

BRAKİTERAPİDE DOZ HESAPLAMASI

Dr. Fiz. Nezahat OLACAK

E.Ü. Tıp Fakültesi

Radyasyon Onkolojisi AD.

HDR- Ir¹⁹² kaynağı

- Beta ışıması ve elektron yakalamasıyla Pt¹⁹² (platin) (%95.6) ve Os¹⁹² (osmiyum) (%4.4)'ye bozunur.

- Ir¹⁹² platinum stabil izotopunu oluşturmak üzere beta ve gamma ışınları yayar.

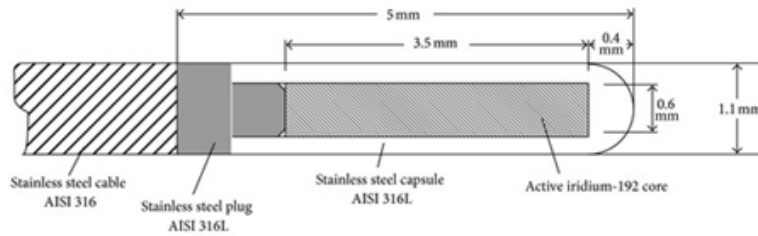


- Gamma ışınlarının ortalama enerjisi 380 keV, beta taneciklerinin enerjisi 530-670 keV

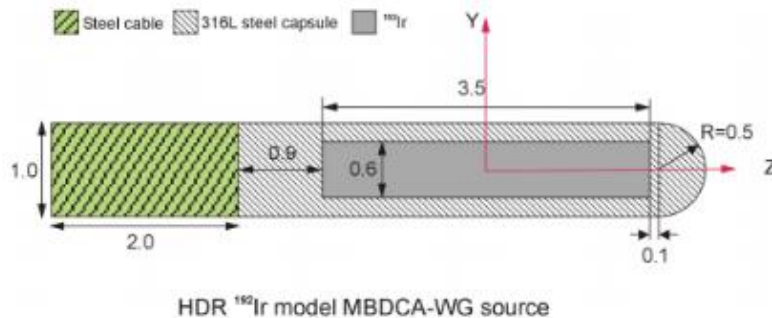
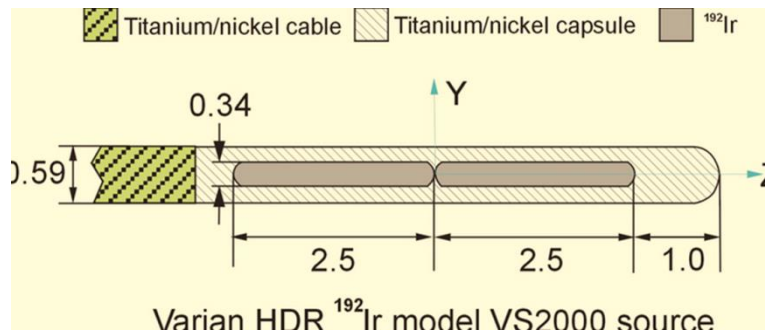
- Aktivite: ~ 10 Ci
- Yarım Hayat: 73.83 gün
- HVL, doku için 6 cm, kurşun için 2.5 mm'dir.

TABLE I. Dimensions (mm) of the HDR ^{192}Ir source models in the joint AAPM ESTRO Report 229 (Ref. 43) and of the generic source. Commercial source models are ordered as active and total length decreases.

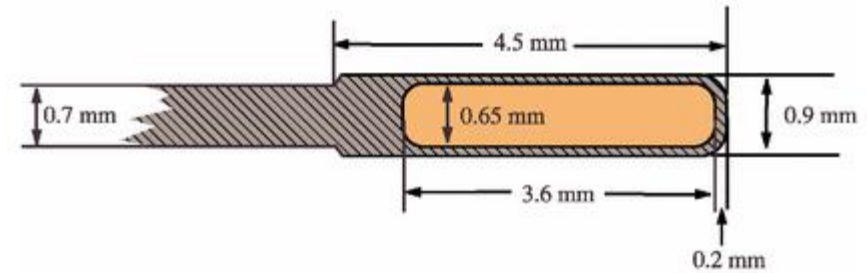
Source	Active length	Total length	Active core diameter	External diameter	Capsule thickness	Distal capsule thickness
Varisource VS2000	5.0	6.00	0.34	0.59	0.125	1.00
M 19	3.5	5.10	0.65	1.17	0.260	0.65
mHDR v1	3.5	5.00	0.60	1.10	0.250	0.55
GammaMed HDR 12i	3.5	4.96	0.70	1.10	0.200	0.96
BEBIG HDR Ir2.A85 2	3.5	4.92	0.60	0.90	0.100	0.72
BEBIG HDR GI192M11	3.5	4.90	0.60	1.00	0.200	0.84
Flexisource Ir 192	3.5	4.60	0.60	0.85	0.090	0.65
GammaMed Plus	3.5	4.52	0.70	0.90	0.100	0.72
mHDR v2	3.5	4.50	0.65	0.90	0.125	0.20
Buchler	1.3	5.50	1.00	1.60	0.200	1.00
Generic source	3.5	5.00	0.60	1.00	0.200	0.60



Klasik Nucletron MicroSelectron HDR-Ir¹⁹² kaynağı



Materials and dimensions (mm) for the generic HDR ¹⁹²Ir brachytherapy source.



Nucletron MicroSelectron V2

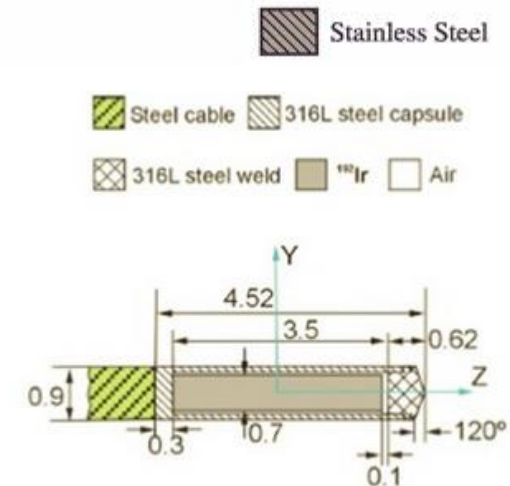


TABLE II. Source encapsulation and active material atomic composition of the generic HDR ¹⁹²Ir source.

Component	Material	Elemental composition (% by mass)	Density (g/cm ³)
Active part	Iridium	Ir(100%)	22.42
Capsule	Stainless steel 316L	Ni(12%), Fe(68%), Mn(2%), Cr(17%), Si(1%)	8.02
Cable	Stainless steel 316L	Ni(12%), Fe(68%), Mn(2%), Cr(17%), Si(1%)	5.00

High Dose Rate Brakiterapide Doz Hesaplamaları (HDR) AAPM Task Group No: 43, 1995 ve 2004 (Interstitial Collaborative Working Group; ICWG)

- **Kaynak şiddeti suda doz-hızı sabitine göre**
- **Heterojenite düzeltmesi kullanılmaz.**
- **Kaynak etrafında doz dağılımı uzaysal ve açısal olarak karakterize edilir.**
- **Kaynaktan belli bir uzaklık ve açıdaki noktadaki doz hesaplama formülleri**
 - ✓ **Silindirik simetrik kaynak için: İki boyutlu (2D)**
 - ✓ **Nokta kaynak için: Bir boyutlu (1D)**

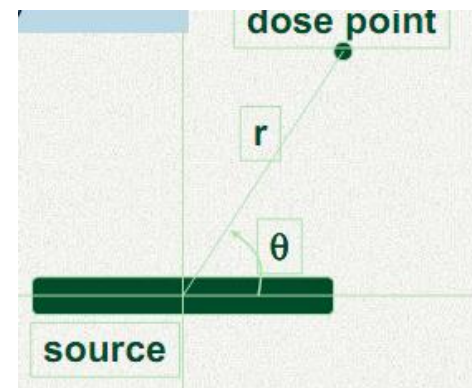
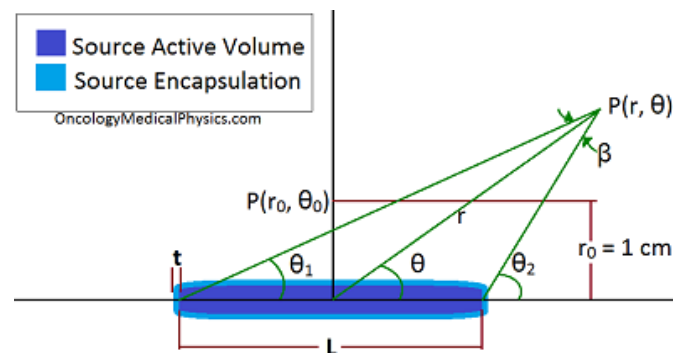
- Herhangi bir noktadaki, $P(r, \theta)$, doz hızı

1995 AAPM TG 43

$$\dot{D}(r, \theta) = S_k \cdot \Lambda \cdot \frac{G(r, \theta)}{G(r_0, \theta_0)} \cdot g(r) \cdot F(r, \theta)$$

2004 AAPM TG 43

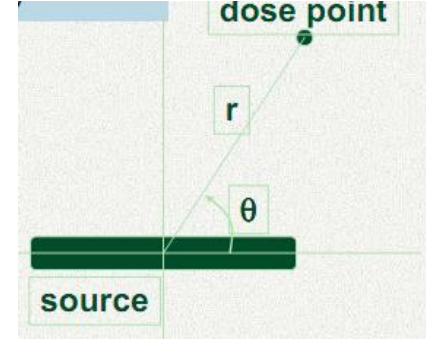
$$\dot{D}(r, \theta) = S_k \cdot \Lambda \cdot \frac{G_L(r, \theta)}{G_L(r_0, \theta_0)} \cdot g_L(r) \cdot F(r, \theta)$$



$\dot{D}(r, \theta)$: Suda r mesafesinde cGyh^{-1} cinsinden $P(r, \theta)$ noktasındaki doz hızı

r: Kaynak merkezinden doz hızı hesaplama noktasına, $P(r, \theta)$, olan uzaklık (cm)

θ : Doz noktasını belirten kutup (polar) açısı

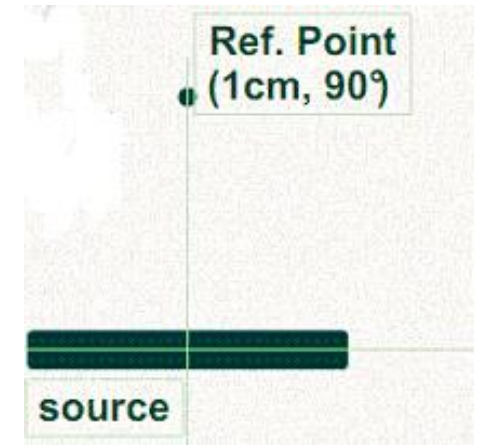
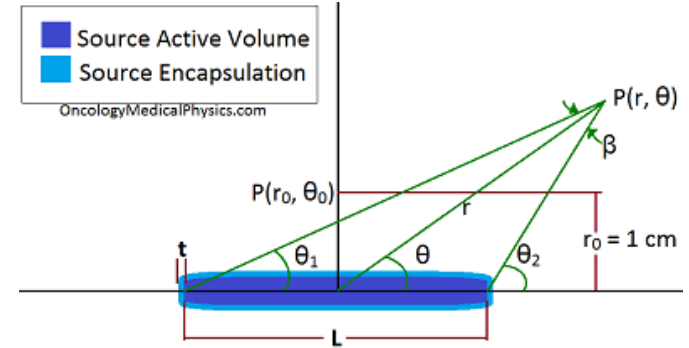


- Kaynağın boyuna eksenine ile aktif kaynak merkezinden hesaplama noktasına çizilen doğru arasındaki açı.
- Silindirik açıdan simetrik bir kaynağın transvers (enlemesine) düzlemi, kaynağın doğrusal eksenine dik düzlemdir ve radyoaktivite dağılımını ikiye böler.

$\theta_1, \theta, \theta_2$ açıları ve r vektörü P noktasının yerini belirtir.

$P(r_0, \theta_0)$: Referans nokta

- ✓ Bu noktada dozu etkileyen mesafe dışındaki diğer faktörlerin etkisini yitirdiği varsayılmaktadır.
- ✓ Kaynağın transvers ekseninde uzanan, kaynaktan 1 cm uzaklıktaki noktadır.
- r_0 : 1 cm'lik referans mesafe
- θ_0 Referans açı, 90° veya $\pi/2$ radyan



Sk: Air Kerma Şiddeti (gücü)

- Kaynaktan belli bir uzaklıkta transvers eksenindeki air kerma rate olarak tanımlanır.

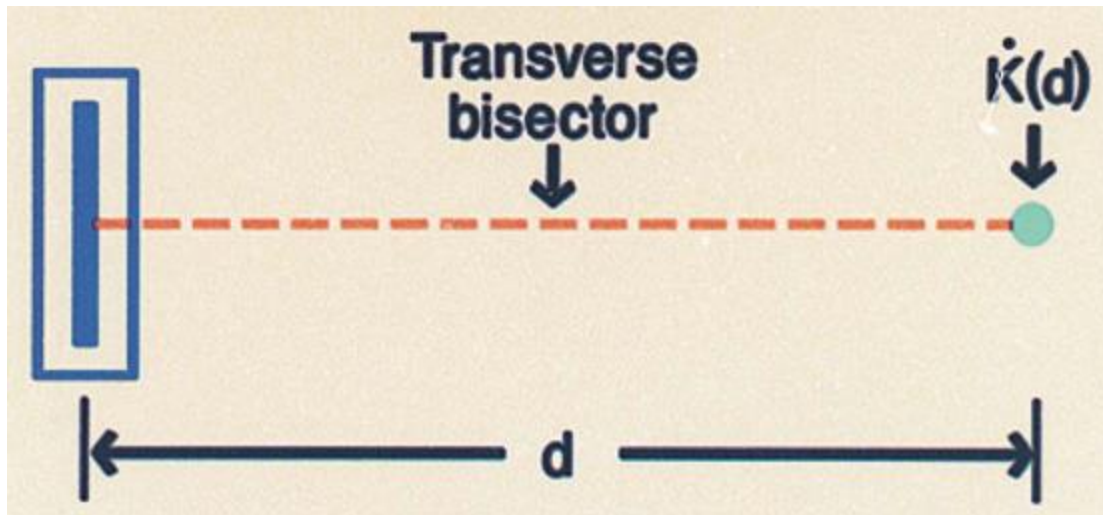
- U cinsinden ifade edilir: $1U = \mu\text{Gy m}^2\text{h}^{-1} = \text{cGy cm}^2\text{h}^{-1}$

$$S_K = \dot{K}_\delta(d) \cdot d^2$$

- Kullanıcı Sk test etmelidir.

$\dot{K}_\delta(d)$: $> \delta$ (~ 5 keV), $d \gg L$ enerjili fotonlar nedeniyle vakumda kerma hızı (air kerma rate) (cGyh^{-1})

- δ (enerji kesme: cut-off): Düşük enerjili kontaminasyon radyasyonunu (çelik veya titanyum kaynak kaplamanın dış tabakalarında doğan karakteristik x-ışınları) dahil etmez. (düşük enerjili brakiterapi kaynakları için 5 keV)
- d : Kaynak merkezinden transvers düzlemdeki ölçüm noktasına uzaklık



Λ : Suda Doz Hızı Sabiti

- Suda kaynağın transvers eksenini boyunca 1 cm'de birim başına hava kerma gücü (U) cinsinden doz hızı ($\mu\text{Gy h}^{-1} \text{U}^{-1}$)
- S_K başına $P(r_0, \theta_0)$ da doz rate olarak belirlenir.

$$\Lambda = \frac{\dot{D}(r_0, \theta_0)}{S_K}$$

- ✓ Kaynak geometrisinin etkilerine,
- ✓ Radyoaktivitenin kaynak içindeki uzaysal dağılımına,
- ✓ Kapsülasyona,
- ✓ Kaynağın içersinde self-filtrasyon ve sudaki saçılmaya bağlıdır.

Recommended dose rate constants in a water medium.

Seed	cGy hr ⁻¹ U ⁻¹
¹⁹² Ir ^a	1.12
Fe Clad	
¹²⁵ I Model 6702 ^a	0.93
¹²⁵ I Model 6711 ^a	0.88
¹⁰³ Pd ^b	0.74
Model 200	

^aData from Williamson (Ref. 18).

^bData from Meigooni, Sabnis, and Nath (Ref. 12) and Chiu-Tsao and Anderson (Ref. 19) were averaged and then multiplied by 1.048 (Ref. 18). a correction factor for converting Solid Water data to water, as calculated by Williamson using Monte Carlo simulation (Ref. 18).

Table IV. Dose rate constant for HDR ^{192}Ir sources.

Source Name (Manufacturer)	$_{CON}A$ [cGy·h ⁻¹ ·U ⁻¹]	Statistical uncertainty ($k = 1$)	$_{CON}A/G_L(r, \theta)$ [cGy·cm ² ·h ⁻¹ ·U ⁻¹]
mHDR-v1 (Nucletron)	1.116	0.9%	1.127
mHDR-v2 (Nucletron)	1.109	1.1%	1.121
VS2000 (Varian)	1.100	0.6%	1.123
Buchler (E&Z BEBIG)	1.117	0.4%	1.119
GammaMed HDR 12i (Varian)	1.118	0.4%	1.129
GammaMed HDR Plus (Varian)	1.117	0.4%	1.128
GI192M11 (E&Z BEBIG)	1.110	0.4%	1.121
Ir2.A85-2 (E&Z BEBIG)	1.109	1.2%	1.120
M-19 (SPEC)	1.114	0.2%	1.125
Flexisource (Isodose Control)	1.113	1.0%	1.124

G(r, θ): Geometri Faktör

- Sadece kaynak içindeki uzaysal (mekansal) aktivite dağılımına bağlı olarak varsayımsal doz değişikliğini açıklar.
- Ters kare yasası düzeltmesi ile azalma etkisini hesaba katar.
- Matematiksel bir ifade olup kaynağın boyu ve noktanın kutupsal konumu ile ilgilidir.

$$G(r, \theta) = \frac{\int_V [\rho(r') dV' / |r' - r|^2]}{\int_V \rho(r') dV'}$$

$\rho(r')$: P(x',y',z') noktalarındaki radyoaktivite yoğunluğu

V kaynak hacmi üzerinden integrali gösterir.

dV' kaynak içerisinde, r noktasındaki hacim elemanı

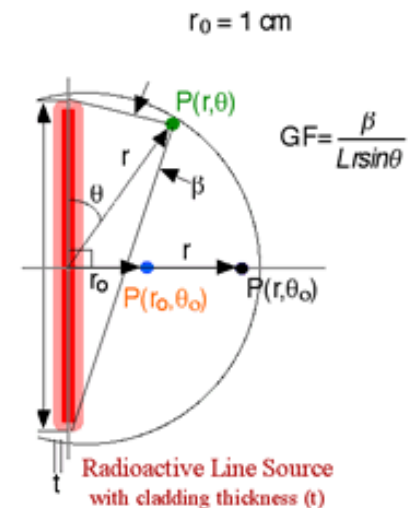
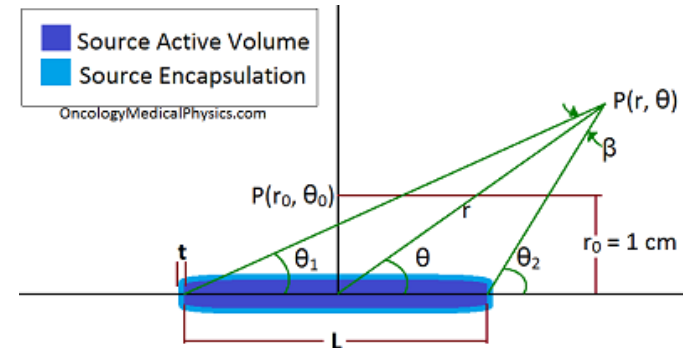
- ✓ **L: kaynağın aktif uzunluğu**
- ✓ **Nokta kaynak için $G(r_0, \theta_0) = 1$**
- ✓ **Doğrusal (line) kaynak için $\beta = \theta_2 - \theta_1$
 $G(r_0, \theta_0) = \beta / L$ 'dir.**

$G_P(r, \theta) = r^{-2}$ point-source approximation,

$$G_L(r, \theta) = \begin{cases} \frac{\beta}{Lr \sin \theta} & \text{if } \theta \neq 0^\circ \\ (r^2 - L^2/4)^{-1} & \text{if } \theta = 0^\circ \end{cases} \quad \text{line-source approximation,}$$

TABLE V. Example of the geometry factor, $G(r, \theta)$ times r^2 , for a seed approximated by 3.0 mm line source as calculated with Eq. (7).

$\theta(\text{deg})$	$r=0.5 \text{ cm}$	$r=1.0 \text{ cm}$	$r=2.0 \text{ cm}$	$r=5.0 \text{ cm}$
0	1.099	1.023	1.006	1.001
10	1.094	1.022	1.006	1.001
20	1.081	1.019	1.005	1.001
30	1.062	1.015	1.004	1.001
40	1.039	1.010	1.002	1.001
50	1.018	1.005	1.001	1.000
60	0.9160	0.9999	1.000	1.000
90	0.9715	0.9926	0.9980	1.000



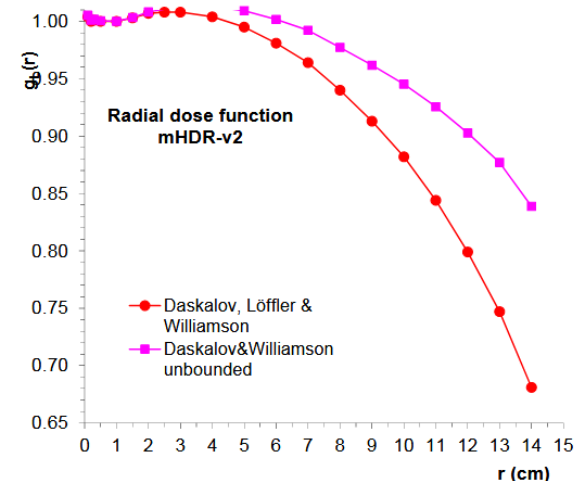
g(r): Radyal Doz Fonksiyonu

- Uzaysal doz dağılımını ifade eder.
- Ortamdaki absorpsiyon ve saçılmaya bağlı olarak kaynağın transvers eksenini boyunca doz hızındaki düşüşünü tanımlar.
- Kapsülleme ve kaynak malzemeler tarafından filtre etkisini de içerir.

$$g_X(r) = \frac{\dot{D}(r, \theta_0)}{\dot{D}(r_0, \theta_0)} \frac{G_X(r_0, \theta_0)}{G_X(r, \theta_0)}$$

Nokta kaynak yaklaşımında $g_p(r)$

Çizgi kaynak yaklaşımında $g_L(r)$



- $D(r, \pi/2)$ ve $D(r_0, \pi/2)$, transvers eksen boyunca r ve r_0 (referans uzaklık, 1 cm) uzaklıklarda ölçülen doz hızlarıdır.

Kaynaktan dik uzaklıktaki noktalardaki $g(r)$

$$g(r) = \frac{\dot{D}(r, \pi/2).G(1, \pi/2)}{\dot{D}(1, \pi/2).G(r, \pi/2)}$$

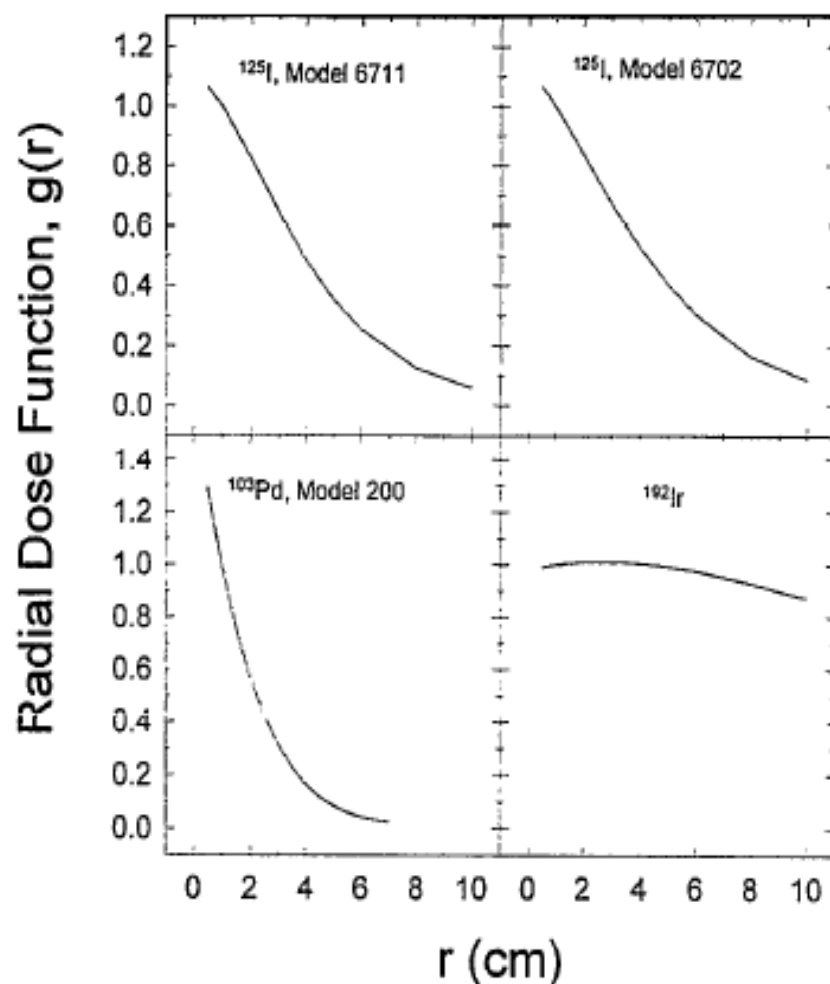


FIG. 2. Radial dose functions in a Solid Water medium for ^{103}Pd , ^{125}I , and ^{192}Ir sources.

TABLE VII. Radial dose functions, $g(r)$.

Distance along transverse axis (cm)	Radial dose function, $g(r)$			
	$^{103}\text{Pd}^b$	^{125}I Model 6711 ^a	^{125}I Model 6702 ^a	$^{192}\text{Ir}^a$
0.5	1.29	1.04	1.04	0.994
1.0	1.00	1.00	1.00	1.00
1.5	0.765	0.926	0.934	1.01
2.0	0.576	0.832	0.851	1.01
2.5	0.425	0.731	0.760	1.01
3.0	0.310	0.632	0.670	1.02
3.5	0.224	0.541	0.586	1.01
4.0	0.165	0.463	0.511	1.01
4.5	0.123	0.397	0.445	1.00
5.0	0.0893	0.344	0.389	0.996
5.5		0.300	0.341	0.985
6.0		0.264	0.301	0.972
6.5		0.233	0.266	0.957
7.0		0.204	0.235	0.942
7.5				0.927
8.0				0.913
8.5				0.900
9.0				0.891

^aRadial dose functions of ^{125}I sources were fit to a 5th order polynomial, $g(r) = a_0 + a_1r + a_2r^2 + a_3r^3 + a_4r^4 + a_5r^5$. Coefficients of the fit for ^{125}I Model 6711 were $a_0 = 1.01376$, $a_1 = 1.22747 \times 10^{-1}$, $a_2 = -1.73025 \times 10^{-1}$, $a_3 = 4.02378 \times 10^{-2}$, $a_4 = -3.85227 \times 10^{-3}$, $a_5 = 1.34283 \times 10^{-4}$. For ^{125}I Model 6702, coefficients were $a_0 = 1.02307$, $a_1 = 8.63751 \times 10^{-2}$, $a_2 = -1.37155 \times 10^{-1}$, $a_3 = 3.07795 \times 10^{-2}$, $a_4 = -2.86946 \times 10^{-3}$, $a_5 = 9.87558 \times 10^{-5}$. Radial dose function of ^{192}Ir was fit to a 4th order polynomial, $g(r) = a_0 + a_1r + a_2r^2 + a_3r^3 + a_4r^4$. Coefficients were $a_0 = 9.89054 \times 10^{-1}$, $a_1 = 8.81319 \times 10^{-3}$, $a_2 = 3.51778 \times 10^{-3}$, $a_3 = -1.46637 \times 10^{-3}$, $a_4 = 9.24370 \times 10^{-5}$.

^bData averaged from Meigooni, Sabnis, and Nath (Ref. 12) and Chiu-Tsao and Anderson (Ref. 19). Radial dose function was fit to a 5th order polynomial, $g(r) = a_0 + a_1r + a_2r^2 + a_3r^3 + a_4r^4 + a_5r^5$. Coefficients are (for ^{103}Pd) $a_0 = 1.62891$, $a_1 = -7.68559 \times 10^{-1}$, $a_2 = 1.54272 \times 10^{-1}$, $a_3 = -2.27185 \times 10^{-2}$, $a_4 = 3.39330 \times 10^{-3}$, $a_5 = -2.67215 \times 10^{-4}$.

TABLE II. Consensus $g(r)$ values for six ^{125}I sources. Interpolated data are boldface, and italicized data are nonconsensus data obtained from candidate datasets.

r [cm]	Line source approximation						Point source approximation					
	Amersham 6702	Amersham 6711	Best 2301	NASI MED3631-A/M	Bebig I25.S06	Imagyn IS12501	Amersham 6702	Amersham 6711	Best 2301	NASI MED3631-A/M	Bebig I25.S06	Imagyn IS12501
	$L=3.0$ mm	$L=3.0$ mm	$L=4.0$ mm	$L=4.2$ mm	$L=3.5$ mm	$L=3.4$ mm						
0.10	1.020	1.055	1.033		<i>1.010</i>	<i>1.022</i>	0.673	0.696	0.579		<i>0.613</i>	<i>0.631</i>
0.15	1.022	1.078	1.029		1.018	<i>1.058</i>	0.809	0.853	0.725		0.760	<i>0.799</i>
0.25	1.024	1.082	1.027	<i>0.998</i>	<i>1.030</i>	<i>1.093</i>	0.929	0.982	0.878	<i>0.842</i>	<i>0.908</i>	<i>0.969</i>
0.50	1.030	1.071	1.028	<i>1.025</i>	<i>1.030</i>	1.080	1.008	1.048	0.991	<i>0.985</i>	<i>1.001</i>	1.051
0.75	1.020	1.042	1.030	<i>1.019</i>	1.020	1.048	1.014	1.036	1.020	<i>1.008</i>	1.012	1.040
1.00	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
1.50	0.935	0.908	0.938	0.954	0.937	0.907	0.939	0.912	0.945	0.962	0.942	0.912
2.00	0.861	0.814	0.866	0.836	0.857	0.808	0.866	0.819	0.875	0.845	0.863	0.814
3.00	0.697	0.632	0.707	0.676	0.689	0.618	0.702	0.636	0.715	0.685	0.695	0.623
4.00	0.553	0.496	0.555	0.523	0.538	0.463	0.557	0.499	0.562	0.530	0.543	0.467
5.00	0.425	0.364	0.427	0.395	0.409	0.348	0.428	0.367	0.432	0.401	0.413	0.351
6.00	0.322	0.270	0.320	0.293	0.313	0.253	0.324	0.272	0.324	0.297	0.316	0.255
7.00	0.241	0.199	0.248	0.211	0.232	0.193	0.243	0.200	0.251	0.214	0.234	0.195
8.00	0.179	0.148	0.187		0.176	0.149	0.180	0.149	0.189		0.178	0.150
9.00	0.134	0.109	0.142		0.134	0.100	0.135	0.110	0.144		0.135	0.101
10.00	0.0979	0.0803	0.103		0.0957	0.075	0.0986	0.0809	0.104		0.0967	0.076

TABLE III. Consensus $g(r)$ values for two ^{103}Pd sources. Interpolated data are boldface, and italicized data are nonconsensus data obtained from candidate datasets.

r [cm]	Line source approximation		Point source approximation	
	Theragenics 200 $L=4.23$ mm	NASI MED3633 $L=4.2$ mm	Theragenics 200	NASI MED3633
0.10	0.911		0.494	
0.15	1.21		0.831	
0.25	1.37	<i>1.331</i>	1.154	<i>1.123</i>
0.30	1.38	<i>1.322</i>	1.220	<i>1.170</i>
0.40	1.36	<i>1.286</i>	1.269	<i>1.201</i>
0.50	1.30	1.243	1.248	1.194
0.75	1.15	1.125	1.137	1.113
1.00	1.000	1.000	1.000	1.000
1.50	0.749	0.770	0.755	0.776
2.00	0.555	0.583	0.561	0.589
2.50	0.410	0.438	0.415	0.443
3.00	0.302	0.325	0.306	0.329
3.50	0.223	0.241	0.226	0.244
4.00	0.163	0.177	0.165	0.179
5.00	0.0887	0.098	0.0900	0.099
6.00	0.0482	0.053	0.0489	0.054
7.00	0.0262	0.028	0.0266	0.028
10.00	0.00615		0.00624	

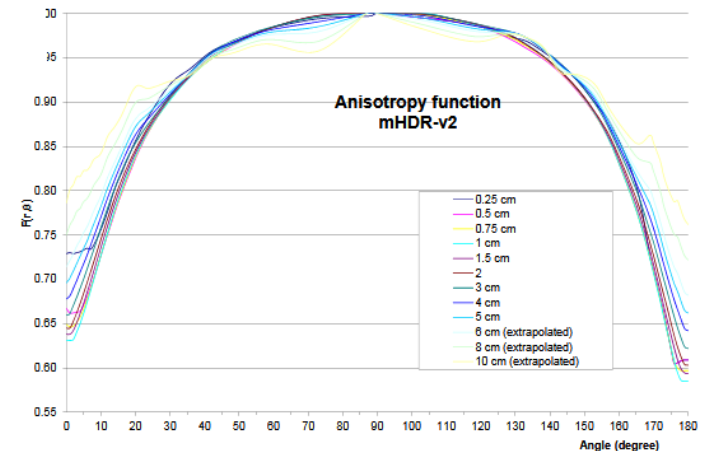
$F(r, \theta)$: Açısal Anizotropi Fonksiyonu

- Ortamdaki absorpsiyona ve saçılmanın etkileri de dahil olmak üzere kaynak etrafındaki doz dağılımının anizotropisini oluşturur.
- 2B anizotropi fonksiyonu, dozdaki değişimi, transvers düzleme göre kutup açısının bir fonksiyonu olarak tanımlar.

$$F(r, \theta) = \frac{\dot{D}(r, \theta)}{\dot{D}(r, \theta_0)} \frac{G(r, \theta_0)}{G(r, \theta)}$$

$$F(r, \theta) = \frac{\dot{D}(r, \theta)}{\dot{D}(r, \theta_0)} \frac{G_L(r, \theta_0)}{G_L(r, \theta)}$$

2004



- 
- ✓ **Kaynak içindeki radyoaktivite dağılımına,**
 - ✓ **Self absorpsiyona**
 - ✓ **Kapsül materyalinin oblik filtrasyona bağlı olarak brakiterapi kaynaklarının etrafındaki doz dağılımlarının değişimini gösterir.**

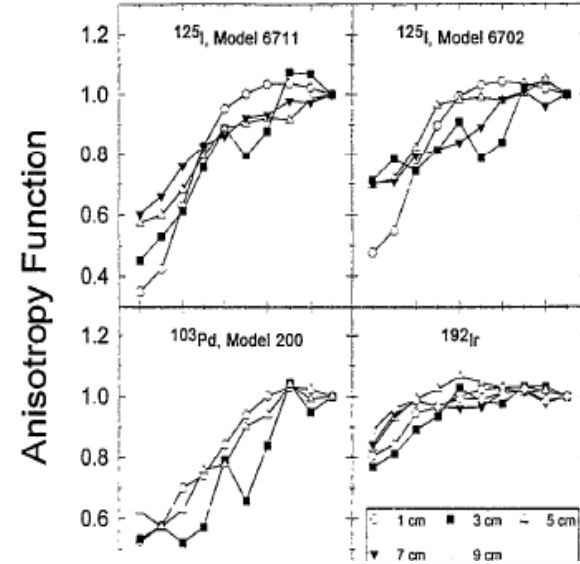
- ✓ (i) r azaldıkça,
 - ✓ (ii) θ 0° veya 180° ye yaklaştıkça,
 - ✓ (iii) Kapsülün kalınlığı arttıkça
 - ✓ (iv) Fotonun enerjisi azaldıkça transvers düzlemin dışındaki $F(r, \theta)$ değeri de azalır.
-
- Transvers eksen boyunca fonksiyonun değeri $F(r, 90^\circ) = \text{tüm } r \text{ değerleri için } 1$ 'dir.

TABLE XI. Calculated anisotropy function, $F(r, \theta)$, for an ^{105}Ir source.

$\theta(\text{deg})$ $r(\text{cm})$	0.0	10.0	20.0	30.0	40.0	50.0	60.0	70.0	80.0	90.0
1.0	0.806	0.843	0.947	0.966	1.00	1.02	1.03	1.03	1.02	1.00
2.0	0.788	0.906	0.947	0.941	0.945	0.949	0.953	0.989	0.991	1.00
3.0	0.769	0.813	0.893	0.936	1.03	0.984	0.977	1.03	1.03	1.00
4.0	0.868	0.949	1.01	0.996	1.02	1.03	1.04	1.01	1.01	1.00
5.0	0.831	0.931	0.994	1.03	1.07	1.05	1.03	1.01	1.02	1.00
6.0	0.819	0.899	0.920	0.928	0.973	0.959	0.954	0.996	0.997	1.00
7.0	0.844	0.944	0.985	0.969	0.962	0.967	1.01	1.02	0.979	1.00
8.0	0.824	0.933	0.926	0.958	0.970	0.982	0.970	0.983	0.994	1.00
9.0	0.889	0.962	0.990	0.968	0.996	0.992	1.01	1.02	0.987	1.00

TABLE X. Calculated anisotropy function, $F(r, \theta)$, for a ^{125}I Model 6702 source.

$\theta(\text{deg})$ $r(\text{cm})$	0.0	10.0	20.0	30.0	40.0	50.0	60.0	70.0	80.0	90.0
1.0	0.477	0.549	0.753	0.895	0.993	1.03	1.04	1.04	1.02	1.00
2.0	0.528	0.656	0.766	0.832	0.924	0.945	0.939	1.02	1.02	1.00
3.0	0.711	0.783	0.744	0.814	0.908	0.787	0.840	1.02	1.05	1.00
4.0	0.550	0.610	0.690	0.885	0.955	0.960	1.01	1.03	1.03	1.00
5.0	0.697	0.719	0.822	0.964	0.981	0.990	0.980	1.00	1.05	1.00
6.0	0.600	0.582	0.669	0.799	0.889	0.887	0.893	0.976	1.02	1.00
7.0	0.701	0.708	0.793	0.815	0.839	0.891	0.983	1.01	0.961	1.00

TABLE IV. $F(r, \theta)$ for Amersham model 6702.

Polar angle θ (degrees)	r [cm]					
	0.5	1	2	3	4	5
0	0.385	0.420	0.493	0.533	0.569	0.589
5	0.413	0.472	0.546	0.586	0.613	0.631
10	0.531	0.584	0.630	0.660	0.681	0.697
15	0.700	0.700	0.719	0.738	0.749	0.758
20	0.788	0.789	0.793	0.805	0.810	0.814
30	0.892	0.888	0.888	0.891	0.892	0.892
40	0.949	0.948	0.944	0.944	0.944	0.944
50	0.977	0.973	0.967	0.967	0.967	0.967
60	0.989	0.985	0.983	0.983	0.983	0.983
70	0.996	0.992	0.990	0.990	0.990	0.990
80	1.000	0.998	0.998	0.998	0.998	0.998
$\phi_{an}(r)$	0.986	0.960	0.952	0.951	0.954	0.954

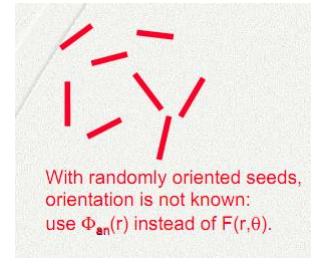
I-125 için Monte Carlo simülasyonu ile

1B Formül (nokta kaynak yaklaşımı)

- Çok sayıda seed kaynak kullanılır (İnterstisyel brakiterapi).

$$\dot{D}(r) = S_K \cdot \Lambda \cdot \left(\frac{r_0}{r}\right)^2 \cdot g_p(r) \cdot \Phi_{an}(r)$$

$$\Phi_{an}(r) = \frac{\int_0^\pi \dot{D}(r, \theta) \sin(\theta) d\theta}{2\dot{D}(r, \theta_0)}$$



- Küçük mesafelerde ($r < 1$ cm)

$$\dot{D}(r, \theta) = S_k \cdot \Lambda \cdot g(r) \cdot \frac{G(r, \theta)}{G(r_0, \theta_0)} \cdot \Phi_{an}(r)$$

- Her bir kaynağın doza katkısında anizotropi faktörü, $\phi_{an}(r)$, kullanılır.

- Bu faktör tüm açılarda r uzaklıktaki dozun transvers ekseninde aynı uzaklıktaki doza oranıdır.
- İzotropik nokta kaynaklar için tüm uzaklıklarda $\phi_{an}(r) = 1$ 'dir. Ancak gerçek brakiterapi kaynakları için $\phi_{an}(r)$ 1 den küçüktür ve mesafeyle değişir.

TABLE IV. $F(r, \theta)$ for Amersham model 6702.

Polar angle θ (degrees)	r [cm]					
	0.5	1	2	3	4	5
0	0.385	0.420	0.493	0.533	0.569	0.589
5	0.413	0.472	0.546	0.586	0.613	0.631
10	0.531	0.584	0.630	0.660	0.681	0.697
15	0.700	0.700	0.719	0.738	0.749	0.758
20	0.788	0.789	0.793	0.805	0.810	0.814
30	0.892	0.888	0.888	0.891	0.892	0.892
40	0.949	0.948	0.944	0.944	0.944	0.944
50	0.977	0.973	0.967	0.967	0.967	0.967
60	0.989	0.985	0.983	0.983	0.983	0.983
70	0.996	0.992	0.990	0.990	0.990	0.990
80	1.000	0.998	0.998	0.998	0.998	0.998
$\phi_{an}(r)$	0.986	0.960	0.952	0.951	0.954	0.954

I-125 için Monte Carlo simülasyonu ile

- AAPM TG 186 (2012) modele dayalı (Monte Carlo) doz hesaplamaları



TEŞEKKÜRLER