

Témakiírás

AdvantageSim is a software product in General Electric Healthcare division, which provided is a virtual simulation in radiotherapy. This product has been developed and successfully used by doctors all over the world for organ and tumor segmentation based on CT images.

The goal of the project:

- scientific literature research palliative and emergency radiation planning and treatment , understand oncology workflow, discover use cases and document them, including radiation therapy
- create detailed software requirement specification which become input for software design
- create verification and validation plan

Önállósági Nyilatkozat

Alulírott Rosta Gergely kijelentem, hogy ezt a diplomamunkát magam készítettem és abban csak a megadott forrásokat használtam fel. Minden olyan részt, amelyet szó szerint, vagy azonos tartalomban, de átfogalmazva más forrásból vettem, egyértelműen, a forrás megadásával megjelöltem.

.....
Rosta Gergely

DIPLOMAMUNKA

Pontdózis számolás a sugárterápiás kezelésekben

Rosta Gergely

Fizikus MSc

Orvosi fizika szakirány

Témavezető: Ferenczi Lehel

Vezető rendszer tervező

GE Healthcare

Belső konzulens: Dr. Pesznyák Csilla

Egyetemi docens

BME Nukleáris Technikai Intézet

Nukleáris Technika Tanszék

BME

2014

Tartalomjegyzék

| | |
|---|-----------|
| 1. Motiváció | 6 |
| 2. Elméleti bevezető | 8 |
| 2.1. A sugárterápia ismertetése | 8 |
| 2.1.1. Sugárterápiás tervezések | 10 |
| 2.1.2. A hagyományos röntgen és CT-szimulátor | 11 |
| 2.2. Dózisszámolási módszerek | 13 |
| 2.3. Másodlagos ellenőrzés | 16 |
| 3. Faktor alapú dózisszámolási módszer | 17 |
| 3.1. Inverz négyzetes törvény | 17 |
| 3.2. Százalékos mélydózis görbe - PDD | 18 |
| 3.2.1. Mezőméret hatása | 19 |
| 3.2.2. Mezőalak | 20 |
| 3.2.3. Forrás-felszín távolság (SSD) függés | 21 |
| 3.3. Tissue-air ratio - TAR | 22 |
| 3.3.1. Visszaszórási faktor | 24 |
| 3.4. Szórás faktorok | 25 |
| 3.4.1. Kollimátor-szórás faktor - S_c | 25 |
| 3.4.2. Fantom-szórás faktor - S_p | 25 |
| 3.4.3. Teljes-szórás faktor - $S_{c,p}$ | 26 |
| 3.5. Dózisprofil és Off-axis arány | 26 |
| 3.6. Output (kalibrációs) faktor | 28 |
| 3.7. Dózis számolás | 30 |

| | |
|---|-----------|
| 3.7.1. Súlyfaktorok | 30 |
| 3.8. Sugárminőségi index | 31 |
| 4. Program | 32 |
| 4.1. Felhasználói felület | 32 |
| 4.2. Adatmegadási felület | 35 |
| 5. Program tesztelése, eredmények megbeszélése | 39 |
| 5.1. Négyzetes mezők vizsgálata | 40 |
| 5.1.1. A számoláshoz használt adatok | 43 |
| 5.2. Téglalap alakú mezők vizsgálata | 45 |
| 6. Összefoglalás | 49 |
| 7. Rövidítésjegyzék | 50 |
| Köszönetnyilvánítás | 52 |
| Irodalomjegyzék | 53 |

1. fejezet

Motiváció

A diplomamunkámat a General Eletric Healthcare Öveges József ösztöndíj program keretein belül készítettem. A cég kiemelt eredményeket ért el orvosi diagnosztika területen, de a sugárterápiás munkafolyamatban még vannak hiányosságai (1.1. ábra). Az AdvantageSim szoftver jelenlegi verziója a besugárzás tervezésben képes integrált regisztrációra, kontúrozásra, mezőméretek meghatározására, mezőillesztésre, azonban dózis számolásra már nem alkalmas.

A diplomamunkám célja, hogy az AdvantageSim szoftver a sugárterápiás munkafolyamat egy újabb szintjén is megjelenjen, az úgynevezett palliatív és sürgősségi kezelések dózis számolását lehetővé tevő modullal.



1.1. ábra. A sugárterápiás munkafolyamat. A GE a megjelölt folyamatokban (diagnosztika, tervezés, betegkövetés) vesz részt, a diplomamunka célja, hogy a dózisszámolás területén is megjelenjen.

2. fejezet

Elméleti bevezető

2.1. A sugárterápia ismertetése

Napjaink egyik leggyakoribb és legsúlyosabb betegségei a rosszindulatú daganatok. Biztos gyógymód egyelőre nem ismeretes, a klinikai gyakorlatban három különböző kezelési módszert alkalmaznak. Lehetséges a daganatok sebészeti úton történő eltávolítása, de csak jól lokalizált és megfelelően hozzáférhető tumorok esetén. Másik módszer a kemoterápia, ami lényegében az egész testre ható gyógyszeres kezelést jelent. A harmadik módszer a sugárterápia, azaz a tumoros szövetek radioaktív sugárzással történő roncsolása. A gyakorlatban ezeknek a módszereknek valamilyen kombinációját alkalmazzák.

A sugárterápiában különböző módszereket különböztetünk meg. Az egyik az ún. *brachyterápia*, amikor a sugárforrást közvetlenül daganatos szövetbe helyezik el. Ezzel a módszerrel viszonylag szelektíven lehet a tumort elpusztítani invazív módon, valamilyen applikátor alkalmazásával kell a sugárforrást a betegbe behelyezni.

A másik módszernél a besugárzás külső, betegen kívül elhelyezett sugárforrással történik, ekkor *teleterápiáról* beszélünk. Mivel a tumor általában a bőrfelszínnél mélyebben helyezkedik el, ezért amíg eléri a

célterületet, a sugárzás az útjába eső ép szöveteket is károsítja. Ennek a mérséklésére a kezelést több mezőből, különböző irányokból adják le, amelyek metszés tartományában a daganatos szövet áll. Így nagyobb térfogatú ép szövet lesz kitéve a sugárzás hatásának, azonban jóval kisebb dózist kapnak mintha egyetlen irányból kerülne leadásra az előírt dózis. A kezelések fracionáltak, azaz a teljes dózis leadása több alkalommal, általában hetek alatt, történik meg.

A teleterápiás kezelések napjainkban többnyire konformálisak, azaz a besugárzási mező alakban igazodik a tumorhoz, hogy csökkentsék a környező szövetek dózisterhelését. Ezeket a mezőalak módosításokat különböző takarásokkal érik el pl.: hagyományos blokkok, sokleveles kollimátor (MLC - multileaf collimator). Teleterápiás besugárzó készülék látható a 2.1. ábrán.



2.1. ábra. Teleterápiás besugárzó készülék

A daganatos beteg kb. 70%-ánál van szükség valamilyen sugárterápiás kezelésre. Amikor a kezelés során a teljes gyógyulás a cél, akkor kuratív kezeléstről beszélhetünk. Sajnos az esetek bizonyos százalékában már nem várható gyógyulás a betegség előrehaladott stádiuma miatt. Ilyenkor a kezelés célja a fájdalomcsillapítás, a daganat méretének csökkentése, illetve további növekedésének megakadályozása, a betegek életkörülményeinek

javítása, ekkor palliatív kezelésekről beszélünk. A palliatív kezeléseknél az összdózis és a frakcionálás, valamint a besugárzási céltérfogat kevésbé standardizálható, mint kuratív kezeléseknél. Minden esetben a beteg állapota, várható élettartama illetve a tünetek figyelembevételével individuális módon történik a besugárzástervezés. Ezekben az esetekben általában kisebb összdózist, nagyobb frakciódózist és egyszerűbb besugárzási módszereket alkalmaznak. Ez nem hanyagságból ered, hanem a cél a beteg aktuális állapotának megfelelően a tünetek enyhítése, a lehető legrövidebb idő alatt. Speciális esetekben szükség lehet a besugárzás azonnali megkezdésére, ilyenkor az akut életveszély elhárítása a feladat. Ez az úgynevezett sürgősségi terápia. [1]

A diplomamunkám célja egy a palliatív és sürgősségi kezelések végzéséhez szükséges számolásokat elvégző program írása. Lehetőség lesz különböző besugárzókészülékek definiálására, a hozzájuk tartozó adatok, valamint a kezeléshez szükséges geometriai és dózis értékek megadására. Ezek alapján a program kiszámolja mennyi monitor egységre lesz szükség a kezelés végrehajtásához.

2.1.1. Sugárterápiás tervezések

A daganat diagnosztizálása után az orvos eldönti a tumor elhelyezkedése és a betegség stádiuma alapján, hogy milyen kezelés szükséges. Amennyiben sugárterápiára is szükség van, akár csak kiegészítő kezelés esetén is, az alábbiak szerint járnak el. Először szükség van a betegről készült metszetképi felvételekre, amiket komputer tomográfias (CT - computed tomography) készülék segítségével vesznek fel. Fontos, hogy még akkor is készüljön felvétel a betegről, ha korábban készült diagnosztikai felvétel. Ennek oka, hogy a felvételek a beteg aktuális állapotát mutassák. Továbbá fontos, hogy natív CT legyen, azaz kontrasztanyag nélküli felvétel. Erre azért van szükség, mert a kontrasztanyag jelenléte megváltoztatja egyes

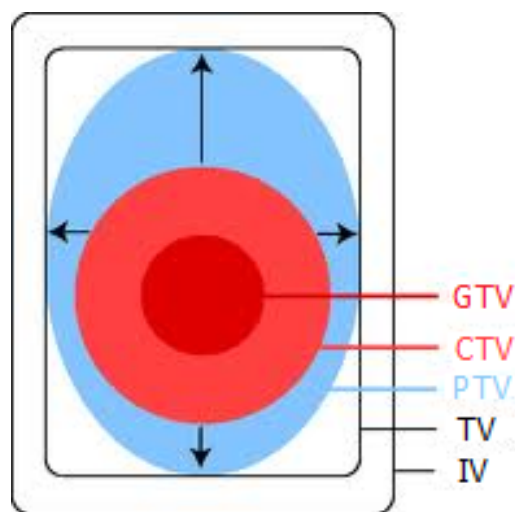
szövetek abszorpciós tulajdonságait a sugárzással szemben, aminek a hatása látszik a felvételeken. A tervek készítése a CT képek alapján történik, vagyis a megváltoztatott körülményekre, azonban a kezelések alatt nem lesz kontrasztanyag a páciens szervezetében, így nem az aktuális állapotnak megfelelő besugárzást kapná.

A CT képek felvétele után az orvos bekontúrozza a daganatos és védendő területeket, különböző biztonsági margók figyelembe vételével (2.2. ábra). Ezt követően a orvosfizikusok megtervezik a besugárzást meghatározva, hogy hány irányból, milyen alakú mezőkkel, mekkora dózist adjanak le az egyes frakciók alatt. A tervek készítésénél meg kell adni egy referencia pontot, amire a dóziselőírás érvényes. A tervezés célja, hogy az egész célterület a lehető legnagyobb pontossággal kapja meg ezt az előírt dózist, valamint a védendő szervek minél kisebb dózisterhelést szenvedjenek el. A tervek elkészítése után kezdődhet a beteg kezelése.

Palliatív és sürgősségi eseteknél az előbbiekben ismertetett folyamatleírástól eltérünk. A mielőbbi kezelés megkezdése érdekében nincs mindig lehetőség CT alapú tervezésre. Ezekben az esetekben az orvos a CT-szimulátorral előállított képen meghatározza a referencia pontot, az előírt dózist, valamint a kontúrozás hiányában az alkalmazandó mezőelrendezést, mezőméretet. Ezeknél a besugárzásoknál egyszerűbb technikákat alkalmaznak, többnyire téglalap alakú mezőket mezőmódosító eszközök nélkül, valamint egy mezővel, vagy két opponáló (egymással 180° -ot bezáró) mezőből történik a besugárzás. CT-szimulátorral előállított képeket láthatunk a 2.3. ábrán.

2.1.2. A hagyományos röntgen és CT-szimulátor

A hagyományos röntgenszimulátor olyan speciális képerősítő eszköz, amelynek forrás-detektor távolsága változtatható, és a klasszikus gyorsítók valamennyi mozgására képes, lehetővé téve a besugárzási tervek ellenőrzését. A CT-szimulátor (2.4. ábra) egy sík asztallappal felszerelt hagyományos CT



2.2. ábra. **GTV**: A látható tumor térfogata. **CTV**: A GTV-t és a körülötte lévő tumoros sejteket szórványosan tartalmazható térfogat. **PTV**: Tervezési céltérfogat. A CTV-n felül magába foglalja az esetleges elmozdulások által érintett térfogatot. A tervezés erre a térfogatra történik. **TV**: Kezelt térfogat. Az a besugarazott térfogat, amelyet a 95%-os izodózis görbe határol. **IV**: A teljes besugarazott térfogat.



2.3. ábra. CT-szimulátorral felvett képek (Philips Brilliance CT)

készülék, amely a koordináta rendszer valamint, a mezőbelépések jelölésére speciális lézerberendezéseket és szoftvert tartalmaz. Az alábbi műveleteket lehet vele végezni [9]:

- Betegpozíció meghatározása

- Izocentrum (IC) meghatározás és bejelölés
- A célterület és a rizikó szervek bejelölése
- Mezőelrendezés meghatározása
- A mezőhatárok és takarások meghatározása
- A CT képek és mezőadatok átvitele a tervezőrendszerbe
- A BEV és a mezők DRR-jének összehasonlítása

A palliatív kezelések során a CT-szimulátorral vagy hagyományos röntgen szimulátorral készített kép alapján történik meg a kezelés tervezése.



2.4. ábra. CT-szimulátor

2.2. Dózisszámolási módszerek

A sugárterápiás kezelések kivitelezéséhez szükséges a céltérfogat besugárzásakor keletkezett dóziseloszlás ismerete. A cél, hogy az orvosok által megjelölt célterületek megkapják a teljes előírt dózist, és az ép szövetek

sugárterhelése a lehető legkisebb legyen. A dóziseloszlások meghatározására két módszer terjedt el, a modell alapú és a korrekciós faktorokon alapuló számítási eljárások.

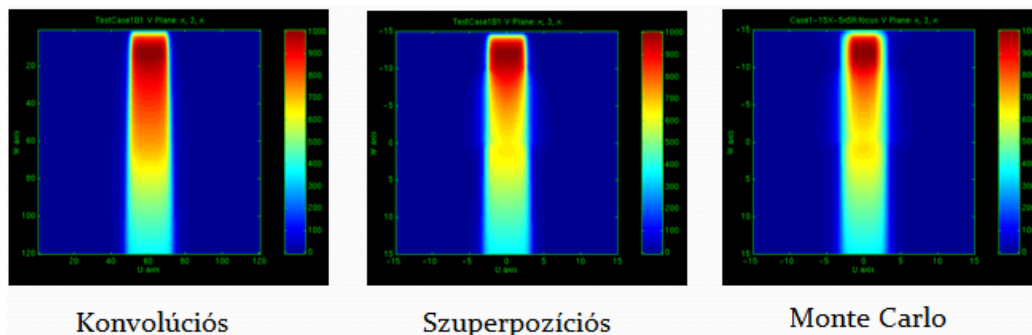
A korrekciós módszer lényege, hogy a besugárzókészülékek paramétereit (mélydózis görbe, dózisprofil, stb.) vízekvivalens fantomban az IEAE TRS 398 nemzetközi protokoll alapján ionizációs kamrával megmérjük. A mért értékek alapján határozzuk meg a dózisokat a kalibrálási geometriától való eltérések esetén, különböző korrekciós faktorok figyelembevételével. A terápiás készülékeknél minden energián meg kell adni egy kalibrációs faktort, ami megmutatja, hogy a besugárzókészülék által leadott monitor egység mekkora elnyelt dózisnak felel meg adott referencia pontban. A gyakorlatban azonban nem mindig erre a referencia pontra történik a dóziselőírás, ezért korrigálni kell a számolást az új kezelési geometriára. Továbbá szükség lehet a kezeléseknél alkalmazott mezőmódosító eszközök használatára, amik szintén módosítják a dózisleadást. A kalibrációs mérések vízben történnek, a beteg azonban nem homogén közeg, amit szintén figyelembe kell venni.

A modell alapú számolási módszerek a 90-es évek végétől kezdtek elterjedni. Az óriási számítási kapacitás igénye miatt szükség volt a fejlett számítástechnikai háttérre, hogy a tervezési idő minél rövidebb legyen. Az egyik megközelítés, hogy a nyalábokra modelleket hoznak létre, függvényekkel kísérlék meg leírni a folyamatokat, és azokat alkalmazzák az egyes páciensek adataira. Ezeknél a módszereknél a mért adatok csak a modell "finomhangolására" szolgálnak. Többféle módszert létezik:

Ilyen modell-alapú algoritmus például a pencil beam vagy magyarul a ceruzanyaláb konvolúciós modell, ahol egy vékony sugárnyalábot modelleznek, és a teljes sugármezőt ilyen vékony nyalábok szuperpozíciójával írják le. Az inhomogenitások hatásának korrigálásához elsődlegesen az ekvivalens szabad úthosszt veszik figyelembe. Az oldalirányú elektron

és foton transzport változásait nem modellezik (oldalra szórással). Szintén modell-alapú algoritmusok, azok, amelyek elsődlegesen a pont-kernel konvolúciós/szuperpozíciós modellt használnak. 3D-ben figyelembe veszik a primer és szekunder sugárzás transzportját a páciensben, a nyaláb intenzitásának változását a páciens felületén, a szöveti inhomogenitások dózisra gyakorolt hatását, és a blokkal vagy MLC-vel kialakított irreguláris mezők méretének változását. Az oldalirányú elektron és foton transzport változásait közelítéssel modellezik (oldalra szórással).

Egy másik lehetséges eljárás a Monte Carlo szimulációk használata. Ebben a módszerben a szimuláció részecske szinten történik, a forrásból nagyszámú fotont/elektront bocsátanak ki, minden egyes részecske életútját követve. A beteget egy szöveti modellel helyettesítik, amiben a sugárzás által leadott dózis meghatározása a közeg atomjaival lehetséges kölcsönhatások (fotoeffektus, Compton szórással, párkeltés) szimulációjával történik. Ez a módszer a legpontosabb, azonban hatalmas számítási kapacitás szükséglete miatt csak a legmodernebb tervezőrendszerek használják [8].



2.5. ábra. Ugyanannak a sugárnyalábnak három különböző modell alapú módszerrel történő szimulálása.

A diplomamunkámban a korrekciós faktorokon alapuló dózisszámolást használó programot írtam, mivel ez elsősorban palliatív és sürgősségi kezelésekre végzéséhez készül, és ezeknél a kezeléseknél a már korábban

említett okok miatt nem szükségszerű a "legpontosabb" kezelés alkalmazása. Megjegyezném, hogy ebből a számolási módszerből következő eltérések 3%-on belül vannak a tervezőrendszerek pontosabb számolásaikhoz képest.

2.3. Másodlagos ellenőrzés

A Nemzetközi Atomenergia Ügynökség TRS 430 kiadványában ajánlást tesznek arra, hogy a sugárterápiás kezelések során a kezelési terveket egy úgynevezett másodlagos MU számolással is ellenőrizni kell. Vagyis a terveket független módszerrel is ki kell számolni, azonban ehhez elég egy egyszerűbb számolási modellt alkalmazni. A lényeg, hogy a két különböző módon számolt monitor egységek száma közötti eltérés ne legyen nagyobb 3%-nál.[7]

Hazánkban ezt az ajánlást a klinikai gyakorlatban még nem alkalmazzák, ezért praktikus lenne a program ilyen irányú felhasználásával, fejlesztésével a jövőben foglalkozni.

3. fejezet

Faktor alapú dózisszámolási módszer

A betegre vagy fantomra érkező sugárnyalábból elnyelt dózis változik a behatolási mélységgel. Az elnyelődés az alábbiaktól függ:

- nyaláb energia
- mélység
- mező méret
- forrástól való távolság
- kollimáló rendszer

A dózis számolásnál ezek hatásait figyelembe kell vennünk. Első lépésben a fősugár mentén létrejövő változásokat határozzuk meg az alábbiakban bemutatott mennyiségekkel, törvényekkel.

3.1. Inverz négyzetes törvény

A pontforrásból kiinduló sugárzás intenzitása (foton fluens) a távolság négyzetével fordítottan arányosan gyengül. Ennek következményeként

szintén ilyen mértékben változik a levegőben mért dózisteljesítmény is.

A forrásoknak véges kiterjedése van, ezért messze kell mérnünk a forrástól, hogy pontszerűnek tekinthessük őket, ezért a forrás-felszín távolságnak (SSD - source-surface distance) legalább 80 cm-nek kell lennie, hogy a forrás mérete elhanyagolható legyen a távolság függvényében változó foton fluens szempontjából.

Az inverz négyzetes törvény csak az elsődleges (szórt sugárzás nélküli) nyalábra érvényes. [5]

3.2. Százalékos mélydózis görbe - PDD

A százalékos mélydózis görbe ábrázolja, hogy a vízben elnyelt dózis hogyan változik a mélység függvényében. A fősugár dóziseloszlását egy referencia mélységben lévő, a fősugár adott pontjára normalizálva adjuk meg.

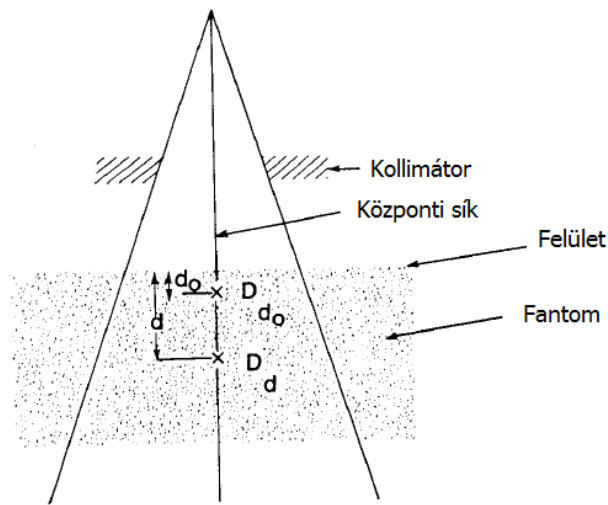
$$P = \frac{D_d}{D_{d_0}} \cdot 100 \quad (3.1)$$

ahol D az elnyelt dózis, d tetszőleges mélység, d_0 a referencia mélység.

Ortovoltos készülékekre (≤ 400 kVp) és kisenergiás röntgenyalábra a referencia mélység általában a bőrfelszín ($d_0 = 0$). Nagyobb fotonenergiákon a referencia pont a dózismaximum helye ($d_0 = d_m$).

Megfigyelhető, hogy nagyobb energiákon a dózismaximum helye már nem a bőrfelszínen van, hanem az energia növelésével egyre mélyebben helyezkedik el. A határfelület és a dózismaximum közötti távolságot felépülési zónának nevezzük. Nagyobb energiákon a felépülési zóna növekszik, vagyis ezeken az energiákon bőrkímélő hatást tapasztalunk, ami mélyebben fekvő daganatok kezelésénél nagy előnyt jelent.

A dózismaximum után a görbe alakja közelítőleg exponenciális lecsengésű, ha eltekintünk a inverz négyzetes fogyástól és a szórástól. A sugárminőség hatását a $(\bar{\mu})$ gyengítési együtthatón keresztül jellemezhetjük. Nagyobb energiákon, ahogy csökken a $\bar{\mu}$, a nyalábnak nagyobb lesz az áthatoló képessége, a százalékos mélydózis görbe értékei is nagyobbak lesznek a

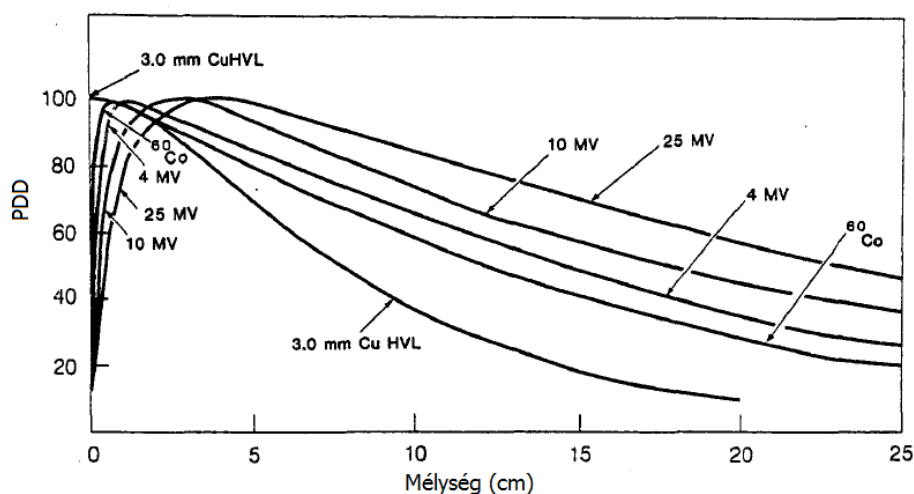


3.1. ábra. A százalékos mélydózis görbe mérési elrendezése. A referencia pont a dózismaximumban van.

felépülési zóna mögötti területen. [5].

3.2.1. Mezőméret hatása

Elegendően kis mezőre feltételezhető, hogy a mélydózis görbét minden pontban csak az elsődleges sugárzás alakítja ki (a szórástól eltekintünk). A mező méret növelésével a szórásból származó elnyelt dóziszárulék növekszik. A szórt dózis D_{max} -nál mélyebben jobban növekszik, mint D_{max} -ban, ezért a PDD növekszik a mezőmérettel. Ez a növekedés függ a nyaláb minőségétől. Nagy energián csökken a szórás valószínűsége, valamint főleg előre szórás történik, ezért ezeknél az energiáknál kevésbé jelentős a PDD mezőméret függése [5].



3.2. ábra. Százalékos mélydózis görbék különböző energiákon. Látható, hogy minél nagyobb az energia, annál nagyobb a felépülési zóna.

3.2.2. Mezőalak

Általában a PDD-t és a dózisszámoláshoz szükséges többi paramétert négyzetes mezőkre adják meg táblázatos formában, azonban a gyakorlatban gyakran nem négyzetes mezőt alkalmaznak, a különböző alakú mezők közötti kapcsolatot jellemezni kell. Téglalap alakú mezőkre Sterling által kidolgozott módszert alkalmazunk, amely szerint két mező megegyezik, ha azok $\frac{T}{K} = \frac{\text{terület}}{\text{kerület}}$ arányuk azonos [5].

A téglalap alakú mező esetén: $\left(\frac{T}{K}\right)_{rect} = \frac{ab}{2(a+b)}$; négyzetes mezőre: $\left(\frac{T}{K}\right)_{sq} = \frac{a'^2}{4a'}$

$$\left(\frac{T}{K}\right)_{rect} = \left(\frac{T}{K}\right)_{sq} \quad (3.2)$$

$$\frac{ab}{2(a+b)} = \frac{a'^2}{4a'} \quad (3.3)$$

$$a' = 4 \left(\frac{T}{K}\right)_{rect} = 2 \frac{ab}{a+b} \quad (3.4)$$

A későbbiekben a képletet módosították, mivel a téglalap alakú mezőknél szórás szempontból nem mindegy, hogy az egyes oldalhosszak beállítása az alsó vagy felső kollimátor párral történik. Ezt figyelembe véve az alábbi képletet kapjuk:

$$a' = \frac{(A + 1) * a * b}{A * a + b} \quad (3.5)$$

ahol, "A" egy készülékfüggő állandó, ami jól közelíthető a következő összefüggéssel:

$$A = \left(\frac{S_L}{S_U} \right)^2 \quad (3.6)$$

Itt S_L és S_U az alsó és felső kollimátorok tetejének a távolsága a forrástól mérve [6].

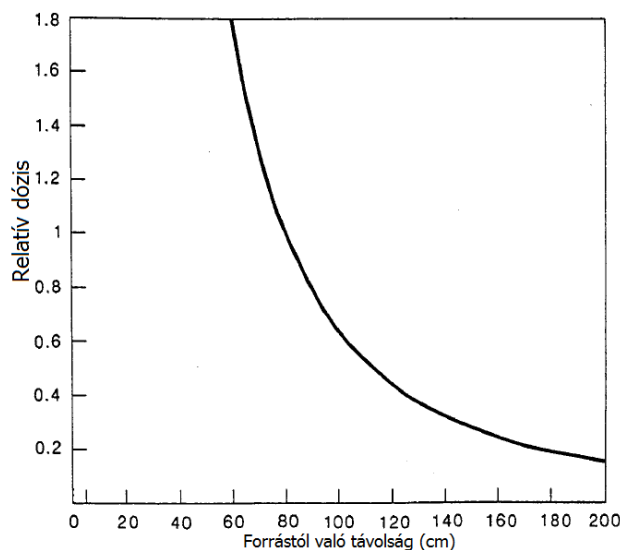
A gyakorlatban a dózisszámoláshoz szükséges mennyiségeket általában négyzetes mezőre adják meg, ezért fontos, hogy meg tudjuk határozni a különböző alakú mezők ekvivalens négyzetes mezőméretét.

3.2.3. Forrás-felszín távolság (SSD) függés

Mivel a PDD egy referencia ponthoz viszonyított relatív dózis, értéke növekszik a forrás-felszín távolság növekedésével, miközben az adott pont dózisteljesítménye csökken, ezt a folyamatot az inverz négyzetes törvénnyel magyarázhatjuk. (3.3. ábra)

A 3.3 látható, hogy két azonos távolságú pont között sokkal nagyobb a dózisteljesítmény csökkenés a forrás közelében, mint távolabbi régióban, azaz a PDD sokkal jobban csökken a forrás közelében.

Mivel a PDD határozza meg, hogy adott mélységben mekkora dózis adható le a referencia ponthoz képest, ezért törekedni kell, hogy a PDD minél nagyobb legyen, vagyis növelni kell az SSD-t, mivel azonban a tényleges dózis leadás csökken a távolsággal, ezért az megfelelő SSD-t optimalizálni kell. A gyakorlatban általában az SSD értéke 80 cm vagy 100



3.3. ábra. Az inverz négyzetes törvénynek megfelelő relatív dózisteljesítmény a távolság függvényében. A referencia mélység 80 cm.

cm [5].

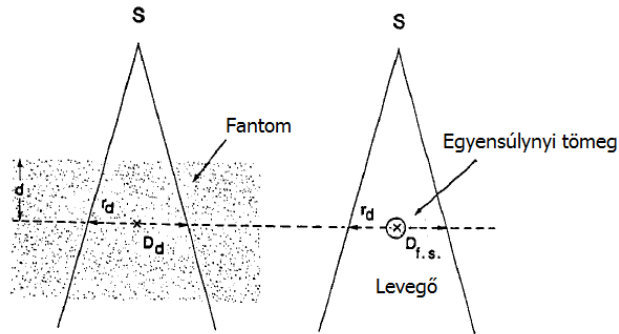
3.3. Tissue-air ratio - TAR

A TAR mennyiséget a forgó terápiás készülékekkel végzett kezelésekhez vezette be Johns 1953-ban. Forgó besugárzás esetben a besugárzófej körpálya mentén mozog egy tengely körül, ami általában a tumorban van. A forgás során az SSD folyamatosan változik a felület alakjától függően, amíg a forrás-tengely távolság (source-axis distance, SAD) állandó marad. Mivel a PDD függ az SSD-től, ezért korrigálni kell a folyamatos SSD változást, ami nehézkes a rutinszerű alkalmazások során. Az SSD függés kikerülés végett vezették be a TAR mennyiséget. A TAR definíció szerint, egy d mélységben fantomban mért D_d^{fs} dózis és ugyan ebben a pontban, de levegőben mért D_d dózis hányadosa.

$$TAR(d, r_d) = \frac{D_d}{D_d^{fs}} \quad (3.7)$$

ahol a r_d a d mélységben lévő mezőméret.

A TAR érték mérési elrendezése az 3.4. ábrán látható. A TAR be-



3.4. ábra. A TAR mennyiség meghatározásához szükséges mérési elrendezések.

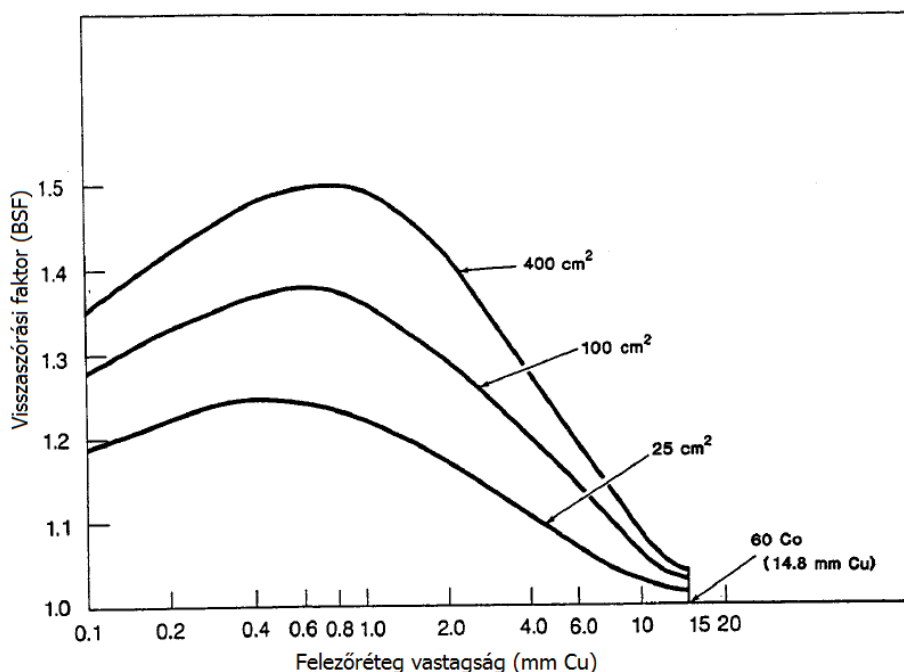
vezetésének legfontosabb előnye az a feltételezés, hogy értéke független a forrástávolságtól. Ez a közelítés a klinikumban használt távolságok esetében 2%-nál kisebb hibát jelent. A feltételezés azon alapszik, hogy a TAR értéke két ugyanolyan távolságban lévő pontban mért dózis aránya, ezért a foton fluens távolságfüggése kiesik. Ebből kifolyólag a TAR csak a fantom gyengítését és szórását adja meg a szabad levegőn elvégzett mérésekhez képest. Az elsődleges sugárnyaláb (a nyaláb szórt részétől eltekintünk) a fantomon belüli távolsággal exponenciálisan gyengül, ezért a TAR a fantomon belüli mélység függvénye, nem az SSD-jé. A szórt komponenseket is figyelembe véve ez már nem biztos, hogy igaz, de kimutatták, hogy a szórt rész hozzájárulása majdnem független a nyaláb széttartásától, és csak a mélységtől, valamint az adott mélységnél lévő mezőmérettől függ. Ezért elfogadható az a feltételezés, hogy a TAR olyan mennyiség, ami tartalmazza az elsődleges és szórt komponenseket is, és független az SSD-től [5].

3.3.1. Visszaszórási faktor

A TAR értéket a dózismaximum mélységében visszaszórási faktornak nevezzük (backscatter factor, BSF).

$$BSF = TAR(d_m, r_{d_m}) = \frac{D_{d_m}}{D_{d_m}^{fs}} \quad (3.8)$$

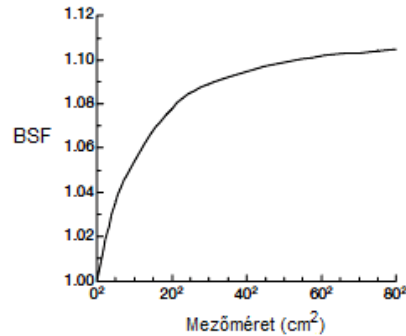
Természetesen a BSF is függetlennek tekinthető a forrástávolságtól. Megfigyelhető, hogy a BSF növekszik a mezőmérettel, valamint a sugárminőségtől függően eltolódik. Ortovoltos sugárzás esetében a BSF értéke akár



3.5. ábra. A BSF különböző minőségű és méretű mezőkre. A HVL a felezőréteg vastagság, ami arányos az energiával.

másfélszeresre is nőhet, ami 50%-os többlet dózist jelent a levegőben mért dózishoz képest a bőrfelszín közelében. Megavoltos készülékekre azonban ennél jóval kisebb, csak pár százalékos dózis növekedés tapasztalható, 8 MV felett ez a növekedés elhanyagolható, a $BSF \approx 1$ [5]. A 3.6 ábrán látható a BSF értékének változása a mező méretének függvényében ^{60}Co nyaláb

esetében.



3.6. ábra. A BSF a mezőméret függvényében ^{60}Co forrásra.

3.4. Szórás faktorok

3.4.1. Kollimátor-szórás faktor - S_c

A nyaláb output (expozíciós ráta, dózisteljesítmény - cGy/MU) levegőben mérve függ a mezőmérettől, ahogy az nő, úgy növekszik vele az output faktor értéke is. Ennek oka a kollimátoron történő szórás, ami hozzáadódik az elsődleges sugárzáshoz.

A kollimátor-szórás faktort úgy definiálják, mint egy adott mezőméret és egy referencia mező output faktorának a hányadosa szabad levegőn ugyanabban a pontban. A referencia mező általában $10 \times 10\text{cm}^2$ [3].

$$S_c = \left(\frac{\text{tetszőleges mezőméret output}}{\text{referencia mezőméret output}} \right)_{\text{levegő}} \quad (3.9)$$

3.4.2. Fantom-szórás faktor - S_p

A foton nyaláb nem csak a kollimátoron szóródik, hanem akkor is, amikor belép a betegbe/fantomba, ezért a forrástól ugyanolyan távolságban mérve a nyaláb output faktort fantomban és levegőben eltérést tapasztalunk, ami a fantomban való szórás eredménye. Ezt a szórt többlet dózist veszi figyelembe

a fantom-szórás faktor, az S_p .

A fantom-szórás faktort egy tetszőleges és egy referencia mezőméretnél mért visszaszórási faktorok (BSF) hányadosaként definiáljuk:

$$S_p = \frac{BSF(r)}{BSF(r_{ref})} \quad (3.10)$$

ahol r a tetszőleges mező ekvivalens négyzetes mezőmérete és r_{ref} a referencia mezőméret, általában $10 \times 10 \text{cm}^2$.

Vagyis az S_p kifejezi, hogy az aktuális mezőméretnél fellépő szórt dóziskomponens, hogyan viszonyul a referencia mezőméretnél lévő szórt komponenshez [3].

3.4.3. Teljes-szórás faktor - $S_{c,p}$

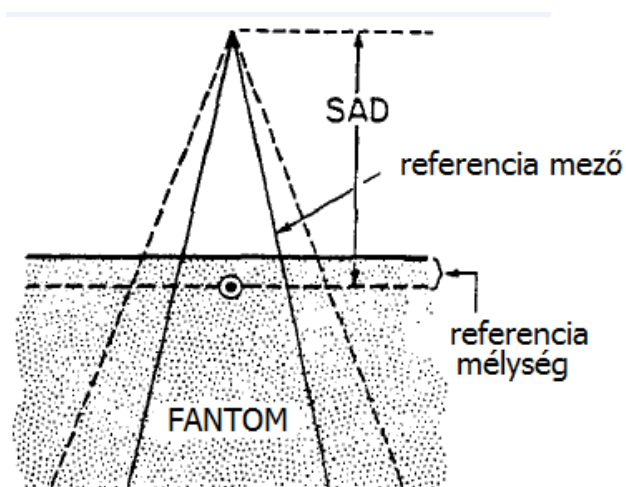
Adott foton sugárzásnál és SSD-nél a dózisteljesítmény egy adott mélységben (pl.: a dózismaximum d_{max} mélységében) függ az A mezőmérettől. A teljes-szórás faktor definíciója:

$$S_{c,p}(A) = \frac{D(d_{max}, A)}{D(d_{max}, 10)} = S_c \cdot S_p \quad (3.11)$$

azaz a dózismaximumnál mért A mező és az ugyanitt mért $10 \times 10 \text{cm}^2$ -es mező dózisének a hányadosa, vagy a kollimátor és fantom-szórás faktorok szorzata [3].

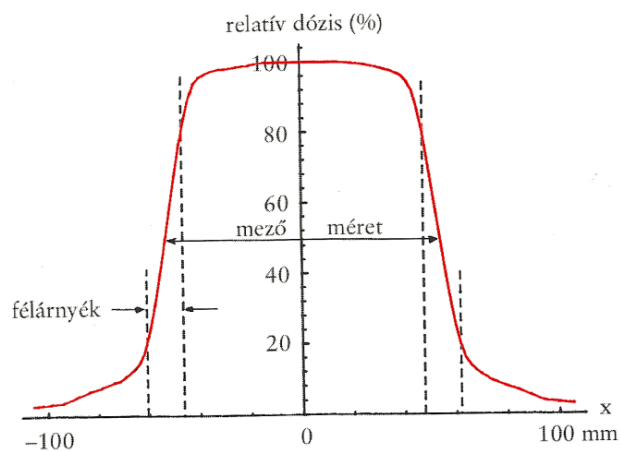
3.5. Dózisprofil és Off-axis arány

Dózisprofilnak nevezzük azt a görbét, ami a fősugárra merőleges síkban jellemzi a sugárnyalábot vízben, vagy vízekvivalens síkfantomban. A dózisprofil jellemzi a nyaláb szimmetriáját és homogenitását, valamint a dózisprofilból határozható meg a mezőméret és a nyaláb félárnyéka, ez a 3.8. ábrán látható. A mezőméretet a dózisprofil görbe jobb és bal oldalán található 50%-os pontok közötti távolság nagyságával jellemezzük, a félárnyék vagy penumbra értékét a dózisprofil azonos oldali 80%- és 20%-os értékei közötti távolság



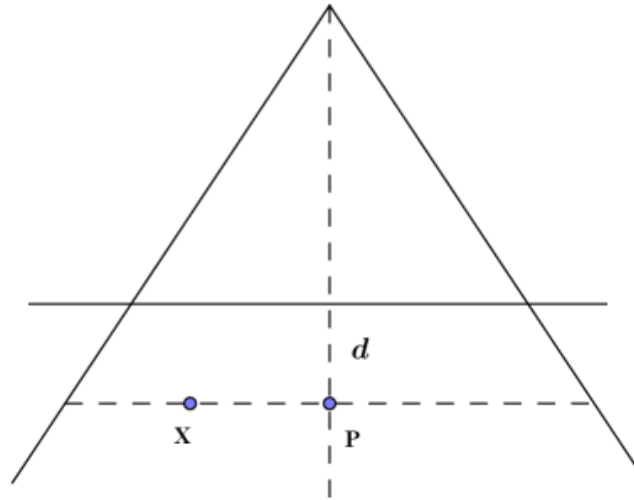
3.7. ábra. A teljes-szórás faktor mérési geometriája.

határozza meg. [10]



3.8. ábra. Dózisprofil

Az off-axis arány (off-axis-ratio - $OAR_d(x)$) a d mélységben lévő tetszőleges x pont dózisának és ugyanabban a mélységben lévő, a főtengely p pontjában mért dózisnak a hányadosa szimmetrikus, nyílt mezőnél, elsődleges (primary beam), szórás nélküli nyaláb esetében. (lásd 3.9. ábra)



3.9. ábra. Off-axis arány definíciója.

$$OAR_d(x) = \frac{D_X}{D_P} \quad (3.12)$$

Az dózis profilt kiegyenlítő szűrővel (flattening filter) állítják elő, ami körszimmetrikus mezőt eredményez, az OAR értékeket táblázatban adják meg, a mélység és a körsugár függvényében.

Az off-axis (főszugáron kívüli) pontban mért eltérés a szórásjárulék változásából ered. Minél távolabb vagyunk a főszugártól, annál kisebb a szórás, továbbá függ a mérési pont mélységétől is. [5].

3.6. Output (kalibrációs) faktor

A sugárkezelések meg kell határozni azt a kalibrációs faktort, ami megadja, hogy a terápiás készülék által leadott monitor egységek (MU) mekkora elnyelt dózist felelnek meg. Ez a gyakorlatban azt jelenti, hogy meg kell határozni, hogy egy pontosan definiált referencia pontban, referencia mezőméret esetében 100 MU leadásakor hány cGy dózist kap a beteg. Ideális esetben úgy kell a besugárzókezelést kalibrálni, hogy 100 MU leadása 100 cGy-nek feleljen meg.

A monitor egység a besugárzófejbe beépített detektorok jele, amik a fejből lévő sugárnyalábot ellenőrzik. A fejből kilépő nyaláb gyengül, mire eléri a páciens, valamint a testen belül is különböző effektusok módosítják a dózis értékét, szóródást szenved a kollimátoron és a betegben is. Az elnyelt dózis értékét fantomban végzett mérésekkel határozzuk meg.

A gyakorlatban gyakran a következő referencia értékeket alkalmazzák:

- SSD: 80 v. 100 *cm*
- Mezőméret: $10 \times 10 \text{ cm}^2$
- Fantomon belüli referencia mélység: dózismaximum helye a nyaláb fősugara mentén
- Az output faktor értéke a referencia pontban: $O = 1 \frac{\text{cGy}}{\text{MU}}$

Az energia függés korrekciós faktorokkal nem vehető figyelembe, a besugárzókészülék minden energiájára meg kell határozni az output faktort!

A dózisszámolás során a referencia mérések eredményeinek megfelelő korrekciós faktorokkal történő módosításával kapható meg a valós mezőelrendezés által kiszolgáltatott dózis értéke. Ezek a korrekciós faktorok meghatározhatók méréssel (különböző szórési faktorok) vagy matematikai számításokkal (SSD korrekciós faktor). [3].

3.7. Dózis számolás

Monitor egység számolás képlete [5]

$$MU = \frac{D}{O \times OF \times ISq \times DDF \times OAF \times TF} \quad (3.13)$$

- D: előírt dózis a normálási pontra
- O: kalibrált output (cGy/MU) standard körülményekre
- OF: output (szórási) faktorok: S_c , S_p , $S_{c,p}$
- ISq: inverz négyzetes korrekció; használata attól függ, hogy eltér-e a kezelési beállítás a kalibrálásától
- DDF: mélydózis faktor (PDD, TAR, TMR, TPR)
- OAF: off-axis faktor (nyitott vagy ékelt)
- TF: transzmissziós faktor (gyengítés)

SSD kezelések esetében

$$MU = \frac{D}{O \times S_c \times S_p \times PDD \times OAF \times TF \times SSDfaktor} \quad (3.14)$$

$$SSDfaktor = \left(\frac{SCD}{SSD + d_{max}} \right)^2 \quad (3.15)$$

$$SSDfaktor = SSD_{kalibrálási} + d_{max}$$

Megjegyzés: SSD kezeléséknél a mezőméretet a bőrfelszínen kell meghatározni [5].

3.7.1. Súlyfaktorok

Az előírt dózis egy normálási pontra vonatkozik, ami leadható több mezőből is. Az egyes mezők dózishozadákát súlyfaktorok segítségével határozzuk meg, ami kifejezi, hogy az adott mező milyen mértékben vesz részt a teljes

dózis kialakításában. Az i -dik mező dóziséát az alábbiak szerint adhatjuk meg:

$$D_i = D_{össz} \left(\frac{w_i}{\sum_i w_i} \right) \quad (3.16)$$

ahol $\left(\frac{w_i}{\sum_i w_i} \right)$ -t általában százalékos értékben adják meg [5].

3.8. Sugárminőségi index

Az IAEA TRS 398-as protokollban bevezetett mennyiség, amely különböző besugárzókészülékek által kibocsátott sugárzási terek összehasonlítására szolgál [4]. A sugárminőségi indexet az alábbi képlet szerint definiálták:

$$TPR_{20,10} = \frac{TPR(20, d_{ref}, 10)}{TPR(10, d_{ref}, 10)} \quad (3.17)$$

azaz $10 \times 10 \text{ cm}^2$ -es mezőméretnél, 100 cm forrás-detektor távolságnál a 20 cm és 10 cm mélyen mért TPR értékek hányadosa. Körülbelül 700 lineáris gyorsítón mért adatok alapján a sugárminőségi index és a PDD között az alábbi empirikus összefüggést írhatjuk fel:

$$TPR_{20,10} = 1,2661 \times PDD_{20,10} - 0,0595 \quad (3.18)$$

A protokoll kimondja, hogy ha két készülék sugárminőségi indexe közel megegyezik, akkor a két készülék által kibocsátott sugárzás dózisleadási viszonyai megegyeznek az adott energián [3]. Ez lehetővé teszi számunkra, hogy egy adott készülékkel pl.: vízfantomban mért értékeket ellenőrizhessünk egy másik besugárzókészüléktől származó szórási faktorok alapján [4].

4. fejezet

Program

A következőkben az általam írt program működése kerül bemutatásra. Két felületet tartalmaz a program, az egyik a kezelésekhez szükséges adatok megadása, és a számolás végrehajtása történik, a másik a készülékek jellemző paramétereinek definiálására szolgál. Az utóbbihoz nincs szabad hozzáférés, csak jelszóval lehet elérni.

4.1. Felhasználói felület

A programfelületet a 4.1. ábrán láthatjuk. Először meg kell adnunk a kezelési paramétereket, az előírt dózist, a referencia pont mélységét és a mezőméretet. Ezt értelemszerűen az egyes paramétereknek megfelelő helyen tehetjük meg. A palliatív kezelések során téglalap alakú mezőket alkalmaznak, a programban ennek megfelelően kell megadni a mező két különböző oldalhosszát, ezeket "a" a mező szélességét és "b" a mező hosszát, valamint "A" a kollimátor párok állását figyelembe vevő paramétert jelöli a "Mezőméret" panelen belül. Miután megadtuk az oldalhosszakat a panel "OK" gombjára kattintva a program kiszámolja az ekvivalens négyzetes mezőméretet.

A számolás előtt még ki kell választani milyen készülékkel fog történni a

4.1. ábra. **Felhasználói felület.** Megadhatjuk az előírt dózist, valamint a referencia mélységet. A "Mezőméret" panelben adhatjuk meg a téglalap alakú mezőt, majd az "OK" gombbal számíthatjuk ki az ekvivalens négyzetes mezőt. A listbox-ból a "Kiválaszt" gombbal adhatjuk meg a kezeléshez használt készüléket. Végül a "Számol" gombbal számoltatjuk ki a kezeléshez szükséges monitor egységek számát.

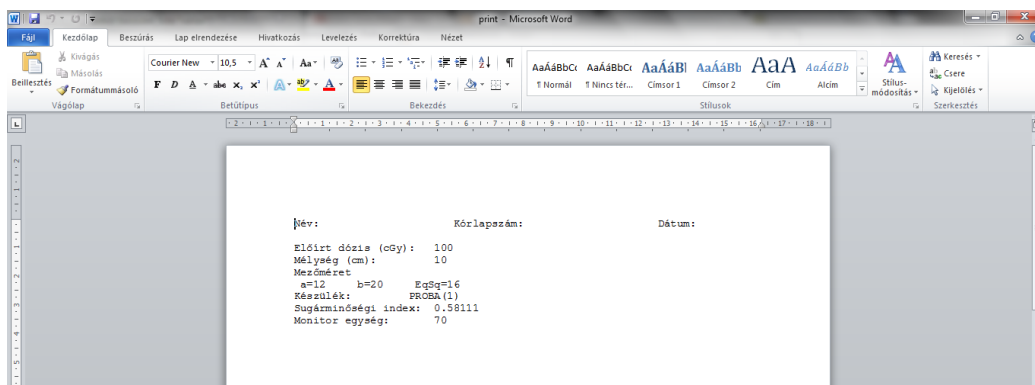
kezelés. Ezt a listbox-ból tudjuk megtenni. Ezután a "Választ" gombbal tudjuk a kiválasztott készülékhez tartozó mélydózis és szórási adatokat betölteni.

A "Számol" gombra kattintva a program kiszámolja, hogy a beállított paramétereknek megfelelően mennyi monitor egységre van szükség a megadott dózis leadásához az előírt pontban.

Végül a "Sugárminőségi index" mezőben a IAEA TRS 398-as protokolljában meghatározott sugárminőségi index jelenik meg a kiválasztott készülék adott energiáján.

Számolás, a program háttere

A program a (3.14) képlet alapján számol, amelynek paramétereit a felhasználó közvetlenül adja meg valamint az előre definiáltak közül választja ki. A listbox-ba a program indulásakor kerülnek be a korábban definiált készülékek nevei, egy külső fájlból. A megadott értékek a mélydózis

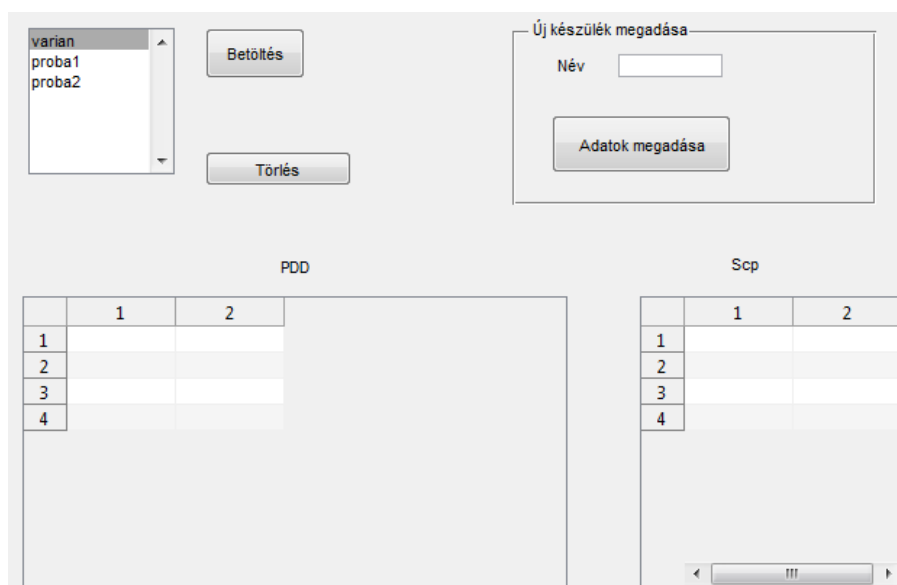


4.2. ábra. A terv exportálása. A kezelési paramétereket egy word dokumentumba írja, valamint hozzáad egy fejléctet, ahol megadhatjuk a beteg nevét és kórlapszámát, illetve a dátumot.

táblázatban mélység és mezőméret függvényében találhatóak, míg a szórási értékek a mezőméret függvényében. Ezekben a táblázatokban csak meghatározott pontokban vannak értékek, ezért előfordulhat, hogy a kezeléshez megadott paraméterekhez nem tartozik a táblázatban lévő mért érték. Ekkor lineáris interpolációval határozza meg a program a megfelelő értékeket a két legközelebbi mért adat alapján.

Miután a program elvégezte a számolást lehetőségünk van a terv exportálására, amit az "Exportálás" gombra kattintva tehetünk meg. Ekkor a tervben megadott paramétereket és a kiszámolt monitor egységet egy word dokumentumba írja bele, majd megnyitja (4.2). Az adatlapot ellátja fejléccel, ahol megadhatjuk a beteg nevét, a kórlapszámát, illetve a számolás dátumát. Ezt a dokumentumot kinyomtathatjuk, illetve elmenthetjük a számítógépre. Megjegyzés: A Word megnyitásakor esetleg rákérdezhet fájlátalakításra, a dokumentum kódolására. Ekkor válasszuk a Windows alapértelmezettet, vagy az Unicode(UTF-7)-et.

Megjegyzés: A programban a tizedes értékeket tizedesponttal kell megadni.



4.3. ábra. Adatmegadási felület induló profilja. Az "Új készülék megadás" panelben tudunk új készüléket definiálni. A bal felső listbox-ból tudjuk betölteni a már meglévő készülék adatokat. A "Törés" gomb megnyomása után lehetőség van a kiválasztott készülék eltávolítására.

4.2. Adatmegadási felület

Ezen a felületen (4.3. ábra) van lehetőség létrehozni az egyes besugárzókészülékeket, és megadni a hozzájuk tartozó mélydózis és szórás értékeket. Fontos megjegyezni, hogy azonos készülék esetén, a különböző energiákra, külön táblázatokat kell definiálni.

Az "Új készülék megadása" panelen van lehetőségünk új készülék definiálására. Ehhez előbb meg kell adnunk egy nevet, majd az "Adatok megadása" gombra kattintás után felugrik ablak, ahol ki kell választani hova szeretnénk menteni majd a készülék adatait. Ezután megnyílik egy üres excel dokumentum, aminek a megfelelő fülein (PDD és Scp) tudjuk megadni a megfelelő paramétereket. Az adatok beírása után mentjük el a dokumentumot **azonos névvel**, mint amit megadtunk az elején. Az

excel fájl a programokat tartalmazó matlab fájlok mappájába kell menteni! Miután végeztünk a felületen található listbox-ban megjelenik az újonnan létrehozott készülék.

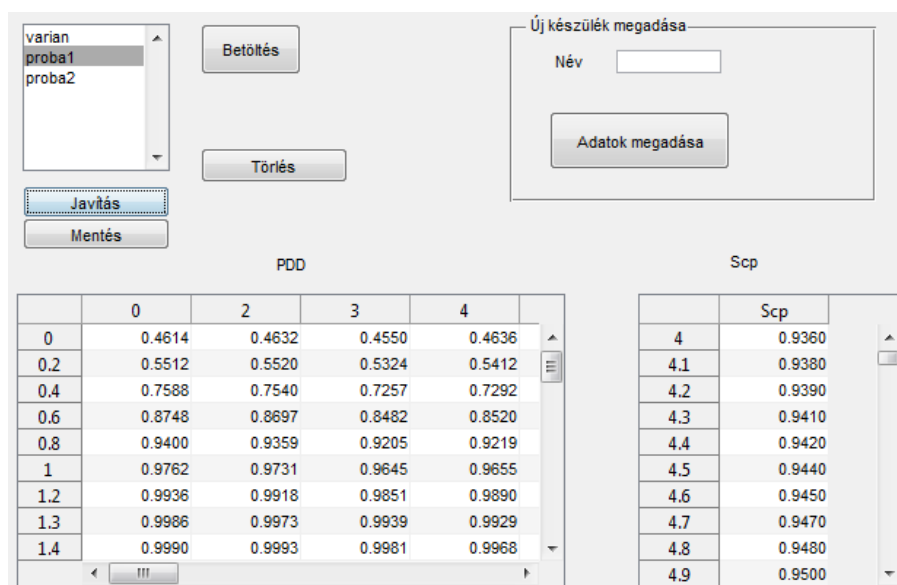
A már meglévő készülékek adatait megtekinthetjük, ha azokat a listbox-ban kiválasztjuk, majd a "Betöltés" gombra kattintunk. Ekkor a felületen található mélydózisnak és szórásnak, "PDD"-nek és "Scp"-nek, megfelelő táblázatokba betöltődnek az értékek. A PDD táblázat sornevei a mélységet jelölik cm-ben kifejezve, az oszlopok nevei pedig a négyzetes mezőméreteket. A Scp táblázatnál a sorok nevei a négyzetes mezőméreteket adják meg.

Lehetőségünk van a már meglévő adatok módosítására is (4.4. ábra). Ehhez előbb be kell tölteni a változtatni kívánt táblázatot, ekkor megjelenik a "Javítás" gomb. A gombra kattintás után át lehet írni az adatokat a matlab felületen. A "Javítás" gomb megnyomása után megjelenik a "Mentés" gomb. Erre kattintva a program felülírja a betöltött készülék adatait és elmenti őket. A mentés után a "Javítás" és a "Mentés" gombok eltűnnek.

Az adatok törlésére is lehetőség van (4.5. ábra). Ehhez válasszuk ki a törölni kívánt készüléket a listbox-ból, majd kattintsunk a "Törlés" gombra. Biztonsági okokból nem rögtön történik meg az adatok eltávolítása, hanem megjelenik egy "Megerősítés" gomb, amire kattintva már tényleg törlődni fognak a kiválasztott készülék adatai. A megerősítésről egy megjelenő szöveg is tájékoztatni fog minket. Amennyiben a "Törlés" gombra kattintás után megváltoztatjuk a kiválasztott készüléket a "Megerősítés" gomb eltűnik, hogy ne legyen lehetőség véletlenül másik készülékre átkattintani a tényleges törlés előtt.

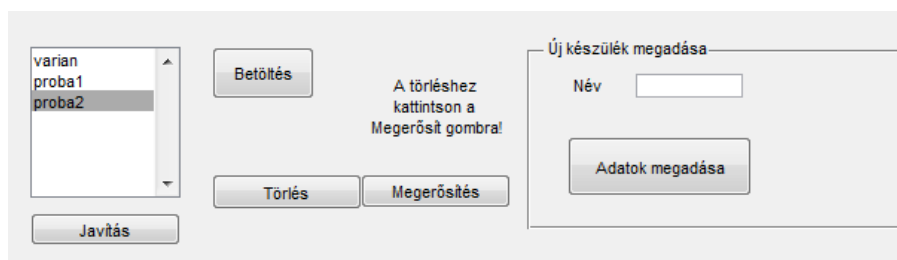
Megjegyzés: Az új készülék nevében nem szerepelhet szóköz, különben a program felszólítja a felhasználót, hogy adjon meg szóköz nélküli nevet.

Megjegyzés: A program indulásakor automatikusan betöltődik a már



4.4. ábra. Adatmegadási felület adatmódosítás esetén. A "Javítás" gomb megnyomása után tudjuk átírni a táblázat adatait, majd a "Mentés" gombbal felülírhatjuk a korábbi értékeket.

korábban definiált készülékek listája.



4.5. ábra. Adatmegadási felület törlés esetén. A "Törleszt" gomb megnyomása után a "Megerősítés" gombbal tudjuk véglegesíteni az adatok eltávolítását. Erről egy megjelenő szöveg tájékoztatja a felhasználót.

5. fejezet

Program tesztelése, eredmények megbeszélése

A program teszteléséhez szükséges méréseket az Országos Onkológiai Intézetben végeztem, Siemens Primus lineáris gyorsító paramétereivel. Lehetőségem volt egy a klinikai gyakorlatban használt tervezőrendszerrel összehasonlítani a programom által számított értékeket. A tervezőrendszerrel 40×40 cm-es vízfantomban terveztem, a palliatív sugárkezelés tipikus mezőparamétereinek alkalmazásával.

Az Országos Onkológiai Intézetben végzett méréseknél a beállítások a következők voltak:

Előírt dózis: 100 cGy

SSD: 100 cm

Foton energia: 6 MV

Mélység: 1-10 cm, cm-enként haladva

5.1. táblázat. Négyzetes mezők vizsgálata az Országos Onkológiai Intézetben. Különböző mezőméretek és mélységek esetén 100 cGy leadásához szükséges monitor egységek száma (MU) 6 MV-os fotonok esetén.

| Mélység (cm) | Négyzetes mezőméret oldalhossza (cm) | | | | | | | | |
|--------------|--------------------------------------|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|
| | 3 | 5 | 7 | 10 | 15 | 20 | 25 | 30 | 35 |
| 1 | 114 | 110 | 107 | 104 | 101 | 98 | 97 | 96 | 95 |
| 2 | 111 | 108 | 105 | 102 | 98 | 96 | 95 | 94 | 93 |
| 3 | 117 | 112 | 108 | 105 | 101 | 99 | 97 | 96 | 95 |
| 4 | 124 | 118 | 114 | 110 | 105 | 103 | 101 | 100 | 99 |
| 5 | 132 | 125 | 120 | 115 | 110 | 107 | 105 | 104 | 103 |
| 6 | 140 | 132 | 127 | 121 | 115 | 112 | 110 | 108 | 107 |
| 7 | 149 | 140 | 134 | 128 | 121 | 117 | 115 | 113 | 111 |
| 8 | 159 | 149 | 141 | 134 | 127 | 123 | 120 | 118 | 116 |
| 9 | 169 | 158 | 149 | 141 | 133 | 128 | 126 | 123 | 122 |
| 10 | 180 | 167 | 158 | 149 | 140 | 135 | 131 | 129 | 127 |

5.1. Négyzetes mezők vizsgálata

Az Országos Onkológiai Intézetben mért adatokat a 5.1. táblázat, míg a programom által számolt értékeket a 5.2 táblázat tartalmazza.

A két módszerrel meghatározott értékeken látszik, hogy jellegre azonosak, megfelelnek az elméleti elvárásoknak. Megfigyelhető a felépülési zóna és a dózismaximum, ami vízfantom esetében 1,5 cm-nél található. A dózismaximum közelében kisebb monitor egységet kapunk, mint más mélységekben. Jól látható, hogy 2 cm-nél minimális az MU értéke, mivel ez a mérési pont van legközelebb a dózismaximumhoz. Dózismaximumban nem mértem, de ez mélység elég közel áll hozzá, hogy látszódjon a jelenség. A szórt sugárzás dóziszjáruléka is látszik az adatokon, mivel egy adott mélységben a 100 cGy leadásához szükséges monitor egységek száma csökken a mezőméret növekedésével.

5.2. táblázat. Négyzetes mezők vizsgálata a saját programmal. Különböző mezőméretek és mélységek esetén 100 cGy leadásához szükséges monitor egységek száma (MU) 6 MV-os fotonok esetén.

| | Négyzetes mezőméret oldalhossza (cm) | | | | | | | |
|--------------|--------------------------------------|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|
| Mélység (cm) | 5 | 7 | 10 | 15 | 20 | 25 | 30 | 35 |
| 1 | 109 | 106 | 102 | 99 | 97 | 96 | 95 | 94 |
| 2 | 106 | 103 | 101 | 98 | 97 | 95 | 95 | 94 |
| 3 | 111 | 108 | 105 | 102 | 100 | 99 | 98 | 97 |
| 4 | 117 | 113 | 110 | 107 | 104 | 104 | 102 | 101 |
| 5 | 123 | 119 | 116 | 111 | 109 | 107 | 106 | 105 |
| 6 | 131 | 126 | 121 | 116 | 114 | 112 | 110 | 109 |
| 7 | 138 | 132 | 128 | 122 | 119 | 116 | 115 | 113 |
| 8 | 147 | 140 | 134 | 128 | 124 | 121 | 120 | 118 |
| 9 | 155 | 148 | 141 | 134 | 130 | 127 | 125 | 123 |
| 10 | 165 | 157 | 149 | 140 | 136 | 133 | 130 | 129 |

5.3. táblázat. A mért és saját programmal számolt adatok összehasonlítása négyzetes mezőkre. A mért adatokat elosztottam a számoltakkal, így százalékos értékben látható a két módszer közötti eltérés. Az eredmények megfelelnek az előírt feltételnek, minden esetben 3%-on belüli az eltérés.

| Mélység (cm) | Négyzetes mezőméret oldalhossza (cm) | | | | | | | |
|--------------|--------------------------------------|------|------|------|------|------|------|------|
| | 5 | 7 | 10 | 15 | 20 | 25 | 30 | 35 |
| 1 | 1,01 | 1,01 | 1,02 | 1,02 | 1,01 | 1,01 | 1,01 | 1,01 |
| 2 | 1,02 | 1,02 | 1,01 | 1,00 | 0,99 | 1,00 | 0,99 | 0,99 |
| 3 | 1,01 | 1,00 | 1,00 | 0,99 | 0,99 | 0,98 | 0,98 | 0,98 |
| 4 | 1,01 | 1,01 | 1,00 | 0,98 | 0,99 | 0,97 | 0,98 | 0,98 |
| 5 | 1,02 | 1,01 | 1,00 | 0,99 | 0,98 | 0,98 | 0,98 | 0,98 |
| 6 | 1,01 | 1,01 | 1,00 | 0,99 | 0,98 | 0,98 | 0,98 | 0,98 |
| 7 | 1,01 | 1,02 | 1,00 | 0,99 | 0,98 | 0,99 | 0,98 | 0,98 |
| 8 | 1,01 | 1,01 | 1,00 | 0,99 | 0,99 | 0,99 | 0,98 | 0,98 |
| 9 | 1,02 | 1,01 | 1,00 | 0,99 | 0,98 | 0,99 | 0,98 | 0,99 |
| 10 | 1,01 | 1,01 | 1,00 | 1,00 | 0,99 | 0,98 | 0,99 | 0,98 |

A 5.3 táblázatban a kétféle számolás összehasonlítása látható úgy, hogy az OOI-ban mért adatokat elosztottam a programom által számoltakkal. Ez az összehasonlítás azért is célszerű, mert így rögtön látszik a két módszer közötti százalékos eltérés.

Az eredményekből látszik, hogy a szükséges 3%-on belül vannak az eltérések sőt, egy esetet kivéve 2%-nál nincs nagyobb különbség. Leolvasható, hogy a számolás $10 \times 10 \text{ cm}^2$ -es mezőméretnél a legpontosabb, ami annak köszönhető, hogy a kalibrálásoknál ez szokott lenni a referencia mezőméret, így innen származnak a legpontosabb értékek. Megfigyelhető még, hogy $10 \times 10 \text{ cm}^2$ -es mező alatt a program alulbecsli a tervezőrendszerrel meghatározott értékeket, míg e fölötti mezők esetén inkább túlbecsüli azokat.

5.4. táblázat. A program által használt Siemes Primus lineáris gyorsító mélydózis görbe adatai.

| Mélység (cm) | Négyzetes mezőméret oldalhossza (cm) | | | | | | | |
|--------------|--------------------------------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| | 5 | 7 | 10 | 15 | 20 | 25 | 30 | 35 |
| 1 | 0,963 | 0,968 | 0,97 | 0,978 | 0,984 | 0,989 | 0,991 | 0,993 |
| 2 | 0,993 | 0,99 | 0,992 | 0,99 | 0,989 | 0,988 | 0,986 | 0,988 |
| 3 | 0,946 | 0,95 | 0,952 | 0,954 | 0,954 | 0,954 | 0,955 | 0,953 |
| 4 | 0,897 | 0,903 | 0,909 | 0,913 | 0,916 | 0,917 | 0,919 | 0,92 |
| 5 | 0,849 | 0,857 | 0,866 | 0,875 | 0,879 | 0,881 | 0,883 | 0,886 |
| 6 | 0,801 | 0,816 | 0,826 | 0,837 | 0,841 | 0,845 | 0,847 | 0,85 |
| 7 | 0,758 | 0,773 | 0,785 | 0,798 | 0,807 | 0,811 | 0,815 | 0,817 |
| 8 | 0,716 | 0,733 | 0,748 | 0,762 | 0,772 | 0,777 | 0,782 | 0,784 |
| 9 | 0,674 | 0,691 | 0,71 | 0,727 | 0,736 | 0,743 | 0,747 | 0,753 |
| 10 | 0,635 | 0,653 | 0,704 | 0,692 | 0,702 | 0,71 | 0,716 | 0,721 |

Ez alapján a program rendelkezik az előírásoknak megfelelő pontossággal.

5.1.1. A számoláshoz használt adatok

A programban konfiguráltam a Siemens Primus lineáris gyorsítóhoz tartozó mérési adatok alapján a mélydózis görbe adatait tartalmazó excel táblázatot. Meghatároztam a 6 MV sugárminőségét, ami megegyezett a NAÜ továbbképzésen ismertetett gyorsító értékével, így az $S_{c,p}$ értékeket nem mérésel határoztam meg, hanem az ott bemutatott táblázati értékeket alkalmaztam. A méréseket is szerettem volna elvégezni, de sajnos nem rendelkezünk az ESTRO 3. Booklet-jében ismertetett mini fantommal, így nem tudtunk mérni. A programban használt adatokat a 5.4 és 5.5 táblázatok ismertetik.

5.5. táblázat. A program által használt teljes szórási értékek ($S_{c,p}$), NAÜ adatok alapján.

| Négyzetes Mezőméret (cm) | $S_{c,p}$ |
|--------------------------------|-----------|
| 5 | 0,951 |
| 6 | 0,964 |
| 7 | 0,975 |
| 8 | 0,985 |
| 9 | 0,993 |
| 10 | 1 |
| 15 | 1,027 |
| 20 | 1,045 |
| 25 | 1,059 |
| 30 | 1,069 |
| 35 | 1,076 |

5.2. Téglalap alakú mezők vizsgálata

A méréseket elvégeztem téglalap alakú mezőkre is, amelyek eredményeit a 5.6. táblázat tartalmazza. A méréseket mindkét lehetséges kollimátor állásban elvégeztem, ugyanis a fejből lévő szórási viszonyok változnak a kollimátorok felcserélésével.

A téglalap alakú mezők kézi számolásához szükség van a (3.5) képletben használt "A" készülékfüggő paraméterre. Ezt közelítőleg a (3.6) képlettel számolhatjuk ki:

$$A = \left(\frac{S_L}{S_U} \right)^2$$

ahol S_L és S_U a besugárzófejben lévő alsó és felső kollimátor tetejének a forrástól mért távolsága [6]. Esetünkben ezek az értékek a következők: $S_L = 28,3 \text{ cm}$ és $S_U = 19,69 \text{ cm}$. Így a keresett faktor $A = 2,07$. Ezek alapján a program által számolt értékek a 5.7 táblázat mutatja.

A tervezőrendszerrel és program által számolt adatok összehasonlítása a 5.8 táblázatban látható. A kapott értékek 2%-nál nem mutatnak nagyobb eltérést kivéve egy esetben, ahol 3%-ot, tehát megállapítható, hogy téglalap alakú mezőkre is megfelelő pontossággal számol a program, és figyelembe veszi a kollimátor párok felcserélését is.

5.6. táblázat. Téglalap alakú mezők vizsgálata az Országos Onkológiai Intézetben. Különböző mezőméretek és mélységek esetén 100 cGy leadásához szükséges monitor egységek száma (MU) 6 MV-os fotonok esetén.

| Mélység (cm) | Mezőméret (cm^2) | | | | | | | |
|-----------------|----------------------|---------------|---------------|---------------|----------------|----------------|----------------|----------------|
| | 5×10 | 10×5 | 7×15 | 15×7 | 10×20 | 20×10 | 15×20 | 20×15 |
| 1 | 107 | 107 | 104 | 104 | 100 | 102 | 99 | 100 |
| 2 | 105 | 105 | 102 | 102 | 99 | 99 | 97 | 98 |
| 3 | 109 | 109 | 104 | 105 | 101 | 102 | 99 | 100 |
| 4 | 114 | 114 | 110 | 110 | 106 | 106 | 104 | 104 |
| 5 | 120 | 120 | 115 | 115 | 110 | 111 | 108 | 109 |
| 6 | 127 | 127 | 121 | 121 | 116 | 117 | 113 | 114 |
| 7 | 134 | 134 | 127 | 128 | 122 | 123 | 119 | 120 |
| 8 | 142 | 142 | 134 | 135 | 128 | 129 | 124 | 125 |
| 9 | 150 | 150 | 141 | 142 | 134 | 135 | 130 | 131 |
| 10 | 158 | 158 | 149 | 150 | 141 | 142 | 137 | 138 |

5.7. táblázat. Téglalap alakú mezők vizsgálata a saját programmal. Különböző mezőméretek és mélységek esetén 100 cGy leadásához szükséges monitor egységek száma (MU) 6 MV-os fotonok esetén.

| Mélység (cm) | Mezőméret (cm^2) | | | | | | | |
|-----------------|----------------------|---------------|---------------|---------------|----------------|----------------|----------------|----------------|
| | 5×10 | 10×5 | 7×15 | 15×7 | 10×20 | 20×10 | 15×20 | 20×15 |
| 1 | 106 | 107 | 102 | 104 | 101 | 101 | 99 | 99 |
| 2 | 103 | 105 | 101 | 102 | 99 | 100 | 98 | 98 |
| 3 | 108 | 109 | 105 | 106 | 103 | 104 | 101 | 102 |
| 4 | 113 | 115 | 110 | 111 | 108 | 108 | 106 | 106 |
| 5 | 119 | 121 | 116 | 117 | 113 | 113 | 110 | 111 |
| 6 | 126 | 128 | 121 | 122 | 118 | 119 | 115 | 116 |
| 7 | 132 | 135 | 128 | 129 | 124 | 125 | 121 | 121 |
| 8 | 140 | 143 | 134 | 136 | 130 | 131 | 126 | 127 |
| 9 | 148 | 151 | 141 | 143 | 136 | 138 | 132 | 133 |
| 10 | 157 | 160 | 149 | 151 | 143 | 145 | 139 | 140 |

5.8. táblázat. A mért és saját programmal számolt adatok összehasonlítása téglalap alakú mezőkre. A mért adatokat elosztottam a számoltakkal, így százalékos értékben kapható meg az eltérés a két módszer között. Látható, hogy teljesül a szükséges 3%-on belüli eltérés.

| Mélység (cm) | Mezőméret (cm^2) | | | | | | | |
|-----------------|----------------------|---------------|---------------|---------------|----------------|----------------|----------------|----------------|
| | 5×10 | 10×5 | 7×15 | 15×7 | 10×20 | 20×10 | 15×20 | 20×15 |
| 1 | 1,01 | 1,00 | 1,02 | 1,00 | 0,99 | 1,01 | 1,00 | 1,01 |
| 2 | 1,02 | 1,00 | 1,01 | 1,00 | 1,00 | 0,99 | 0,99 | 1,00 |
| 3 | 1,01 | 1,00 | 0,99 | 0,99 | 0,98 | 0,98 | 0,98 | 0,98 |
| 4 | 1,01 | 0,99 | 1,00 | 0,99 | 0,98 | 0,98 | 0,98 | 0,98 |
| 5 | 1,01 | 0,99 | 0,99 | 0,98 | 0,97 | 0,98 | 0,98 | 0,98 |
| 6 | 1,01 | 0,99 | 0,99 | 0,99 | 0,98 | 0,98 | 0,98 | 0,98 |
| 7 | 1,02 | 0,99 | 0,99 | 0,99 | 0,98 | 0,98 | 0,98 | 0,99 |
| 8 | 1,01 | 0,99 | 1,00 | 0,99 | 0,98 | 0,98 | 0,98 | 0,98 |
| 9 | 1,01 | 0,99 | 1,00 | 0,99 | 0,99 | 0,98 | 0,98 | 0,98 |
| 10 | 1,01 | 0,99 | 1,00 | 0,99 | 0,99 | 0,98 | 0,99 | 0,99 |

6. fejezet

Összefoglalás

A diplomamunkám célja egy faktor alapú dózisszámolási módszert használó palliatív és sürgősségi sugárterápiás kezelések tervezésére alkalmas szoftver megírása volt. Ezekben az esetekben a tervek gyors elkészítése a cél és egyszerűbb négyzet vagy téglalap alakú mezőket használnak fix fókuszbőr távolság mellett. Nem várható el a normál munkafolyamatban alkalmazandó modern tervezőrendszerek pontossága, azonban az általam használt módszerrel sem szabad ezektől a tervektől 3%-nál nagyobb hibával eltérni. A program tesztelésére az Országos Onkológiai Intézetben készítettem terveket, a Philips Pinnacle3 tervezőrendszerrel vízfantomra, majd az általam írt programmal is elkészítettem a számításokat ugyanazokkal a paraméterekkel. A kapott eredmények 2%-nál nem mutattak nagyobb eltérést, így elmondható, hogy a program használható palliatív és sürgősségi sugárkezelések tervezésére.

A későbbiekben a programot tovább lehetne fejleszteni bonyolultabb alakú, MLC-vel kialakított nyílt és ékelt mezők tervezésére is, valamint a tervek másodlagos ellenőrzésére, az IAEA TRS 430-as kiadvány alapján.

7. fejezet

Rövidítésjegyzék

- MLC – multi-leaf collimator – sokleveles kollimátor
CT – computed tomography – számítógépes rétegvizsgálat
GTV – gross tumor volume – teljes tumor térfogat
PTV – planning target volume – tervezési célterület
CTV – clinical target volume – klinikai céltérfogat
TV – treated volume – kezelt térfogat
IV – irradiated volume – besugárzott térfogat
IC – izocentrum
BEV – beam’s eye view – nyaláb irányú nézet
DRR – digital reconstructed radiographs – digitálisan rekonstruált képek
MU – monitor unit – monitor egység
SSD – source-surface distance – forrás-bőr távolság
SAD – source-axis distance – forrás-tengely távolság
PDD – percentage depth dose – százalékos mélydózis
 D_{\max} – depth of maximum dose – dózismaximum mélysége
TAR – tissue air ratio – szövet-levegő arány
TPR – tissue phantom ratio – szövet-fantom arány
BSF – back scatter factor – visszaszórási faktor
 S_c – collimator scatter factor – kollimátor-szórás faktor
 S_p – scatter phantom ratio – fantom-szórás faktor

$S_{c,p}$ – total scatter factor – teljes-szórás faktor

OAR – off-axis-ratio – off-axis arány

O – calibration factor – kalibrációs faktor

D – dose – dózis

OF – output factor – kimeneti tényező / teljesítmény-tényező

ISq – inverse square law – négyzetes gyengítési törvény

DDF – depth dose factor – mélydózis faktor

OAF – off-axis factor – dózisprofil faktor

TF – transmission factor – áteresztési tényező

Köszönetnyilvánítás

Köszönettel tartozok témavezetőmnek Ferenczi Lehelnek és a GE Healthcare Hungary-nek, hogy lehetővé tették számomra ezt a diplomamunkát. Szeretnék köszönetet mondani belső konzulensemnek Dr. Pesznyák Csillának, hogy ellátott a megfelelő irodalommal és odafigyeléssel követte és segítette a munkámat. Továbbá köszönettel tartozom az Országos Onkológiai Intézetnek, Prof. Dr. Polgár Csaba Sugárterápiás Központ igazgatójának és Dr. Major Tibor Orvosfizika részleg vezetőjének, hogy lehetőséget adtak a mérések, vizsgálatok végrehajtásához. Köszönetet mondok a családomnak és barátaimnak, akik támogattak a diplomakészítés ideje alatt.

Irodalomjegyzék

- [1] Polgár Csaba: A palliatív sugárkezelés indikációi, LAM 2003;13(5):373-8.
- [2] <http://www.jacmp.org/index.php/jacmp/article/view/3348/2095>
- [3] E. B. Podgorsak, Radiation Oncology Physics: A handbook for teachers and students, Bécs, 2005
- [4] IAEA TRS No. 398, Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy, Bécs, 2000
- [5] Faiz M. Kahn, The physics of radiation therapy, Third edition, 2003
- [6] ESTRO BOOKLET No. 6, Monitor unit calculation for high energy photon beams, 2001
- [7] IAEA TRS No. 430, Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer, 2004
- [8] Major Tibor, Sugárterápia diasor, BME TTK, Orvosi fizika MSc, 2012
- [9] Pesznyák Csilla, Képzőanyag szerepe a sugárterápiában, Orvosi képzőanyag (szerk.: Kári B., Légrády D.), BME NTI, Budapest, 2012
- [10] Pesznyák Cs., Teleterápia Fizikai alapjai, 212. oldal, Sugárbiológia (szerk.: Pesznyák, Sáfrány), BME, Budapest, 2013