Beschleunigungstechniken
→ Detailwissen bzw. Genauigkeit kann im Rahmen der klinischen Anforderungen gegen Berechnungszeit aufgegeben werden

1) Varianzreduktion

Range Rejection
→ wenn Elektronenenergie zu gering ist, um nächste Geometriegrenze zu überqueren wird es sofort lokal deponiert
→ Beschleunigung der Simulation in großen Geometrien (Beschleuniger) aber Übersicht in kleinen Geometrien (Kammer)

2) Recycling
→ bis zu gewissem Grad können Teilchenschicksale erneut genutzt werden

3) Bremsstrahlsplitting
→ Photonen mit wenigen Wechselwirkungen
→ können ge'splittet' werden (mehrfach verwendet)
→ jedes 'Teil'-Photon von n erzeugten Photonen erhält ein Gewicht von 1/n

Die meisten Monte Carlo Algorithmen sind für Teilchenphysik sehr detailliert entworfen und können für Anwendung am Menschen eingeschränkt werden → Beschleunigung für kommerzielle MC-Algorithmen für Bestrahlungsplanung

4) Beschränkung der Energie
→ normal 10 keV bis 100 MeV
→ für Strahlentherapie 200 keV - 18 MeV
(! vor allem Beschränkung nach unten bringt Beschleunigung, da Teilchenschicksale früher beendet werden können)

5) Beschränkung auf menschliches Gewebe
→ Vereinfachung, dass Wechselwirkungsparameter als die von Wasser skaliert mit Gewebedichte verwendet werden kann (sehr schnelle Berechnung, da nur 1 Funktion)
↳ Nicht exakt für nicht-menschl. Gewebe wie Metalle (Protonen, Ionen)

Anwendungen

Klinisch → IMRT / VMAT
Lungenbestrahlung, Feldanschlüsse, Spezialtechniken
individuelle Endrahmen bei Elektronen
Strahlenschutzfragen

Forschung → Dosimetrie
Proof-of-Principle von neuen Techniken
Planungsstudien

Zusammenfassung

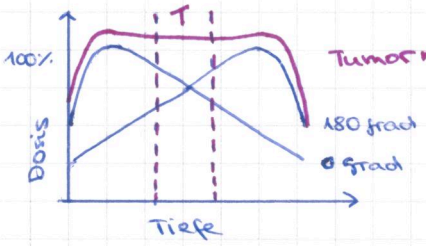
- Monte-Carlo Dosisalgorithmen haben insbesondere bei Lungenbestrahlungen Vorteile
- Algorithmen auf 2-3% genau
- simulieren physikalische Wechselwirkungen
- für medizinische Anwendungen auf menschliches Gewebe begrenzt
- mit modernen Rechnern sind Berechnungszeiten klinisch akzeptabel

VL V — Gegenfeld-Technik

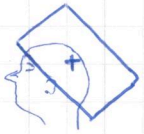
Gegenfeld-Technik — HIRN

Anwendung →
- Hüfte
- Extremitäten
- Bestrahlung Schädel bei Hirnmetastasen
  (palliative und adjuvante Strahlenbehandlg nach operativer Entfernung solitärer Hirnmetastase)
  Zielvolumen: gesamtes Großhirn, Hirnstamm und Kleinhirn

Technik
→ 2 gegenüberliegende Strahlenfelder
→ Homogenisierung der Dosis durch Beiträge der opponierenden Felder
→ relativ großer Bereich (3D) mit homogener Dosis abgedeckt
→ Voraussetzung: gleichmäßig dickes Volumen



Bestrahlung des gesamten Hirnschädels



2 Hemfelder umschließen Zielvolumen vollständig!
↳ zur Linsenschonung — Drehung des Kollimators
MLC (Div Strahlenfeld verk.)

Verschreibung 30 Gy — a) 10×3 Gy palliativ (evtl. 3×3 Gy Boost)

Planung in Oncentra Master Plan OMP

Target Definition

1) Definition / Überprüfung Konturen
   - eventuell Erstellen Patientenaußenkontur (Skin)
   - zu Beachten! durchstrahltes Material (Maske, Tisch...) muss in einer der Konturen enthalten sein, sonst keine Berücksichtigung in Berechnungsalgorithmus f. Dosis
   - Metallclips müssen nicht berücksichtigt werden

2) Referenzpunkt setzen (Point of Interest POI)

Beam Modelling

3) Definition des ersten Feldes
   - Feld benennen (1. A01 – G90)
   - Beschleuniger - Kopfmodell wählen
   - Isozentrum automatisch in Schwerpunkt des Zielvolumens legen

4) Positionierung Isozentrum
5) Kollimator - Drehung
   - Blenden zur Linsenschonung

6) Blendeneinstellung
7) MLC
8) Definition des Gegenfeldes ("opposed beam")
9) Kollimator - Drehung
10) Blendeneinstellung
11) MLC

Dose Calculation

12) Berechnung - Grid
13) Dosisberechnungsalgorithmus auswählen
    - Pencil Beam, Collapsed Cone
14) Dosisberechnung

Plan Evaluation

15) Eingabe der Verschreibung
16) Gewichtung der einzelnen Felder
17) Anpassen der Isodosis - Visualisierung zur Planevaluierg.
    - ICRU - Evaluierung
    - Isodosenverlauf 3D
    - DVH

→ Plan Optimierung

Beam Modelling

18) Definition weiteren Feldes AUSGLEICHSFELD
19) Anpassung Einstrahlwinkel (Linsenschonung)

→ 14) START bis Plan Ok ✓

VL VI Becken-Rektum-Bestrahlung

Rektumkarzinom

Rolle der Bestrahlung

→ PRÄOPERATIVE BESTRAHLUNG
- führt zu Downstaging und verminderter Zahl der Lokalrezidive
- Verbesserung Resektabilität großer Tumore
- nur bei grenzwertig operablen oder inoperablen Tumoren empfohlen

→ POSTOPERATIVE BESTRAHLUNG
- bei Klassifikation T3, T4 oder N1-N3 indiziert
- senkt Rate an Lokalrezidiven

→ SIMULTANE POSTOPERATIVE RADIOCHEMOTHERAPIE
- Standardbehandlung

→ PALLIATIVER WERT
- bei Beckenrezidiven

Prognostische Faktoren Rektum/Sigmoid

- Lymphknotenbefall
- Ausdehnung des Primärtumors

Die Überlebensrate bei distal gelegenen Tumoren ist deutlich schlechter als die von höher gelegenen. Je undifferenzierter der Tumor ist desto häufiger werden Lymphknotenmetastasen gefunden.

TOLERANZDOSIS TD

↳ stellt eine für Gewebe, Organ oder Körper möglichst nicht zu überschreitende Dosis dar, weil ansonsten mit irreparablen Schäden zu rechnen ist

Für Risikoorgane gilt

MINIMALE TOLERANZDOSIS $TD_{5/5}$
- Dosis, die bei Patientenkollektiv unter Standardbehandlung nicht mehr als 5% schwere Komplikationen innerhalb von 5 Jahren nach Behandlung hervorruft

MAXIMALE TOLERANZDOSIS $TD_{50/5}$
- Dosis, die innerhalb von 5 Jahren zu höchstens 50% schweren Komplikationen führt

Nebenwirkungen der Risikoorgane Becken

Rektum
→ akute radiogene Proktitis (D > 25 Gy)
→ Spätfolgen oberhalb 60 Gy ($TD_{5/5}$)
$TD_{50/5}$ = 80 Gy

Anus
→ Bestrahlung sollte vermieden werden
→ ab D = 25-30 Gy entzündliche Reaktionen

Haut
→ schwere Strahlenreaktion im Dammbereich bei tangentialer Bestrahlung Genitalien und Leistenfalten

Dünndarm
→ radiogene Enteritis (4-17% bei postop. RT)
→ Dünndarmstenosen

Toleranzdosen

[Gy]

Organ	$TD_{5/5}$	$TD_{50/5}$	Strahlenfolgen
Leber	30	40	Leberversagen
Dünndarm	40	55	Stenose, Perforation, Fistel
Kolon	45	55	Stenose, -11-, -11-, Ulkus
Rektum	60	80	-11-, -11-, -11-, -11-, Nekrose
Harnblase	65	80	Schrumpfung
Femurkopf	52	65	Knochennekrose

Zielvolumen

ZV. 1. Ordnung
↳ Region des Primärtumors oder postoperativ verbliebener Resttumor inkl. Sicherheitszone

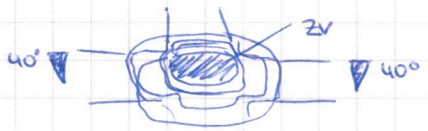
ZV 2. Ordnung
↳ umfasst Primärtumor (Tumorbett), die benachbarten Lymphknoten und Präsakralraum (Rektum)

ZV 3. Ordnung
↳ Paraaortale Lymphknoten

Bestrahlungstechniken

① 4-Felder-(Box)-Technik
→ isozentrisch, SAD 100cm SAD... source-axis-distance
→ Konformationstechnik
→ MLC entsprechend ZV1. Ordnung
→ gute Schonung außerhalb ZV, vor allem Dünndarm
→ setzt Anwendung ultraharter Röntgenstrahlung >8 MV voraus
→ seitliche Felder wichtig zur Dünndarmschonung

② 3-Felder-Technik



→ isozentrisch
→ Konformationstechnik
→ dorsales und 2 seitlich durch Keilfilter ausgeglichene Felder
→ MLC entsprechend ZV1. Ordnung
→ gute Schonung Strukturen außerhalb ZV (v.a. Dünndarm)

\+ bessere Entlastung der ventral gelegenen Strukturen als ①

③ 3-Felder-Technik
→ isozentrisch
→ 1 dorsales und 2 schräge dorsale durch Keilfilter ausgeglichene Felder im Winkel von 60-80°
→ erzeugt in Mitte Vorwölbung der Isodosen nach ventral (im Gegensatz zu ②)
→ vorteilhaft bei Infiltration Vagina oder Harnblase



→ Anpassung der Feldgrenzen mit MLC

④ Isozentrische Gegenfelder
→ möglichst nicht wählen bei 4-6 MV-Photonen
→ Schonung Dünndarm ventral nicht optimal möglich
→ Feldgrenzen mit MLC oder Abschirmblöcken

DOSIERUNGSPLAN

	Angestrebte Gesamtdosis	Höhe Einzeldosis	Gesamtbestr. Zeit
Präoperative RT	50 Gy (45 Gy auf zV. 2. Ordng.)	1,8 Gy	5,5-6 Wochen
	Parallele Chemotherapie		(OP 4-6 Wochen danach)
Postoperative RT	50 Gy	1,8 Gy	5 Wochen (zV 2. Ordnung)
	bis 60 Gy	2 Gy	1 Woche Boost (zV 1. Ordnung
	Parallele Chemotherapie		
Definitive RT	40-50 Gy	1,8 Gy	5-6 Wochen (zV 2. Ordnung)
	+10-15 Gy	2 Gy	1-2 Wochen Boost (zV. 1 Ordnung)
	oder 52 Gy	2,6 Gy 2x täglich	4 Wochen (zV 1. Ordnung)
	Simultane Radiochemotherapie umtl. günstiger!		
Palliative RT (Beckenrezidiv)	50 Gy	1,8-2 Gy	5-6 Wochen (zV 2. Ordnung)

BRUNNEN

VL VII — Brustdrüse / Thoraxwand

Bestrahlung Thoraxwand

- Dosisverteilung in der Brust wird mit Tangentialfeldern durch Keilfilter optimiert
- Orientierung Keilfilter: transversal ⇒ Optimierung der Dosisverteilung auch nur in transversale Richtung möglich
- longitudinale Dosisoptimierung durch weiteres Feld mit Keilfilter in cranio-caudaler Richtung
- durch Verwendung von Keilfiltern können Dosisinhomogenitäten auf 95-110 % begrenzt werden
- Voraussetzung 3D-Planung

Ziele Bestrahlung Mammakarzinom

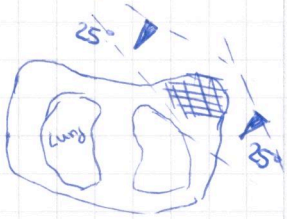
1) Homogene Dosisverteilung im Zielvolumen
2) Schonung des Mediastinum
3) Minimale Strahlenbelastung der Lunge
4) Verlässliche Dosis in den Mammaria-Interna-Lymphknoten
5) exakte Feldanpassung benachbarter Felder
6) einfache und reproduzierbare Einstellung

Technik Thoraxwand

↯ Zielvolumen mit gekrümmter Oberfläche und unregelmäßiger Dicke
↯ Lage des ZV nahe an OAR: Haut, Mamma, Lunge und Herz

⇒ Nutzung schräg einfallender, isozentrischer, tangentialer Gegenfelder mit Keilfilterkompensatoren

i.d.R 6 MV-Röntgenbremsstrahlung (abhängig BMI Patientin)



Planung - Vorgehen

1) Wahl Gantrywinkel entsprechend Tangente des ZV
2) Überkippung der Tangentialfelder um 3-4° zum Ausgleich der Divergenz des Strahlfeldes
3) Kollimatorwinkel an Lungensaum anpassen
4) max. Lungensaum 2-3 cm
5) Keilfilter entsprechend der Dicke des ZV
6) Felder an Körperoberfläche 2-3 cm öffnen, für Atembeweglichkeit
7) Eventuell Ausgleichsfeld aus einer Richtung mit um 90° gedrehtem Kollimator / Keilrichtung zur besseren Lungenschonung und Homogenisierung der Dosis

Dosisgrenzwerte

Herz (nur linker Ventrikel)	$D_{mean} \leq 3$ Gy		} 7,4 % zusätzl. Risiko für koronare Event pro Gy
Herz (komplett falls > 36 Gy)	Volumen	$V_{40\,Gy} \leq 5\,\%$ $V_{20\,Gy} \leq 10\,\%$	
mit Lymphabfluss (LAW) → $D_{mean} \leq 18$ Gy	Lunge ipsilateral	$V_{20\,Gy} \leq 25\,\%$	$D_{mean} \leq 14$ Gy
	Mamma kontralateral	Volumen	≤ 1 Gy

VL VIII IMRT

IMRT

Modulierte Strahlenfelder lassen sich durch Superposition von homogenen, irregulär geformten Teilfeldern erzeugen.
↓
Entscheidende Faktoren sind MLC Kenngrößen.
(max. Feldgröße, Lamellenanzahl -und abmessung, Beweg.-geschw. der Lamellen, Konstruktive Eigenschaften)

Applikationsmöglichkeiten

1) Step&Shoot
   → statische MLC-Position, statischer Gantrywinkel
2) Sliding Window
   → dynamische MLC-Bewegung, statischer Gantrywinkel
3) VMAT
   → dynamische MLC- und Gantrybewegung

Segmentierung

! Zahl der Segmente pro Feld definiert den Grad der Dosismodulation!

Dosisverschreibung in IMRT

IMRT-Bestrahlungsplanung ist INVERSES Problem
↳ Definition ZV-Verschreibung, Dosis-Constraints für OAR } im Vorfeld festgelegt

⇒ Ein Optimierungsalgorithmus findet dann unter gegebenen Nebenbedingungen (MLC-Spezifikation, Zahl d. Segmente...) optimale Lösung für dieses Problem.

IMRT-Optimierungsproblem ist Lagrange-Fkt

$$L = \sum_{i=1}^{n} \lambda_i F_i + \sum_{i=n+1}^{n+m} \lambda_i G_{i-n}$$

$\lambda_i \in [0;1]$
Lagrange-Koeff.
$\sum \lambda_i = 1$

F... Gesamteffekt Dosis Zielorgan $\quad F = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^{N} f(D_i)$

G... Gesamteffekt Dosis Risikoorgan $\quad G = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^{N} g(D_i)$

D_i... Dosis im Volumenelement
N... Zahl der Volumenelemente

Dosismaximierung im ZV

Optimierung der ZV-Dosis (Maximierung) läuft in der Regel über Maximierung der Tumorkontrollwahrscheinlichkeit

$$f = -\ln TCP = \exp(-\alpha D)$$

Dosiseffekte in IMRT-Planung oft in Form Äquivalent-Dosis angegeben

$$EUD = \left(\sum_{i=1}^{n} v_i (D_i)^a \right)^{1/a}$$

equivalent uniform dose

Dosisbeschränkung im Normalgewebe

↳ über Normalgewebe-Komplikationswahrscheinlichkeit (NTCP) reguliert

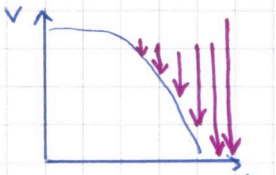
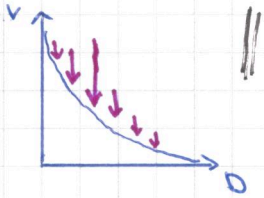
2 Arten von Normalgeweben:

SERIELLE NG → gleichen Kette, bricht ein Glied reißt ganze Kette

PARALLELE NG → gleichen Seil, wenn eine Faser reißt, bleibt grundsätzliche Funktion erhalten

⇒ Die Beeinträchtigung eines Risikoorgans hängt i.d.R von Dosisbeiträgen in entsprechenden Volumenanteilen ab. Vormalle einzelner DVH hängt vom Volumeneffekt ab.

VOLUMENEFFEKT, sagt wie viel Volumen ausgespart werden muss, um etwas mehr Freiheit in höheren Dosisbereichen zu erzielen! ‼

Serielle OAR	Parallele OAR
• geringer Volumeneffekt • ideales DVH zeigt steilen Abbruch bei Toleranzdosis • serieller Charakter	• großer Volumeneffekt • ideales DVH mit exponentiell fallendem Verlauf • paralleler Charakter
Bsp. Rückenmark	Bsp: Lunge
 Länge des Pfeilgewichts steigt mit zunehmender Dosis $g = D^k$ $g = \exp(\alpha D)$	 $g = \frac{1}{1+\left(\frac{D_0}{D}\right)^k}$ $k \geq 1$
→ Blase Rektum Hoden Hirnstamm Parotis	→ Lunge Parotis

!! Formeln klausurrelevant

Fallbeispiel Prostata-Karzinom

- Verschreibung OAR

Rektum	seriell	$k=12$	versch. Exponenten, Gewichtung aufgrund potenzieller Nebenwirkung. /Strahlenschäden
	seriell	$k=4$	
Blase	seriell	$k=8$	

Dosisgrenzwerte Prostata-Karzinom UKT

Rektum V70 ≤ 15% ; V65 ≤ 35% ; V60 ≤ 50% ; V40 ≤ 80%
D_2 ≤ verschriebene PTV-Dosis

Blase V75 ≤ 25% ; V70 ≤ 35% ; V65/60/~~50~~ < 50%

Bulbus penis V50 < 50% V60 < 10%

Hüftkopf V50 < 5%

BERNINEN

VL IX IMRT Kopf-Hals-Tumore

Zielvolumendefinition bei primären KHT IMRT
→ 3 versch. PTVs

PTV 1. Ordnung	D = 70 Gy	} Bereiche dazwischen zum Plakieren von Dosisgradienten
PTV 2. Ordnung	D = 60 Gy	
PTV 3. Ordnung	D = 54 Gy	

→ Realisierung verschiedener Dosisverschreibungen mittels
SIMULTANEOUS INTEGRATED BOOST (SIB)

Phase 1	PTV1	30 × 2,0 Gy	+ Phase 2 (Boost) 5x2 Gy
	PTV2	30 × 2,0 Gy	
	PTV3	30 × 1,8 Gy	

→ Vielzahl von Risikoorganen

Myelon (+PRV)	Unterkiefer	Auge
Hirnstamm (+PRV)	Ösophagus	Sehnerv
Parotis	Plexus	Chiasma
Larynx	Lunge	Linse ...
Mundhöhle	Hirn	

Für Berücksichtigung von Positionierungsungenauigkeiten müssen bei sehr sensiblen Risikoorganen PRVs (PLANNING RISK VOLUMES) berücksichtigt werden (Myelon, Hirnstamm, evtl. Sehnerv)

↳ bei Überschneidungen der OAR mit PTV
a) biologische Komplikationsmodelle (seriell, parallel)
b) DVH-Constraints angepasst

Biologische Modelle für Risikoorgane bei KHT

Myelon	→ seriell	k = 14	D = 30
PRV Myelon	→ seriell	k = 14	D = 35
Hirnstamm	→ seriell	k = 14	D = 38
Hirnstamm PRV	→ seriell	k = 14	D = 42

Hirn Dmax = 54

Parotis	→ seriell	k = 1	D = 26
	parallel	k = 3	D = 22
Lunge	→ seriell	k = 1	D = 20
	parallel	k = 3	D = 20

(Plexus, Larynx, Ösophagussphinkter, Innenohr, Chiasma
Sehnerv, Auge auch seriell verschieben)

JSRUNNER

Kupferschläger NUK

Verteilung radioaktiver Stoffe im Körper

1) BIODISTRIBUTION: zeitl. und örtliche Veränderung der Verteilung infolge biologischer Prozesse
2) BIOKINETIK: nur zeitl. Änderungen

Aktivitätsmessung

1) Messsonde
   - einfache Kalibrierung → Aktivität
   - nur Biokinetik möglich, Einfluss benachbarter Organe nicht bekannt (Blut, Speicheldrüsen)
2) Planare Szintigraphie
   - Biodistribution über ganzen Körper
   - Schwächungskorrektur (SK) nicht möglich
3) SPECT
   - Biodistribution + SK für 1 FOV
   - zeitaufwendig bei mehreren FOV (30 min / FOV)
4) PET
   - Methode der Wahl (Biodistr. + SK ganzer Körper)
   - zu teuer

Quantifizierung bei planarer Szintigraphie

Vergleichsstandard
→ Akquisition einer Standardquelle mit bekannter Aktivität

"Conjugate Counting"
→ Messung von ant und post
→ geometrisches Mittel
→ nur bei Punktquelle im homogenen Medium
→ Initialmessung (direkt nach Verabreichung)

Der absorbierter Bruchteil emittierter Strahlung

Quellvolumen σ → Zielvolumen τ

$$\varphi(t \leftarrow \sigma) = \frac{E_{\tau,\text{absorbiert}}}{E_{\sigma,\text{total emittiert}}}$$

Bsp. reiner β-Strahler, Anreicherung nur in Leber

φ(Leber ← Leber) = 1

φ(andere Organe ← Leber) = 0

reiner γ-Strahler, +II- in Leber

φ(Leber ← Leber) = 0,16

φ(Hirn ← Leber) = 0,00062

OLINDA = Organ Level Internal Dose Assessment

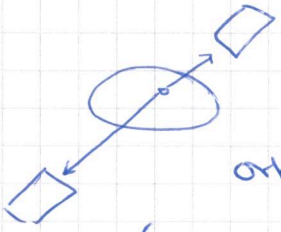
Wechselwirkung · Schwächung

SPECT



orbabhängig!

PET



orbunabhäng.

(hochauflösend/hochempfindlich)

Schwächungskorrektur SPECT
→ Voraussetzung: Kenntnis μ-Map (Schwächungskarte)
(Bildmatrizen der linearen Schwächungskoeff. für entspr. Energie)
→ Korrektur (nicht analytisch)
Berechnung der Schwächungsfaktoren f für alle Bildpunkte und Projektionen
alternativ Chang Verfahren

Schwächungskorrektur PET
→ Voraussz. Kenntnis μ-Map für 511keV

Wechselwirkungen: Streuung außerhalb des Körpers
- bei hohen Energien und NaI-Detektoren
Streuung im Detektor: Entstehung mehrerer Lichtkegel
→ geometrische Verzerrung, Nichtlinearitäten
Streuung am Kollimator: gesamter Detektor wird zur Trefferfläche
→ Abstandsabhängigkeit der Systemempfindlichkeit

Auflösung (PSF)



Korrektur ⇒ Berechnung der PSF aller Bildpunkte
Iterative Dekonvolution im Postprocessing
(Artefakte Gibbs-Oszillationen)

Vorgehensweise Dosimetrie

Schritt 1: Akquisition
→ intratherapeutisch
mind. 2 GK-Messungen
plus Initialmessung direkt nach Applikation
(mitlaufende Standardaktivität
oder min 2 SPECT/CTs)

2D
→ ROIs ant+post
GK
Hintergrund, Standard } Mittelwert / Total Counts
+ Leber, Tumor

→ Erzeugung TACs + Dosisermittlung

BRUNNEN

BESTRAHLUNGSPLANUNG (RT I)

4.5.17

Def Energie
40 DNS - Doppelstrangbrüche / Gy

Output Faktor (für Phantomscatter) → größer für große Felder
$\frac{D}{OF}$ = 1 Gy in SSD 100 etc

Bestrahlungsplanung KRU83

18.5.17

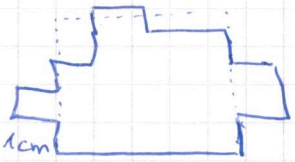
→ ICRU83 UniBib?
→ Mediane Dosis ≠ Mittlere Dosis !

1D-Dosisberechnung
→ Punktdosisabschätzung, klinisch Direkteinstellung !
(→ Fersensporn)

! S22

Irreguläre Felder
→ Flächeninhalt abschätzen, auf quadr. Kantenlänge umrechnen

Bsp.



15 MV
Leafbreite 1cm
D = 2 Gy
Gewebetiefe 10cm
isozentrische Gegenfeldbestrahlung

ME / Feld gesucht?

Korrektur → Feldgröße
→ Tiefe
→ Abstand

(1) Feldgröße 4x5 cm → Tabelle (Tiefe korrigiert)

$H(4{,}5 \times 4{,}5\,cm^2, d = 10\,cm, d = 100\,cm, 1\,Gy) = 110\,ME$

(2) Korrektur Abstand Tabelle FHA = 100 cm + d = 10 cm = 110 cm
↳ Patient isozentrisch Gesamtabstand 100 cm zum Messpunkt FHA = 90 cm + 10 cm Tiefe

$H(A, z = 10\,cm, d = 90\,cm, 1\,Gy) = \frac{100^2}{110^2} \cdot 110\,ME = 0{,}83 \cdot 110\,ME = 91{,}3\,ME$

⇒ aus beiden Richtungen 91,3 ME

Radiologische Tiefe
→ wasseräquivalente Tiefe

Terma = Flusszerteilung
Kernelform energieabhängig

Bestrahlungsplanung - Monte Carlo Dosisberechnung

01.06.

Nachteil MC
- Berechnungsdauer stochastisch mit gewünschter -"- S.M

Bestimmung π

$A_K = \pi R^2$
$A_Q = (2R)^2 = 4R^2$

$\frac{n}{\text{Treffer}} = \frac{4R^2}{\pi R^2}$ $\quad \pi = \frac{4 \cdot \text{Treffer}}{n}$

⇒ für MonteCarlo muss Gesetzmäßigkeit der großen Zahlen erfüllt sein

Bestrahlungsplanung 13.07.17

→ KLAUSUR 8^{30} Uhr am 27.07

Step&Shoot
- keine gegenüberliegenden Einstrahlwinkel (directly opposing beams)
- ungerade Anzahl an Einstrahlw.
- für absolute Schonung eher keine VMAT, weil durch dynamische Technik gewisser Fluenzbeitrag aus jeder Richtung über gesamtes target volume appliziert wird (Vorteil für step&shoot)

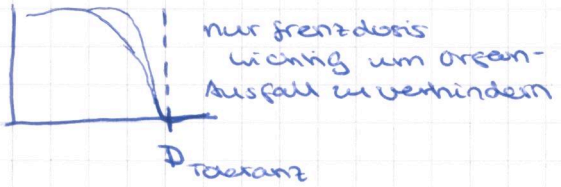
EUD → equivalent uniform dose
(mittlere Dosis mit gleichem Effekt)

Bsp. Volumen 95% 60 Gy
5% 30 Gy (durch starken Dosisabfall)

↳ mittlere Dosis würde Gesamtwirkung überschätzen, daher EUD um mittlere Dosis mit gleicher Wirkung (Zell Kill) abzuschätzen

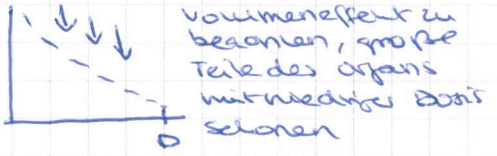
Dosisbeschränkung im Normalgewebe
a) Serielle NG (Maximaldosisansatz)
Bsp. Myelon, Blase, Rektum, Hirnstamm (Perfusion)
b) Parallele NG
Bsp. Lunge

DVH serielles Organ



→ mit zunehmender Dosis, desto stärker wird Dosis einzuschränkt
→ Verhindern einer Überschreitung der für das Organ fatalen Maximaldosis

Paralleles Organ



→ mittlerer Dosisbereich für großes Volumen soll gedeckt werden
→ minimale Volumina mit Toleranzüberschreitung führt nur zu partiellem Ausfall, nicht zur kompletten Schädigung

Fallbeispiel
→ Prostata
→ Risikoorgane

		k
Rektum	seriell	12
	seriell	4
Blase	seriell	8

BRUNNEN