

Országos Onkológiai Intézet

Daganatok kobaltbesugárzásának optimalizálása

József Gábor

A sugárterápia az orvostudomány egyik olyan ága, ahol a számítógépeket már igen korán a gyógyítás szolgálatába állították. A sugárterápia célja, hogy nagy dózist juttasson a daganatra az ép szövetek lehető legkevesebb károsítása mellett. A testen belüli dóziseloszlás ismeretében megítélhető, hogy egy-egy tervezett besugárzás megfelel-e a terápiás célkitűzéseknek.

Az első, sugárterápiában használt program a dóziseloszlások meghatározására 1955-ben készült el. /K.C. Tsien, USA/ Azóta már számtalan ilyen programot irtak szerte a világon, a legfejlettebbek képesek szinte az összes, a gyakorlatban előforduló besugárzási technikával létrehozható dóziseloszlás térbeli leírására.

E programoknak két típusát különböztethetjük meg. Az egyik típus táblázatos formában több, egy sugárnyalábtól származó dóziseloszlást tárol, ezek összegzésével és megfelelő korrekciójával /pl. a testfelszín görbületének, vagy a testen belüli inhomogenitások hatásának figyelembevételére/ állítja elő az egyedi besugárzási tervet. A másik módszer teljes egészében közelítő függvények segítségével próbálja leírni a dóziseloszlást. Az első módszerhez igen nagy tárolókapacitás, a másodikhoz viszonylag sok gépidő szükséges. Ezért születtek meg a különböző "hibrid" eljárások, melyek közül az egyik legszerencsésebb Van de Geijn holland fizikus programja, amelyet a Számítógépes

Országos Besugárzástervezési Hálózatban is alkalmaztunk. /A Hálózatról az előző szegedi kollokviumon Kanyár Béla tartott előadást./ (1)

A besugárzási tervek optimalizálása azt jelenti, hogy olyan besugárzási paramétereket keresünk, amelyekkel "optimális" dóziseloszlás valósítható meg. Az optimalizálással kapcsolatban a legfőbb probléma éppen az "optimum" fogalmának határozatlansága. Nincsenek jól meghatározott, kvantitatív módszerekkel jól kezelhető, általánosan elfogadott optimum-feltételek. Szinte minden optimalizáló program más-más optimumot kíván megvalósítani, ráadásul az egyes optimum-feltételeknek is többféle matematikai megfogalmazása lehetséges.

A helyzetet tovább bonyolítja az alkalmazott eljárások sokfélesége. Léteznek lineáris és kvadratikus programozással dolgozó módszerek a legkülönbözőbb célfüggvényekkel, legkisebb négyzetek elvét használó eljárás, próbálgatással történő optimum-keresés sokféle kritérium alapján stb.

Saját optimalizáló programom egy nemlineáris regressziószámítási eljárás, amely a besugárzási paramétereket a létrehozható dóziseloszlásnak egy előre adott, optimálisnak nevezett dóziseloszláshoz való illesztésével határozza meg:

$$\sum_{i=1}^N (D(x_i, y_i, P_1, \dots, P_k) - D_K(x_i, y_i))^2 \rightarrow \min \quad [1]$$

ahol  $D(x_i, y_i, P_1, \dots, P_k)$  az  $x_i, y_i$  pontban a  $P_1, \dots, P_k$  besugárzási paraméterekkel elért dózis,  $D_K(x_i, y_i)$  pedig ugyanabban a pontban az előre adott kívánt dózis. A fenti szélsőértékfeladat a következő egyenletrendszerhez vezet:

$$\sum_{i=1}^N (D(x_i, y_i, P_1, \dots, P_k) - D_K(x_i, y_i)) \cdot$$

[2]

$$\cdot \frac{D(x_i, y_i, P_1, \dots, P_k)}{P_j} = 0 \quad j = 1, k$$

Ehhez az eljáráshoz, mint látható, szükség van olyan, a dóziseloszlást leíró közelítő függvényre, amely differenciálható a  $P_1, \dots, P_k$  besugárzási paraméterek szerint.

Optimalizálható paramétereknek a következőket választottam:

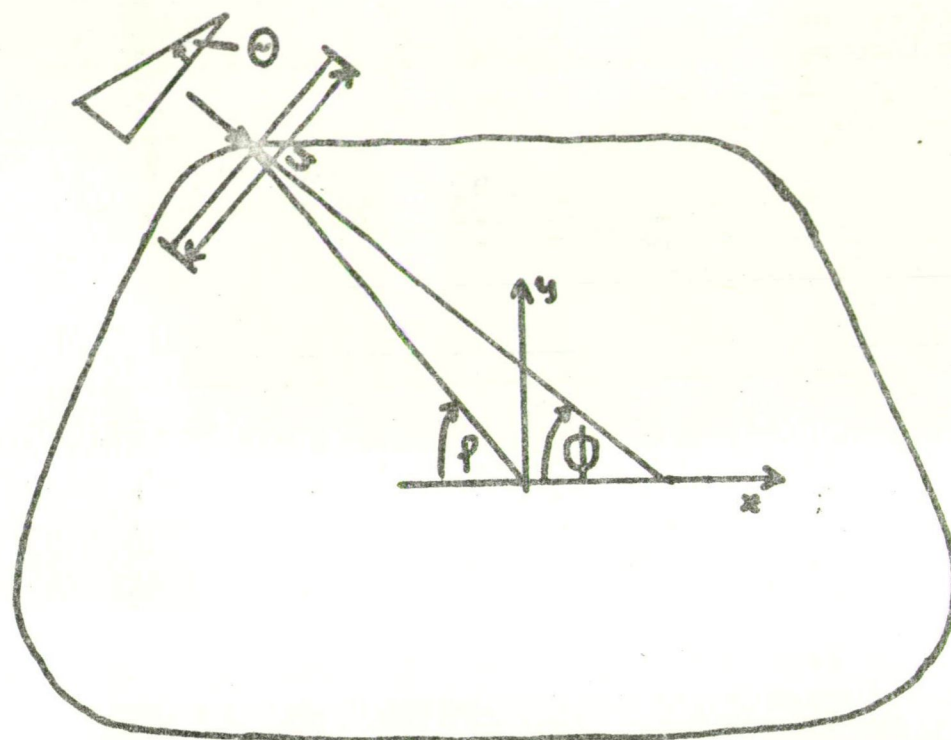
Minden egyes sugárnyalábra: /1. ábra/

- a nyaláb belépési pontja (P)
- a nyaláb iránya ( $\phi$ )
- a nyaláb által a test felszínére leadandó dózis
- a nyaláb szélessége /mezőméret/ (u)
- a nyaláb utjába helyezett ék alakú ólontömb szöge ( $\theta$ )

A dóziseloszlás leírására egy 1977-ben megjelent, közelítő függvényekkel dolgozó modellt alakítottam át úgy, hogy a fenti paraméterek szerint viszonylag könnyen deriválható legyen. (2). A kapott összefüggések meglehetősen bonyolultak, de a mérésekkel egyező dóziseloszlást adnak meg, és programozástechnikailag semmi nehézséget nem okoznak.

Az [1] szélsőértékfeladat megoldására több eljárás is létezik. Ezek közül a BMDX85 jelű rutint használtam. Ez egy súlyozott legkisebb négyzetek elvét felhasználó, többváltozós, nemlineáris függvényillesztést végző eljárás.

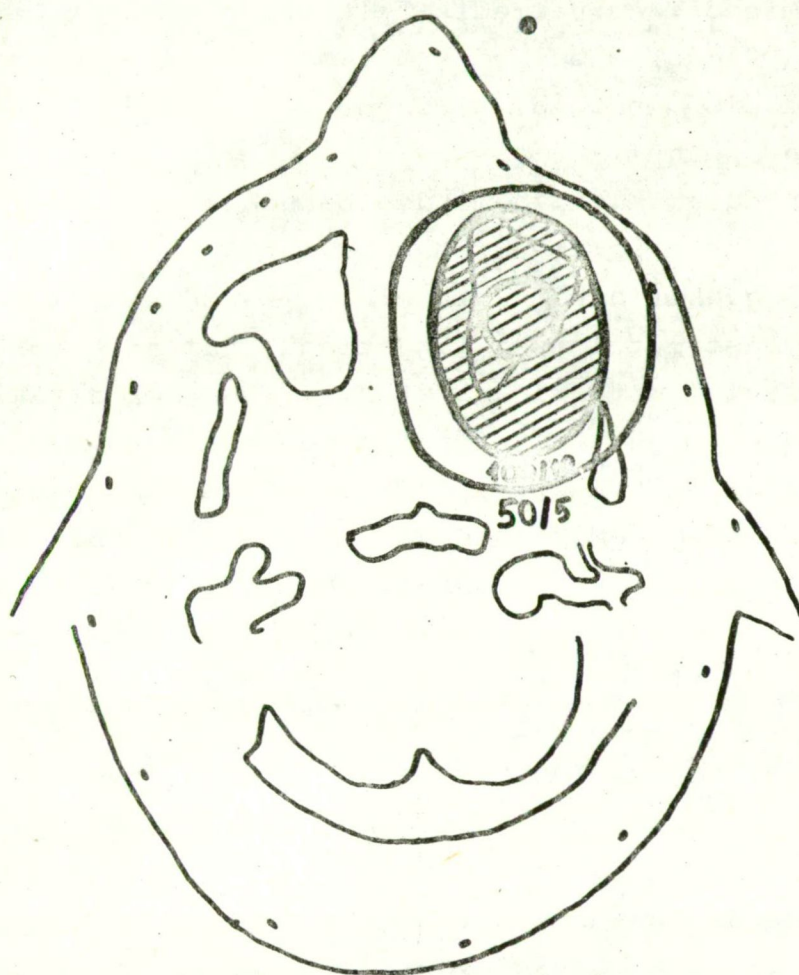
A rutin előnyei: renkívül gyors, egyszerű, jól átte-



1. ábra

kinthető input/output rendszere van és igen kényelmes módon, külön szubrutinban írható fel az illesztendő függvény és deriváltjai. További előny, hogy ez a rutin megtalálható az ÉSZSZ programkönyvtárában.

Mint már említettem, a közelítő függvénnyel dolgozó módszerek eléggé lassúak, így a kívánt és megvalósítható dóziseloszlást csak viszonylag kevés /a programban max. 150/ pont felhasználásával illeszthetjük. A program belövése során ennek is csak mintegy a felét használtuk. A pontok kiválasztása a következőképpen történt /2. ábra/:



2. ábra

- 18 pont a felszín alatt 0,5 cm-rel, 0 cGy kivánt dózis, 1 suly,
- 18 pont a tumor konturján, 100 cGy kivánt dózis, 10 suly,
- 18 pont a tumor belsejében, 100 cGy kivánt dózis, 10 suly,
- 18 pont a tumor körül, 50 cGy kivánt dózis, 5 suly.

A második és harmadik feltétel a tumoron belüli homogén eloszlás, a negyedik a tumor melletti gyors dózisesés, az első pedig az alacsony felszíni dózisek biztosítására szolgál.

A program elvileg minden besugárzási mező /sugárnyaláb/ minden paraméterének egyidejű optimalizálására képes. A gyakorlatban erre nincs is szükség, ezért mezőnként egymástól teljesen függetlenül választhatók meg az optimalizálni kívánt paraméterek. /Tul sok paramétert egyidejűleg meghatározni azért sem célszerű, mert így a minimalizálandó függvénynek tul sok lokális minimuma lesz./

A program memóriaigénye mindössze 19 kB. Futási ideje, más optimalizáló programokkal összehasonlítva elég rövid, a paraméterek, a pontok és az iterációk, valamint a testkeresztmetszet nagyságától függően 3-6 perc CPU-ideő az ÁSZSZ Honeywell Bull 66/60 gépén. Sajnos ez az idő még mindig tul hosszú /és tul drága/ ahhoz, hogy ezt az optimalizáló eljárást a Számítógépes Országos Besugárzástervezési Hálózatban is alkalmazzuk, vagy rutinszerű besugárzástervezésre használjuk.

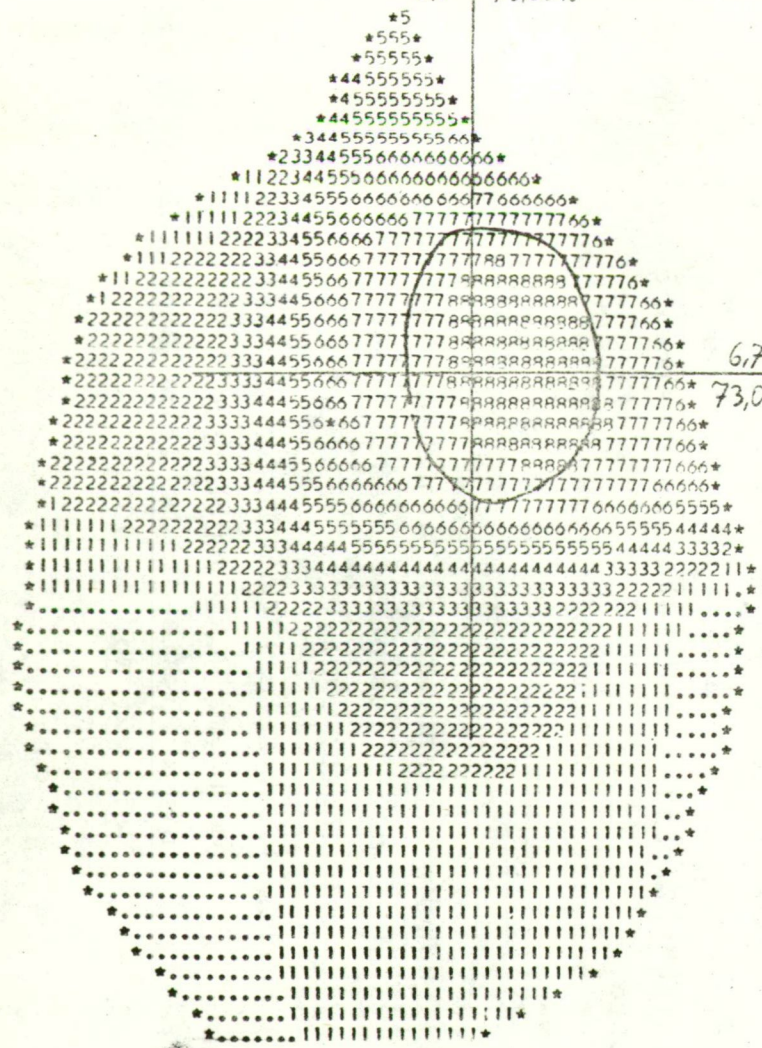
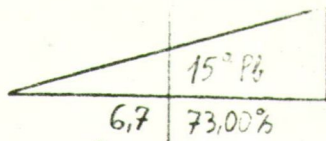
A 3., 4. és 5. ábrákon a program három eredményét mutatom be. A három terv ugyanarra a daganatra készült. Az ábrák első része a kezdeti paraméterek, a második az optimalizálással meghatározott paraméterek által létrehozott dóziseloszlást mutatja. Látható, hogy mindhárom ábrán az optimalizálás utáni dóziseloszlás maximuma a daganaton belülre esik, a daganaton belüli dózisingadozás pedig kisebb, mint 20 százalék.

Az első terven egy három mezővel történő besugárzást kívántunk optimalizálni a mezőméret és a mezők által a felszínre leadandó dózis meghatározásával. A kezdeti paraméterektől származó dóziseloszlás teljesen rossz. Az eljá-

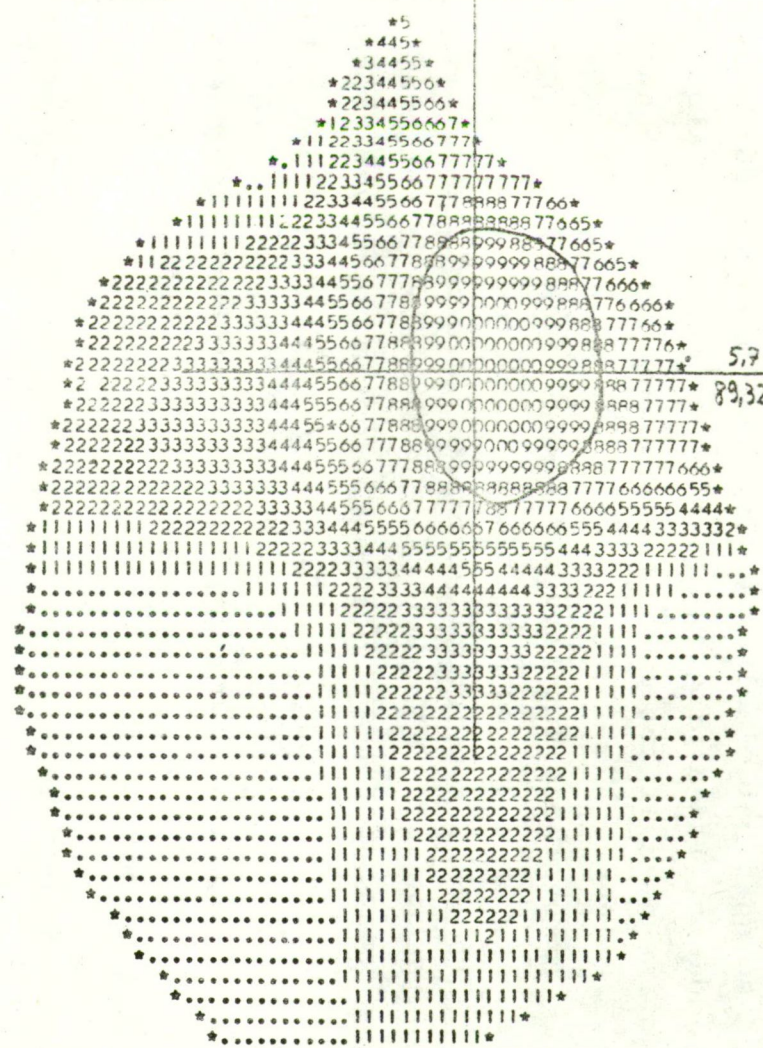
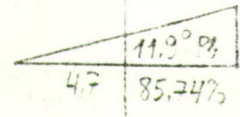




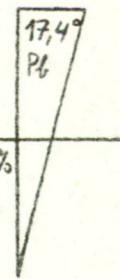
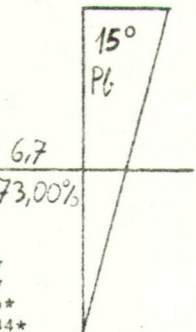




5/a. ábra



5/b. ábra



rás során a bal oldalról belépő mező belépési dózisának 0 adódott, így a program az ebben az esetben a valóságban is használt két mezős besugárzást javasolta a három mező helyett.

A következő két terven a mezőméreteket, az ékek szögeit, és a belépési dózisokat kívántuk meghatározni. A dóziseloszlások ismét lényegesen javultak az optimalizálás során. A két terv összevetése azt is mutatja, hogy az ékkel történő besugárzás optimuma milyen erősen függ a mezők belépési pontjától. Az itt bemutatott két terv között ugyanis csak az a különbség, hogy a jobb oldali mező belépési pontja fél centiméterrel eltolódott, az optimális ékek szöge és beállításuk iránya mégis lényegesen különbözik.

A program már a mostani kezdeti állapotában is alkalmas ilyen és ehhez hasonló összefüggések megállapítására. Az eljárásnak természetesen van még sok hiányossága is, ezeket remélhetőleg további javításokkal kiküszöbölhetjük. A további fejlesztés célja a gépidő csökkentése és az eljárás más sugárfajtákra történő kiterjesztése is.

Végezetül szeretném megköszönni Kanyár Béla /SOTE/ segítségét, aki a rutin kiválasztásában, és Kabos Sándor /ÁSZSZ/ segítségét, aki azt a rendelkezésemre bocsátotta.

#### Irodalomjegyzék

- (1) Bozóky L., Kanyár B., Varjas G., Zábráczy J.: Számítógépes besugárzástervezés, Magyar Radiológusok Társasága, 1975, Vol. 27. 363.
- (2) Wilks R.J., Sutcliffe J.F.: A simple model of 60 Co beams for computerized radiotherapy planning. Physics in Medicine and Biology, 1977. Vol. 22. No. 4, 737.