



# **Dosimetrische Grundlagen der Brachytherapie**

**Dr. Roberto Mini**

## Afterloading-Geräte



## Hilfsmittel zur Qualitätssicherung



GammaMed 2-Channel Exchange Container



## Sicherheitskonzept



## Kenndosisleistung

Die Kenndosisleistung einer Gammaquelle ist die Kufkermaleistung in 1 m Abstand von der Quelle. Für Brachytherapiequellen ist diese sehr klein, weshalb bei deren direkten Bestimmung anhand von Luftmessungen speziell auf möglichen Einflüsse durch Streustrahlungen zu achten ist.

Calibration Track Stand  
for Air Kerma Rate Determination

## Messung der Kenndosisleistung



## Bestimmung der Kenndosisleistung

Luftkermaleistung

$$\dot{K}_{a,100} = \frac{\Delta E_{tr}}{\Delta m}$$

$$\dot{K}_{a,100} = k \cdot (r_m / r_o)^2 \cdot f_s \cdot N_k \cdot M$$

mit

M:

Anzeige

$N_k$ :

Kalibrierfaktor in Luftkerma

$r_m$ :

Messabstand

$r_o$ :

Bezugsabstand ( $r_o = 1 \text{ m}$ )

$f_s$ :

Korr.-Faktor für WW in Luft  
(Brachytherapie  $f_s = 1$ )

k:

and. Korr.-Faktoren

- Luftdruck, Temperatur

- Sättigung

- Polaritätseffekt usw.



## Bestimmung der Kenndosisleistung

**Luftkermaleistung**

$$\dot{K}_{a,100} = \frac{\Delta E_{tr}}{\Delta m}$$

$$\dot{K}_{a,100} = k \cdot (r_m / r_o)^2 \cdot f_s \cdot N_k \cdot M$$

**falls Kammern in Wasser-Energiedosis kalibriert sind:**

$$\dot{K}_{a,100} = k \cdot (r_m / r_o)^2 \cdot f_s \cdot N_D \cdot t_{a/w} \cdot k_{w \rightarrow a} \cdot M$$

mit

$N_D$	:	Kalibrierfaktor in Wasser-Energiedosis
$t_{a/w}$	:	Verhältnis der Absorptionskoeffizienten (Luft/Wasser 1/1,11)
$k_{a \rightarrow w}$	:	Korr.-Faktor für Umgebungsmat. ( $\approx 1$ )



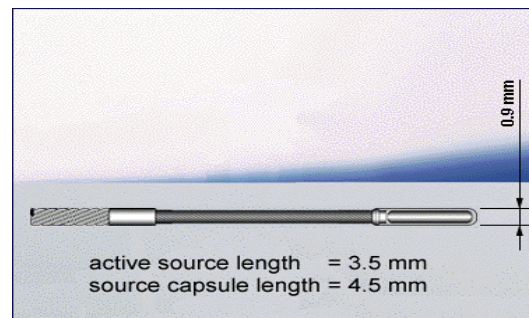
## Kenndosisleistung

Will man die Kenndosisleistung anhand der Quellenaktivität und der Gammadosiskonstanten bestimmen ist nicht die effektive sondern die „scheinbare“ Aktivität zu verwenden, die sich nach Abzug des Intensitätsverlustes durch die Quellenummantelung ergibt.

## Berücksichtigung der Absorption in der Strahlerwand

$$\dot{K}_{air}^s(t_0) = \dot{K}_{air}(t_0) \cdot e^{-\mu x}$$

mit  $\mu$  als linearer Schwächungskoeffizient;  
für Pt oder Ir:  $\mu = \text{ca. } 4.45 \text{ cm}^{-1}$



## Bestimmung der scheinbaren Aktivität

$$A = \frac{\dot{K}_{a,100} \cdot r^2}{\Gamma_k} \quad \Gamma_k = 0.11 \text{ mGyh}^{-1} \text{ GBq}^{-1} \text{ m}^2$$

$$A = \frac{\dot{J} \cdot r^2}{\Gamma_J} \quad \Gamma_J = 0.466 \text{ Rh}^{-1} \text{ Ci}^{-1} \text{ m}^2$$

Merke:

$$\dot{K}_a = \dot{J}(W/e)(1-g)^{-1}$$

mit

$$W/e: \quad 33.97 \text{ J/C} = 8.77 \text{ mGy/R}$$

$$g: \quad \text{Bremsstrahlungsverluste} < 1 \text{ o/oo}$$



## Gamma-Dosisleistungskonstanten

Für Gamm-Strahler kann die Ortsdosisleistung im Abstand  $r$  von der Strahlenquelle auf einfache Weise aus der Aktivität des Strahlers berechnet werden. Gilt das Abstandsquadratgesetz für die Ausbreitung der Strahlungsintensität und findet zwischen Messpunkt und Strahler keine Absorption oder Streuung statt, kann die Kermaleistung mit Hilfe der Dosisleistungskonstanten  $\Gamma_\delta$  und der Aktivität  $A$  berechnet werden.

$$\overset{\circ}{K}_\delta(r) = \Gamma_\delta \cdot \frac{A}{r^2}$$

$$\Gamma_\delta = \frac{1}{4\pi} \cdot \frac{\mu_{tr}}{\rho} \cdot E_\gamma$$

$$\Gamma_\delta = \frac{1}{4\pi} \cdot \sum_i w_i \left( \frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)_i \cdot E_i$$



## Gamma-Dosisleistungskonstanten

Radionuklid	$\Gamma$ (mGy·m <sup>2</sup> ·h <sup>-1</sup> ·GBq <sup>-1</sup> )
<sup>22</sup> Na	0.281
<sup>57</sup> Co	0.0133
<sup>60</sup> Co	0.307
<sup>99</sup> Mo	0.0341
<sup>99m</sup> Tc	0.0141
<sup>131</sup> I	0.0518
<sup>133</sup> Xe	0.0121
<sup>137</sup> Cs*	0.0768
<sup>192</sup> Ir	0.109
<sup>198</sup> Au	0.0548
<sup>226</sup> Ra**	0.197
<sup>241</sup> Am	0.00576

## Überprüfung der Kenndosisleistung

Afterloading Phantom

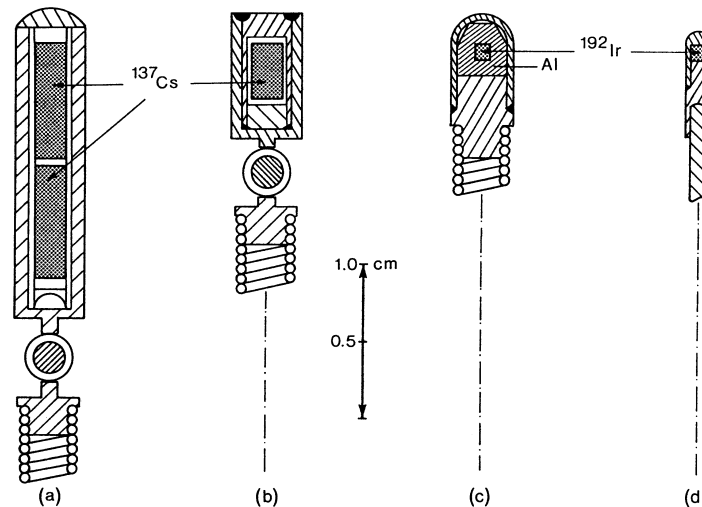


Well Chamber and Electrometer  
for Source Calibration



## Dosimetrie bei inkorporierten Gammaquellen

Die in der Brachytherapie verwendeten geschlossenen Quellen sind meist punktförmig oder lassen sich in eine Menge von fast punktförmigen Teilquellen zerlegen.



Verschiedene Bauformen kommerzieller Afterloadingquellen für die medizinische Verwendung, (a):  $^{137}\text{Cs}$ -Sulfat-Quelle (Aktivität 74 GBq = 2 Ci), doppelt in Edelstahl gekapselt. (b): Wie (a), (11 GBq = 300 mCi). (c): Gynäkologische  $^{192}\text{Ir}$ -Quelle (max. 444 GBq = 12 Ci), eingebettet in Al, Kapselung Edelstahl. (d): Kompakte  $^{192}\text{Ir}$ -Spickquelle mit einfacher Stahlkapselung (max. 8 Ci, 300 GBq). Die Quellen (a)-(c) sind an federnden Wellen aus Stahl befestigt, Quelle (d) wird von einem hochflexiblen geflochtenen Stahldraht geführt.

## Dosimetrie bei inkorporierten Gammaquellen

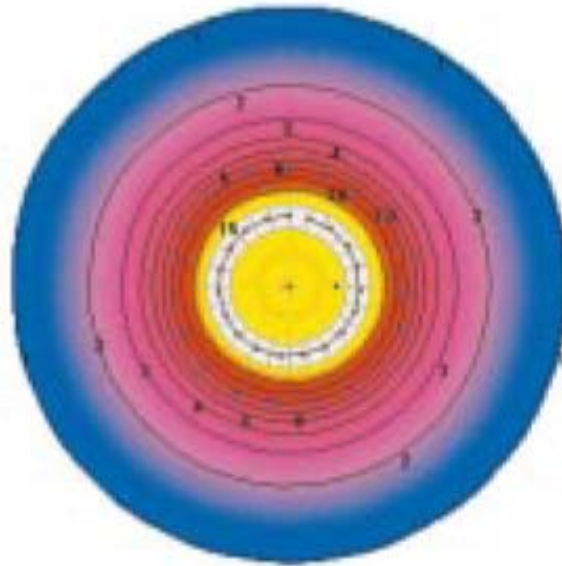
Da die Quellen der Brachytherapie geschlossene Quellen von endlicher Ausdehnung sind, müssen bei der rechnerischen Bestimmung der Kenndosisleistung und damit der effektiven Gammasdosiskonstanten bzw der scheinbaren Aktivität folgende Einflüsse mitberücksichtigt werden:

- **Abstandsquadratgesetz (Punktquelle oder Linienintegral),**
- **endliches Volumen der Quelle (Abweichungen von der Punktgeometrie), Selbstabsorption und Streuung in der Quelle,**
- **Absorption und Streuung in Quellenkapsel und Halterung,**
- **Absorption und Streuung in den Applikatoren,**
- **Absorption und Streuung im Gewebe oder Phantom.**



## Dosimetrie bei inkorporierten Gammaquellen

Die resultierende **Dosisverteilung** in der näheren Umgebung einer **punktförmigen Gammaquelle** ist weitgehend durch das **Abstandsquadratgesetz** (Divergenz der Strahlenausbreitung) bestimmt. Die Absorption der Strahlung durch das Gewebe spielt dem gegenüber eine relativ kleine Rolle.



## Dosisberechnung bei einer punktförmigen Gammaquelle

$$\frac{d}{dt}D_m(r) = \dot{D}_m(r) = \dot{K}_{air} \cdot \left[ \frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right]_{air}^{tissue} \cdot \frac{1}{r^2} \cdot \varphi(r) \quad (1)$$

$$\dot{K}_{air}(t) = \dot{K}_{air}(t_0) \cdot e^{-\frac{t \ln 2}{T}} \quad (2)$$

mit	$D_m$	-	Absorbierte Dosis am Aufpunkt
	$\dot{K}_{air}$	-	Luftkermaleistung im Referenzabstand
	$\left[ \frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right]_{air}^{tissue}$	-	Verhältniss der Massen-Energie-absorptionskoeffizienten von Gewebe zu Luft
	$r$	-	Abstand des Aufpunktes zum Quellort
	$\varphi(r)$	-	Einfluß von Streuung und Absorption
	$T$	-	Halbwertszeit des verwendeten Nuklids
	$t_0$	-	Ausgangszeitpunkt
	$t$	-	Zeitdifferenz zum Ausgangszeitpunkt

## Dosisberechnung bei einer punktförmigen Gammaquelle

- bei konstanter Dosisleistung

$$D_m(r, t) = \dot{K}_{air}(t_0) \cdot \left[ \frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right]_{air}^{tissue} \cdot \frac{1}{r^2} \cdot \varphi(r) \cdot t$$

- bei abklingender Dosisleistung

$$D_m(r, t) = \int_0^t \dot{K}_{air}(\tau) \cdot \left[ \frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right]_{air}^{tissue} \cdot \frac{1}{r^2} \cdot \varphi(r) \cdot d\tau$$

$$D_m(r, t) = \dot{K}_{air}(t_0) \cdot \left[ \frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right]_{air}^{tissue} \cdot \frac{1}{r^2} \cdot \varphi(r) \cdot \int_0^t e^{-\frac{\tau \ln 2}{T}} \cdot d\tau$$

$$D_m(r, t) = \dot{K}_{air}(t_0) \cdot \left[ \frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right]_{air}^{tissue} \cdot \frac{1}{r^2} \cdot \varphi(r) \cdot \frac{T}{\ln 2} \cdot \left[ 1 - e^{-\frac{t \ln 2}{T}} \right]$$



## Dosisberechnung bei einer punktförmigen Gammaquelle

- bei permanenten Quellen-Implantaten

$$D_m^\infty(r, t) = \dot{K}_{air}(t_0) \cdot \left[ \frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right]_{air}^{tissue} \cdot \frac{1}{r^2} \cdot \varphi(r) \cdot \frac{T}{\ln 2}$$

$$D_m^t(r) = D_m^\infty(r) \cdot \left[ 1 - e^{-\frac{t \ln 2}{T}} \right]$$

- applizierte Teildosis

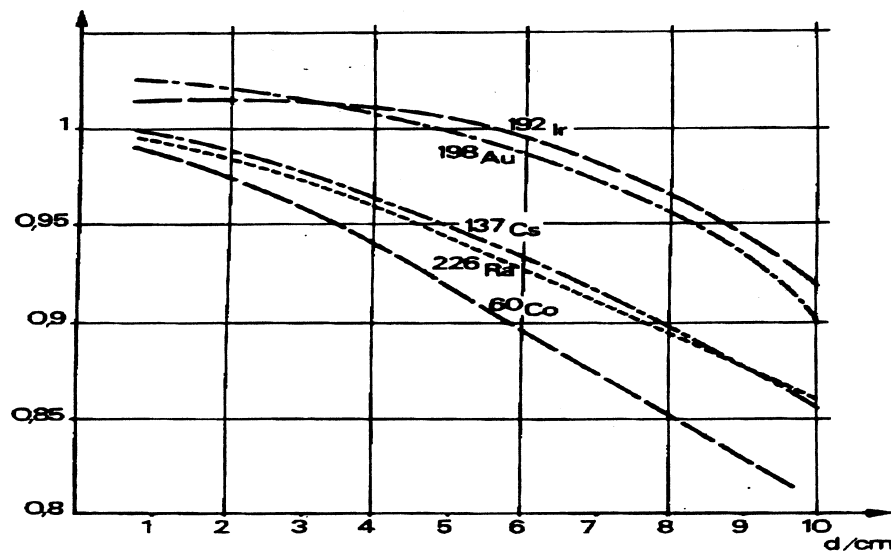
nach T	50%
2T	75%
3T	87%
6.6T	99%



# Dosisberechnung bei einer punktförmigen Gammaquelle

-Berücksichtigung der Absorption im Gewebe

$$\varphi(r) = \frac{\dot{D}_m(\text{Gewebe})}{\dot{D}_m(\text{Luft})}$$



## Dosisberechnung bei einer punktförmigen Gammaquelle -Berücksichtigung der Absorption im Gewebe

$$\varphi(r) = \frac{\dot{D}_m(\text{Gewebe})}{\dot{D}_m(\text{Luft})}$$

- Approximation anhand von Polynomen

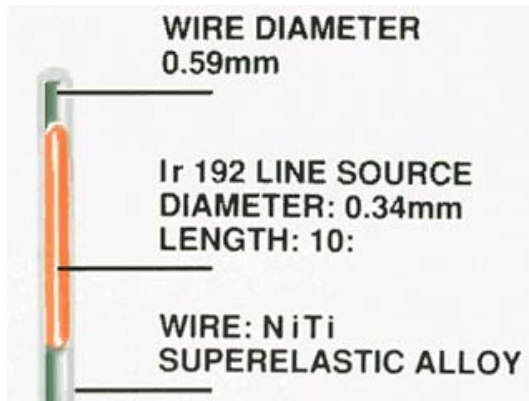
$$\varphi(r) = a_0 + a_1 * r + a_3 * r^2 + a_4 * r^3$$

Nuklid	Material	Polynomkoeffizienten				Autoren
		$a_0$	$a_1$	$a_3$	$a_4$	
192-Ir	H <sub>2</sub> O	1.0128	5.019E-3	-1.178E-3	-2.008E-5	Meisberger
	H <sub>2</sub> O	1.0380	1.862E-3	-1.300E-3	1.865E-5	Krieger 3
	Polystyrol*	0.9970	0.840E-2	1.136E-1	-2.140E-4	Kneschaurek
137-Cs	H <sub>2</sub> O	1.0091	-9.015E-3	-3.459E-4	-2.817E-5	Meisberger
60-Co	H <sub>2</sub> O	0.9942	-5.318E-3	-2.610E-3	1.327E-4	Meisberger

Polynomkoeffizienten für die radialen Tiefendosiskurven von Afterloadingstrahlern im Phantom (nach Gl. 6.16, \*: zusätzliches Exponentialglied  $e^{-\mu r}$  mit  $\mu = 0.113 \text{ cm}^{-1}$ ).



## Verwendung von bewegten Punktquellen



VariSource line source geometry



Point dose system, note scalloped effect



### Source Step Viewer

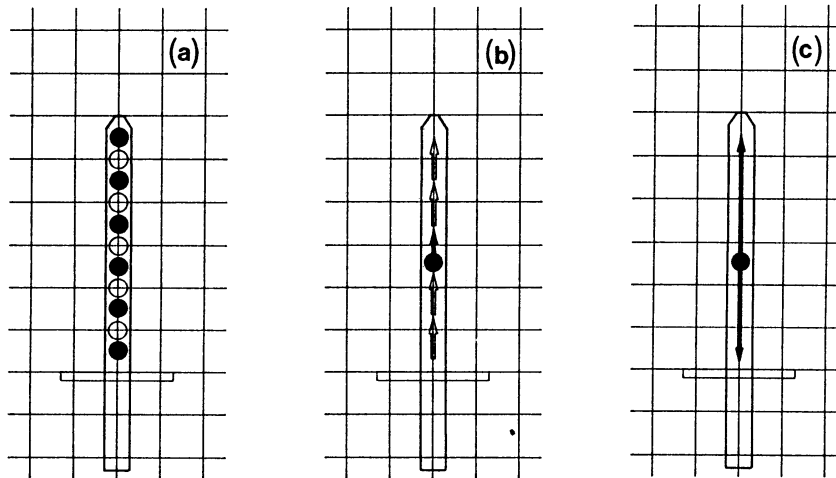
**Features:**

- daily quality assurance tests are performed quickly and easily with the source step viewer
- source step viewer clear plastic view chamber permits visualization of the source stepping distances and stopping times for quality assurance testing



## Dosimetrie bei inkorporierten Gammaquellen

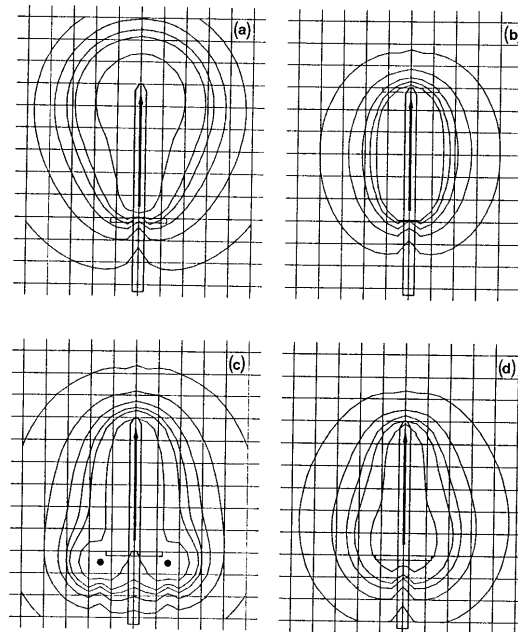
Die gewünschten Dosisverteilungen werden in der Regel entweder mit mehreren Punktquellen oder mit einer einzigen Punktquelle die bewegt wird erzeugt.



Mehr- und Einzelquellenmethoden beim Afterloading, (a): Mehrquellenmethode (abwechselnd aktive und inaktive Elemente, 60-Co-Perlen), (b): schrittweise Bewegung einer Einzelquelle, (c): oszillierende Einzelquelle (der Pfeil entspricht der Bewegungsamplitude = aktive Länge).

## Dosimetrie bei inkorporierten Gammaquellen

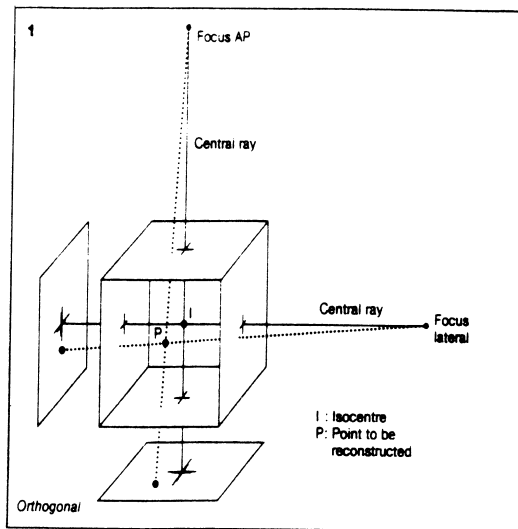
Die Dosimetrie ist normalerweise Applikatorbezogen und interessiert hauptsächlich im quellennahen Bereich



Durch Bewegung einer einzelnen  $^{192}\text{Ir}$ -Punktquelle erzeugte intrakavitäre und interstitielle Dosisleistungsverteilungen. (a): Lineare Bewegung mit Haltezeit an der Applikatorspitze. (b): Lineare Bewegung (Pfeil = aktive Länge). (c): 3-Quellen-Technik für Collumbehandlung (zwei ruhende, eine bewegliche Quelle). (d): Lineare Bewegung mit Haltezeit im unteren Umkehrpunkt. Die Isodosen sind von außen nach innen für (a) und (c): 20%, 40%, 60%, 80%, 100%, 150%, für (b) und (d): 20%, 40%, 60%, 80%, 100%.

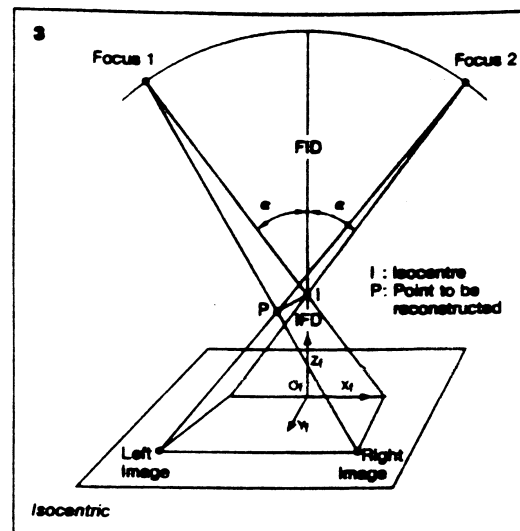
# Brachytherapieplanung

Um die resultierende räumliche Dosisverteilung in berechnen zu können, müssen die räumlichen Verläufe der Quellen bzw. der Quellenbewegungen genau bestimmt werden. Dies geschieht anhand von orthogonalen oder stereotaktischen Röntgenaufnahmen der implantierten Applikatoren bzw. Markern.



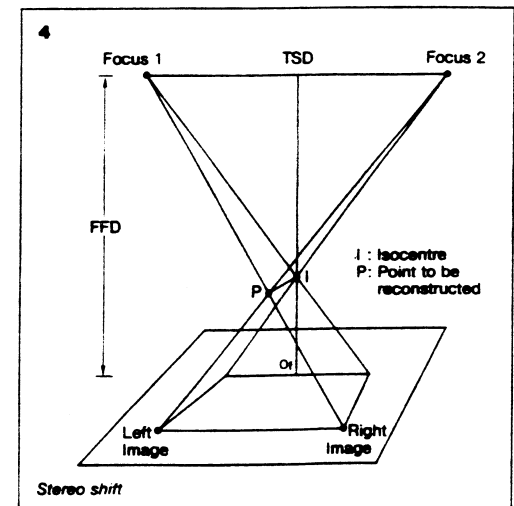
Parameters to be noted are:

- Focus to film distance of AP and lateral radiographs
- Focus to isocentre distance of AP and lateral radiographs



Parameters to be noted are:

- $\alpha$  = reconstruction angle
- FID = focus to isocentre distance
- IFD = isocentre to film distance

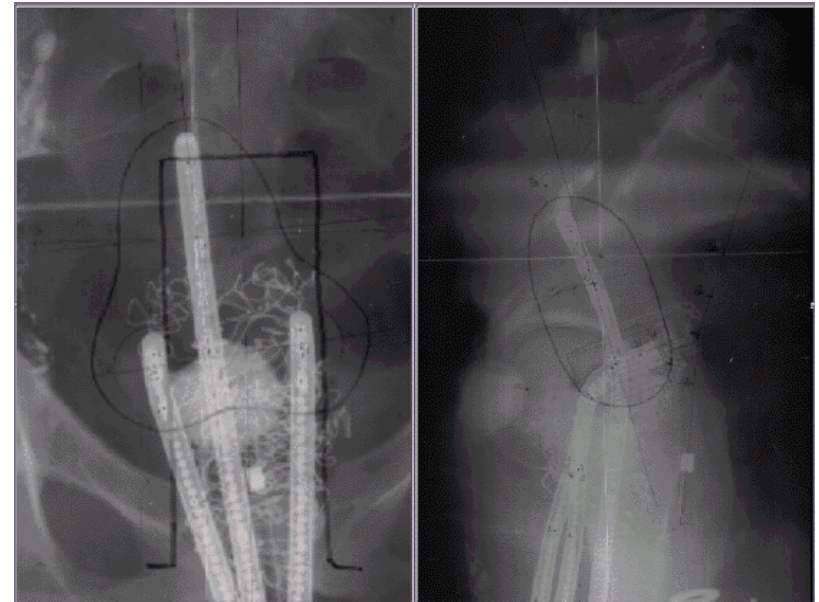
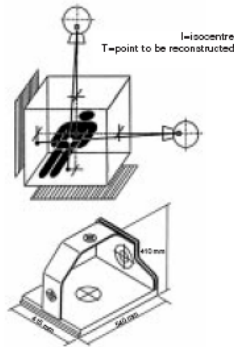
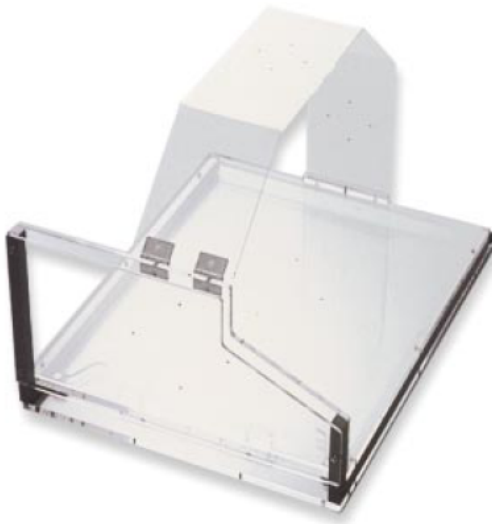


Parameters to be noted are:

- TSD = tube shift distance
- FFD = focus-to-film distance
- Distance from radiograph to corresponding face of the reconstruction device
- Central ray direction for each radiograph relative to patient

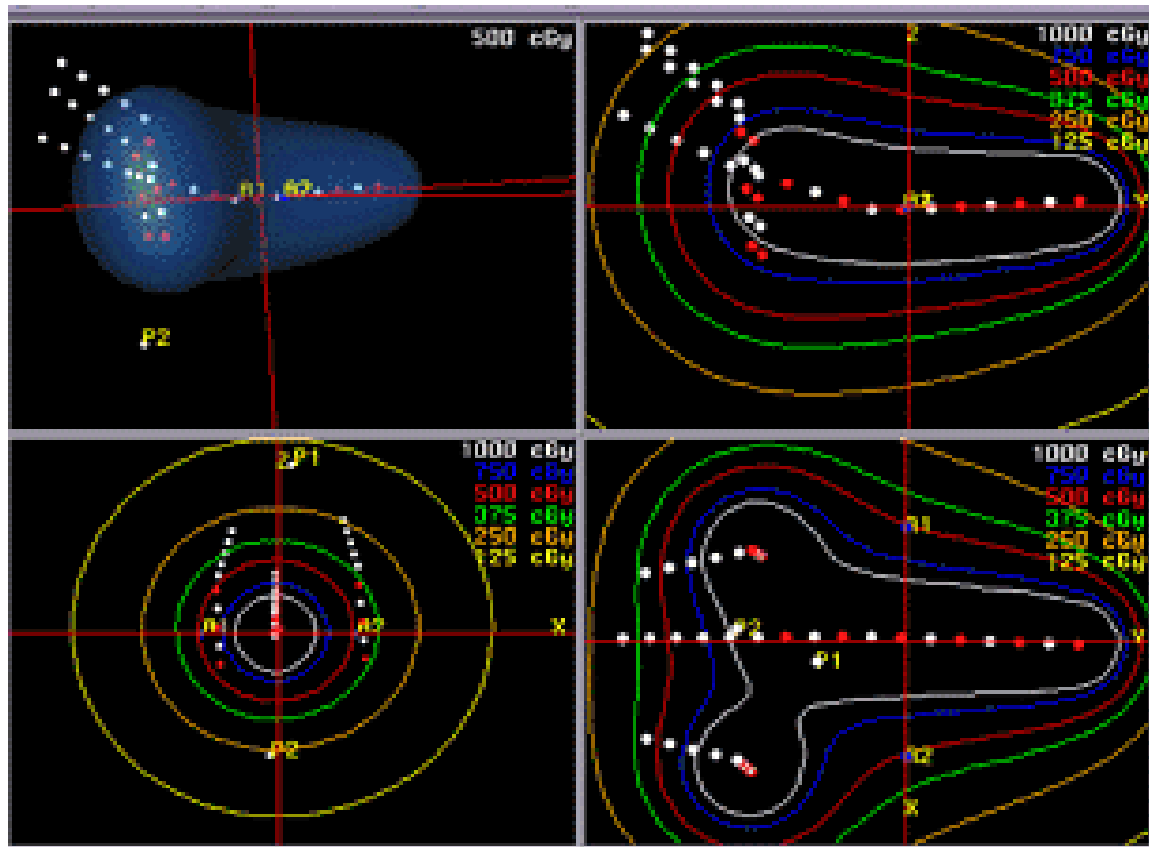
## Bestimmung der Quellenpositionen

Supportive Positioning Device

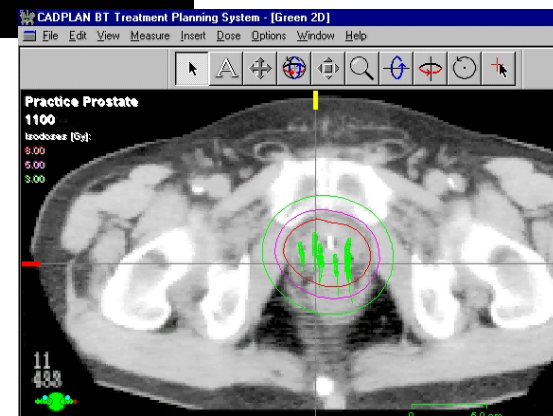
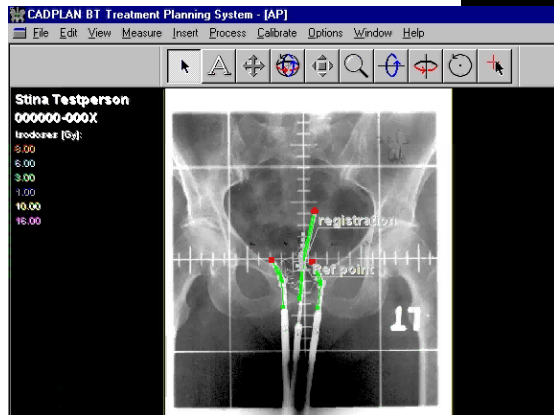
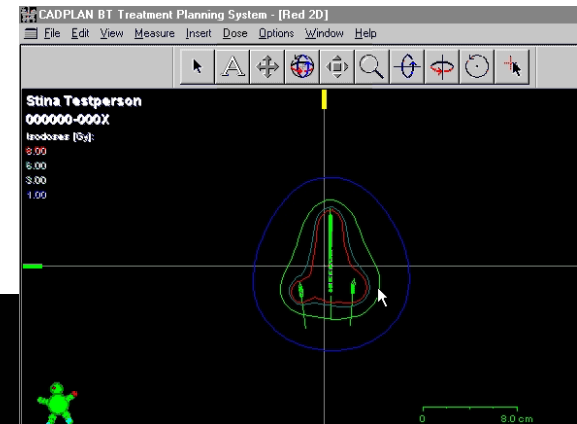
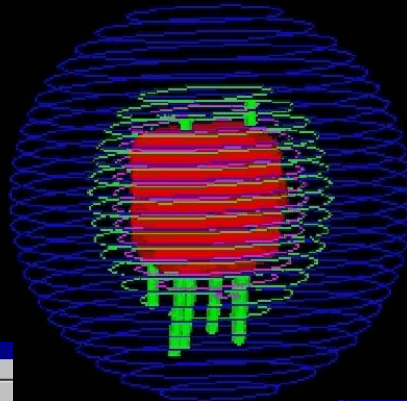
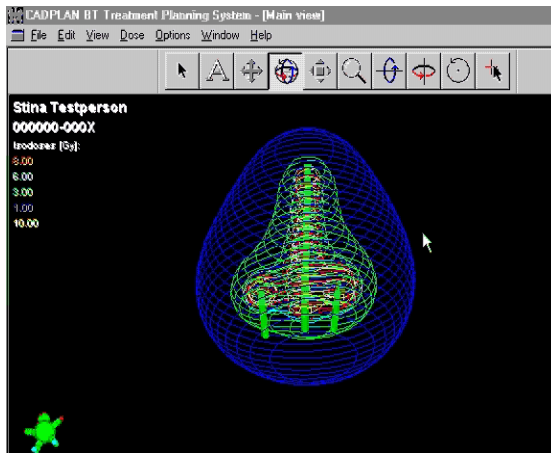


## Optimierung der Dosisverteilung

### Wahl der optimalen lokalen Expositionszeiten

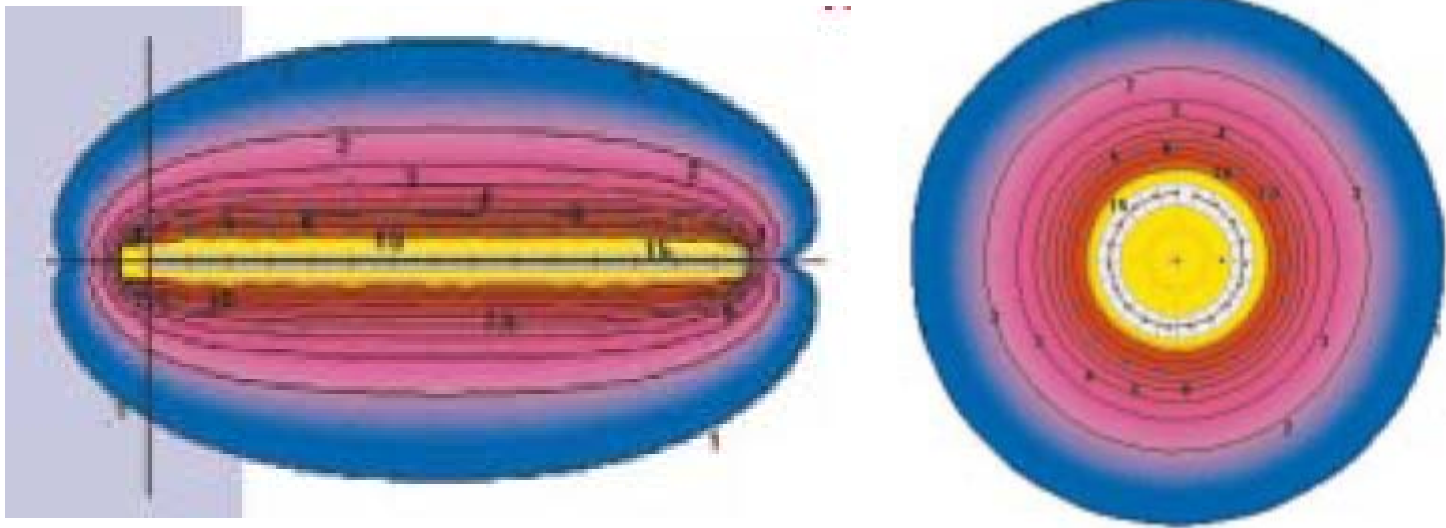


## Therapieplanung



## Optimierung der Dosisverteilungen

### Therapeutische Bezugsdosis



## Optimierung der Dosisverteilungen

### Paris-System

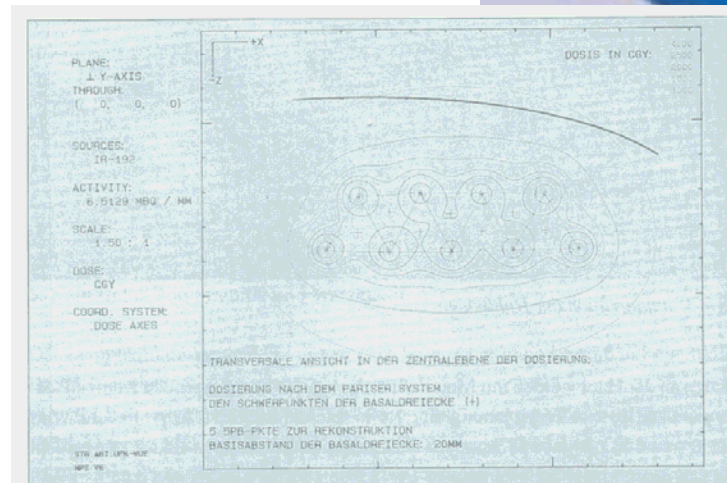


Abb. 2: Dosisverteilung im Zielvolumen in der Ebene senkrecht zur Längsachse der Nadeln. Die 20-Gy-Isodose umschließt als erste das Implantat.

## Überprüfung der berechneten Gewebedosen

### In-Air Source Calibration Jig

$$D_m(r, t) = \dot{K}_{air}(t_0) \cdot \left[ \frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right]_{air}^{tissue} \cdot \frac{1}{r^2} \cdot \varphi(r) \cdot t$$



- designed for use whenever there is a requirement to perform a source calibration under conditions of minimum scatter
- facilitates a rigid and accurate setup of the ion chamber (which is not supplied as part of this Jig) with respect to the source, while providing conditions of minimum scatter
- allows the chamber to be set at distances of 100 mm, 150 mm and 200 mm from either side of the source
- use of multiple distances allows any set-up errors to be minimized



# **Dosimetrische Grundlagen der Brachytherapie**