

# DIPLOMAMUNKA

## **I-125 sugárforrások brachyterápiás dóziseloszlásainak dozimetriai értékelése permanens prosztatatűzdeléseknél UH, CT és MRI képalkotások használatával**

Bianco-Molnár Zsanett

Témavezető: Dr. Major Tibor  
részlegvezető fizikus  
Országos Onkológiai Intézet

Konzulens: Dr. Pesznyák Csilla  
egyetemi docens  
BME, Nukleáris Technika Intézet

BME  
2017

Ide jön a diplomamunka kiírás

## Önállósági nyilatkozat

Alulírott Bianco-Molnár Zsanett, a Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem Fizikus mesterszak (MSc) Orvosi Fizika szakirányának hallgatója kijelentem, hogy ezt a diplomamunkát meg nem engedett segítség igénybevétele nélkül, saját magam készítettem. Minden olyan szövegrészt, adatot, diagramot, ábrát, vagy bármely más elemet, amelyet vagy szó szerint, vagy azonos értelemben, de átfogalmazva másoktól vettem át, a forrás megadásával egyértelműen megjelöltem.

Budapest, .....

.....

Bianco-Molnár Zsanett

## TARTALOMJEGYZÉK

1. Bevezetés	7
2. Brachyterápia	10
2.1. Prostatadaganatok brachyterápiája	11
2.1.1. LDR-BT	12
2.1.2. HDR-BT	13
3. Célkitűzések	15
4. Módszerek	16
4.1. Dozimetriai elemzés	17
4.1.1. Dóziseloszlások értékelése	17
4.1.2. Térfogati- és dózisparaméterek	19
4.1.3. Minőségi indexek	20
4.2. Intraoperatív és posztimplantációs dozimetria	21
4.2.1. LDR-BT technika és intraoperatív dozimetria	21
4.2.2. Posztimplantációs dozimetria	23
4.3. LDR- és HDR-BT-s dozimetria	27
4.3.1. LDR-BT-val kezelt betegek HDR tervei	27
4.3.2. HDR-BT technika	29
4.3.3. HDR-BT-val kezelt betegek LDR tervei	29
4.4. Statisztikai elemzés	32
5. Eredmények	33
5.1. Az intraoperatív és posztimplantációs tervek összehasonlítása	33
5.2. Az LDR- és HDR-BT-s tervek összehasonlítása	36
6. Megbeszélés	40
6.1. Az intraoperatív és posztimplantációs tervek értékelése	40
6.2. Az LDR- és HDR-BT-s tervek értékelése	41
7. Összefoglalás	44
8. Irodalomjegyzék	45
Köszönetnyilvánítás	50
Mellékletek	

## RÖVIDÍTÉSEK JEGYZÉKE

2D	–	két dimenzió
3D	–	három dimenzió
AAPM	–	American Association of Physicists in Medicine
BT	–	brachyterápia („brachytherapy”)
CI	–	lefedettségi index („coverage index”)
COIN	–	konformalítási index („conformal index”)
CT	–	számítógépes rétegvizsgálat („Computed Tomography”)
CTV	–	klinikai céltérfogat („clinical target volume”)
DHI	–	dózishomogenitási index („dose homogeneity index”)
DNS	–	genetikai örökítőanyag („dezoxiribonukleinsav”)
DVH	–	dózis-térfogat hisztogram („dose-volume histogram”)
EAU	–	European Association of Urology
EORTC	–	European Organisation for Research and Treatment of Cancer
ESTRO	–	European Society for Therapeutic Radiology and Oncology
GEC	–	Groupe Européen de Curiethérapie
HDR	–	nagy dózisteljesítményű („high-dose-rate”)
ICRU	–	Sugárzási Mértékegységek és Mérések Nemzetközi Bizottsága („International Commission of Radiation Units and Measurements”)
IGABT	–	képvezérelt adaptív brachyterápia („Image-Guided Adaptive Brachytherapy”)
IPSA	–	anatómiai-alapú inverz optimalizációs módszer („Inverse Planning Simulated Annealing”)

LDR	–	kis dózisteljesítményű („low-dose-rate”)
MRI	–	mágneses rezonancia képalkotás („Magnetic Resonance Imaging”)
OAR	–	védendő szerv („Organ at Risk”)
PET	–	pozitron emissziós tomográfia („Positron Emission Tomography”)
PIPB	–	permanens implantációs prosztata brachyterápia („permanent implantation prostate brachytherapy”)
PTV	–	tervezési céltérfogat („planning target volume”)
RTG	–	röntgen
TT	–	teleterápia („teletherapy”)
UH	–	ultrahang

## 1. BEVEZETÉS

A daganatos megbetegedések számának növekedésének hátterében leginkább a civilizációs ártalmak, illetve az évszázadok során megváltozott életvitel állhat. A rosszindulatú daganatos megbetegedések világszerte előkelő helyet foglalnak el a halálozási okok között. Az egyre szélesebb körű felvilágosítás miatt egyre többen jelentkeznek szűrővizsgálatokra még a betegség kezdeti stádiumában. Ebből kifolyólag, és az orvostudomány valamint a technika fejlődésének köszönhetően a betegek gyógyulási esélye javuló tendenciát mutat. A daganatos megbetegedés diagnosztizálása után, az orvos a rendelkezésére álló információk alapján hoz döntést a lehetséges kezelések alkalmazásáról. Ezek lehetnek:

- műtét,
- kemoterápia,
- sugárkezelés.

Sugárterápiás gyógyításban a daganatos betegek körülbelül 60%-a részesül.

A röntgensugárzást már a XX. század kezdetétől használják gyógyítási célokra, melynek sejtpusztító hatása közvetlenül vagy közvetetten a DNS-en keresztül érvényesül. Az ép és a daganatos sejtek sugárérzékenység szempontjából különböznek, de a kezelés során az ép szövetek is károsodhatnak, ezért a sugárterápia célja a következőképpen fogalmazható meg:

minél nagyobb, homogén dóziseloszlású sugárterhelést leadni a kezelendő térfogatra, a környező ép szövetek megóvása mellett [1].

A sugárterápiának alapvetően két módja van:

- teleterápia (TT)
- brachyterápia (BT)

A teleterápia – más szóval távoli vagy külső besugárzás - a sugárkezelések leggyakoribb formája. A sugárzás forrása mindig a testen kívül, attól adott távolságra, körülbelül 1 méterre helyezkedik el. Napjainkban a kezelésekhez leggyakrabban lineáris gyorsítókat használnak.

Brachyterápiás – jelentése közeli, vagy belső – kezelés esetén a sugárforrás a kezelendő térfogatban vagy annak közvetlen közelében helyezkedik el. Ennek a módszernek az előnye, hogy alkalmazásakor relatív nagy dózis szolgáltatható ki a céltérfogatra, miközben az ép szövetek és a védendő szervek kis dózisterhelést kapnak. Hátránya, hogy a beavatkozás invazív.

A brachyterápia története pár évvel a rádium felfedezését követően kezdődött [2,3]. Több évtizeden keresztül szinte csak a rádium volt a kezelésekhez használt izotóp, így az évek során rengeteg klinikai adat és tapasztalat gyűlt össze ezzel a sugárforrással kapcsolatban. A manuálisan végzett kezelések következtében, tapasztalati úton fokozatosan kialakultak a különböző dozimetriai fogalmak és sugárvédelmi ismeretek. Később megjelentek az ún. dozimetriai rendszerek, melyeknek akkor, fontos szerepük volt a kezelési módszerek egységesítésében, amikor még nem volt mód számítógépes besugárzástervezésre. Ezek az előírások a megfelelő dózishomogenitás elérése céljából merev szabályokat írtak elő a források elhelyezésére és a dózisspecifikáció megadására. A legismertebb rendszerek a manchesteri, a Quimby-i, a párizsi és a New York Memorial-i [4]. Jelentős fejlődés volt a távvezérelt utántöltéses („afterloading”) technika a személyzet sugárvédelmé szempontjából. Hatalmas lépést jelentett a kisméretű sugárforrások kifejlesztése, és így, a HDR készülékek megjelenése, melyekkel biztosítható volt a nagy dózisteljesítmény kiszolgálása. Az új technika a kezelési idő lecsökkenését, ezáltal pedig a jobb betegellátást biztosította, hiszen az applikátorok kevésbé tudtak elmozdulni a rövidebb kezelés alatt. Ez a módszer már lehetővé tette a dózisoptimalizálást is. Ma az individuális dózistervezést a számítógépes besugárzástervezés és az orvosi képző eljárások használata teszi könnyebbé és pontosabbá [5].

A metszetképző eljárásokon (CT, MRI, UH, PET) és a különböző képmodalitások fúzióin alapuló besugárzástervezés nagymértékben növelte a sugárterápiás kezelések minőségét, hatékonyságát. A páciensről kapott 3D-s anatómiai információk összessége lehetővé teszi a pontosabb céltérfogatmeghatározást és a védendő szervek



egyértelműbb kijelölését, mely nagymértékben elősegíti a képvezérelt tervezést és az applikátor-, katéter-implantációt (IGABT) [6,7].

A barchyterápia elterjedéséhez nagyban hozzájárult, a főként a nyugati országokban és az Egyesült Államokban, a prosztatata- és nőgyógyászati daganatok hirtelen megnőtt gyakorisága [8].

## 2. BRACHYTERÁPIA

A brachyterápiás kezelés során kisméretű, zárt radioaktív sugárforrást / sugárforrásokat juttatnak applikátorok, tűk, illetve katéterek segítségével a kezelendő szövetekbe, testüregekbe vagy a daganatok közvetlen közelébe. Ennek a lokális kezelési módszernek az előnye, hogy a speciális dózisviszonyok miatt – mely a sugárforrás és a besugárzandó térfogat közelségéből adódik – nagy dózist lehet kiszolgáltatni a céltérfogatra, miközben a körülötte levő ép szövetek és védendő szervek kis dózisterhelést kapnak. A kívánt dóziseloszláshoz a sugárforrásokat, megfelelő térbeli elrendezésben kell elhelyezni, mivel a BT-s források körüli dóziseloszlás kialakulásban a távolságnak van a legnagyobb szerepe. Geometriai okok miatt, egy pontforrástól távolodva a dózis – a távolság négyzetével fordítottan arányosan – meredeken csökken. Ennek következményeként a sugárforrások közvetlen közelében mindig nagy dózisok alakulnak ki, de a megfelelő térbeli elrendezéssel relatív homogén dóziseloszlás érhető el. A sugárforrások megfelelő elrendezése tehát nagymértékben függ a céltérfogat alakjától, nagyságától.

Fontos megjegyezni azt is, hogy a BT-s kezeléseknél a kisebb kezelt térfogat miatt – hiszen a klinikai céltérfogat (CTV) gyakorlatilag megegyezik a tervezési céltérfogattal (PTV) – a védendő szervek nagyobb mértékű kímélése érhető el [9] szemben a TT-val.

A sugárforrásoknak, céltérfogathoz viszonyított helyzete alapján többféle brachyterápiás technikát különböztetünk meg [10-12]:

- **Intrakavitális BT:** ebben az esetben a sugárforrást testüregbe helyezik el applikátorok segítségével. Főként nőgyógyászati (méhnyak, méhtest és vagina) kezeléseknél használják.
- **Intersticiális BT:** tűk és katéterek segítségével a sugárforrást – sebészi eljárással – helyezik magába a daganatba. Főként fej-nyaki, emlő-, és prosztatadaganatok esetén alkalmazzák.
- **Intraluminális BT:** a nyelőcsövön vagy a légcsövön keresztül levezetett vékony műanyag katéterrel vagy szondával juttatják el a sugárforrást a kezelendő területhez.

- **Felületi BT:** a test felszínén, vagy annak közelében elhelyezkedő daganatok (pl. bőr) esetén. Speciális alkalmazási területe a szem kötőhártyáján elhelyezkedő daganatok kezelése.
- **Intravaszkuláris BT:** érszűkületek kezelésénél, főként a restenosis kialakulásának megelőzésére alkalmazzák [13].

A brachyterápiás kezelések csoportosíthatók dózisteljesítmény alapján is:

- **LDR** („low-dose-rate”), alacsony dózisteljesítményű terápia,  $\leq 2$  Gy/óra
- **MDR** („medium-dose-rate”), közepes dózisteljesítményű terápia, 2 Gy/óra - 12 Gy/óra
- **HDR** („high-dose-rate”), magas dózisteljesítményű terápia,  $\geq 12$  Gy/óra
- **PDR** („pulsed-dose-rate”), kis dózisteljesítményű terápia, a kezelés óránkénti frakcionálással történik. A technika lényege, hogy ötvözi a kis dózisteljesítmény kedvező biológiai hatásait és az utántöltés („afterloading”) technika nyújtotta előnyöket.

## 2.1. Prostatadaganatok brachyterápiája

A prostatadaganatok előfordulása világszerte igen gyakori, hazánkban a Központi Statisztikai Hivatal adatai alapján 1990-ben a prosztatatarák okozta halálozások a negyedik helyen álltak, 2003-tól viszont már a harmadik helyre kerültek, a férfiaknál pedig jelenleg is ez az egyik leggyakoribb rosszindulatú daganatos megbetegedés [14-17]. Kezelése műtéti úton, sugárterápiával (BT, TT), hormonterápiával, ezek kombinációjával, illetve aktív követéssel történik. Grimm és munkatársai [18] vizsgálatai alapján ezen lehetőségek közül alacsony kockázat esetén BT-val érhető el a legjobb terápiás eredmény. A közepes kockázatú betegcsoportban a BT, mint monoterápia eredményei is kedvezőbbnek bizonyultak, mint a műtéti vagy szimpla TT-val elért eredmények. Más vizsgálatok kimutatták azt is, hogy az előrehaladott prosztatataráknál a dózisznövelés jelentősen növelheti a mellékhatások arányát az

esetleges lokális és biokémiai kontroll javulása mellett [19-21]. Ennek ismeretében a dózis növelésére, a védendő szervek hatékonyabb megóvása mellett, a BT-s kiegészítő („boost”) kezelés megfelelő módszernek bizonyul.

A prosztata kezeléseknél kétfajta BT-t használnak:

- HDR, vagyis nagy dózisteljesítményű izotóppal ( $^{192}\text{Ir}$ ) végzett tűzdelés;
- LDR, vagyis kis dózisteljesítményű, ami ún. „seed”-ekkel ( $^{125}\text{I}$ ) történő permanens beültetést jelent (PIPB);

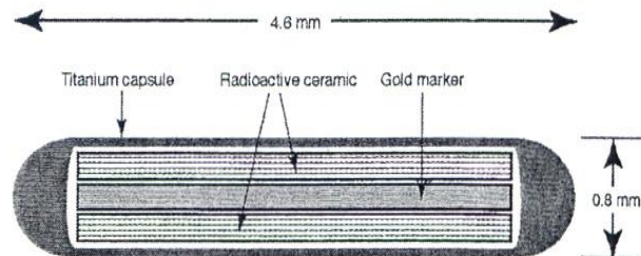
Védendő szervek prosztata brachyterápia esetén a rectum és az urethra.

### 2.1.1. LDR-BT

Általában a kis és közepes kockázatú betegek esetén elfogadott gyógmód a kis dózisteljesítményű permanens implantációs prosztata brachyterápia (PIPB). LDR kezelésnél apró, fémtokba zárt alacsony aktivitású sugárforrásokat (3. ábra) helyeznek a prosztatába, melyek a HDR-es kezelésekkel ellentétben a beavatkozás után végleg a beteg testében maradnak. Ezeket a kis kapszulákat magoknak, „seed”-eknek is nevezik. A I-125 sugárforrások a felezési idejüknek (~ 60 nap) megfelelően több hónap alatt elnyújtva adják le a prosztatában a kívánt dózist. A módszer előnye, hogy a beültetés mindössze 1-2 napos kórházi benntartózkodást igényel és kevés mellékhatással jár. Az Országos Onkológiai Intézet Sugárterápiás Központjában 2008 decemberében végezték el az első permanens implantációs prosztata brachyterápiát, ettől kezdve a kezelt prosztataadaganatos betegek LDR „seed” terápiája, monoterápia [12,23].

Az I-125 gammasugárzó izotóp, átlagos fotonenergiája 0,028 MeV, felezési ideje 60,2 nap. A „seed”-ek ~4,5 x 0,8 mm-es hengeres szimmetriájú vékony titán kapszulák, amik

tartalmazzák a sugárforrást. A kis energia miatt a „seed” mindkét végénél jelentős mértékű anizotrópia lép fel a dóziseloszlásban.



Bebig model I25.S06 source

**1. ábra Bebig I-125 S06 sugárforrás ("seed")**

### 2.1.2. HDR-BT

A szövetközi nagy dózisteljesítményű brachyterápiás kezelés esetén a sugárforrás ún. „afterloading”, vagyis utántöltéses technikával (1. ábra), távvezérléssel kerül a megfelelő katéterekbe / tűkbe, tehát az applikátor (2. ábra) behelyezése az aktív sugárforrás nélkül történik, ami a személyzet sugárvédelme szempontjából rendkívül fontos. A HDR technika előnye, hogy a kezelések időtartama jelentősen lerövidíthető (15-20 perc), illetve ebből kifolyólag az applikátorok elmozdulásának valószínűsége is csökken. Tervezésnél megadható a sugárforrások egyes pozíciókban való tartózkodásának ideje, így a referencia izodózisfelület jól illeszthető a céltérfogathoz. Ehhez különböző dózisoptimalizálási algoritmusokat, illetve inverz tervezési technikát használnak. Az Országos Onkológiai Intézet (OOI) Sugárterápiás Központjában kezelt prosztatadaganatos betegek HDR terápiája lehet monoterápia, kiegészítő („boost”), illetve recidíva kezelés is.

A használt sugárforrás (Ir-192), gammasugárzó izotóp, kezdeti aktivitása 370 GBq (10 Ci) körüli, átlagenergiája 0,38 MeV, felezési ideje 74,2 nap, tehát átlagosan 3 havonta kell a készülékben forrást cserélni. A forrást tartalmazó hengeres fém kapszula mérete ~5 x 1,1 mm, a radioaktív forrás pedig ~3,6 x 0,65 mm-es [22].



**2. ábra Remote afterloading készülék**



**3. ábra HDR-BT applikátorok**

### 3. CÉLKITŰZÉSEK

Diplomamunkám egyik célja, az Országos Onkológiai Intézetben elérhető, kis dózisteljesítményű permanens prosztata brachyterápiás technika intraoperatív és posztimplantációs terveinek dozimetriai szempontból történő összehasonlítása a céltérfogat és a védendő szervek tekintetében. Ehhez a következő feladatokat végeztem el:

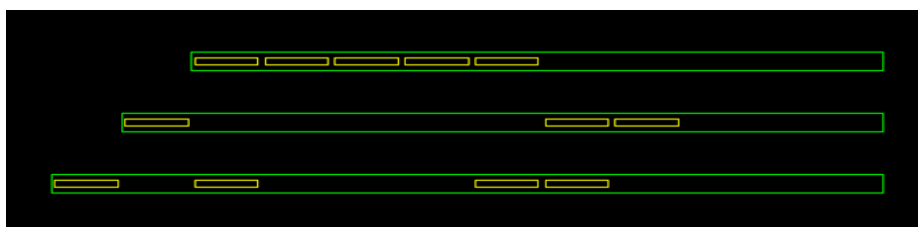
- A 4 hetes CT és MRI képek tervezőrendszerbe történő importálása, a képek fuzionálása, majd a sugárforrások helyzetének egyenkénti azonosítása;
- A BT-s dóziseloszlások kiszámolása és a tervek kvantitatív elemzése;
- A besugárzási tervek dózisparamétereinek statisztikai módszerekkel történő összehasonlítása a céltérfogat ellátottság tekintetében.

Diplomamunkám másik célja volt, hogy az adott, kis dózisteljesítményű permanens brachyterápiás tervekhez nagy dózisteljesítményű sugárforrással helyettesített terveket készítek, illetve fordítva. A következő feladatokat végeztem el:

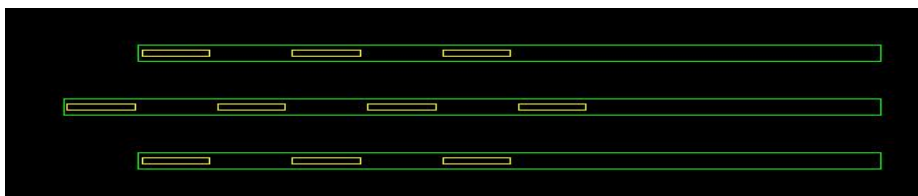
- A bekontúrozott ultrahang-alapú tervek alapján besugárzási tervek készítése a kezelésre nem használt technikára;
- A tervek dóziseloszlásainak, térfogati paraméterek használatával történő kvantitatív elemzése, összehasonlítása;
- A védendő szervek térfogati dózisviszonyainak vizsgálata, összehasonlítása;

## 4. MÓDSZEREK

Diplomamunkám elkészítéséhez véletlenszerűen választottam ki összesen 65 olyan beteget, akiket alacsony, közepes, illetve magas kockázatú prosztatarákkal diagnosztizáltak. Ezen betegek közül többen a választás mikéntjéből kifolyólag egy ellenőrzött kutatásban / tanulmányban („study”) is érintettek. Korábbi sugárterápiás kezelése egyik betegnek sem volt. Az összes kiválasztott, LDR-BT-val kezelt betegnél kötött „seed”-es technikát alkalmaztak. Különböző szakirodalmak és vizsgálatok alapján szignifikáns különbség van a szabad (4. ábra) és a kötött (5. ábra) „seed”-es technikák között, mind a dózis-térfogat paraméterek [24-26], mind például az implantációt követő seed elvándorlás tekintetében [27]. A szabad sugárforrásos módszernél a tűn belül bármilyen konfigurációban lehetnek a „seed”-ek, akár két forrás is kerülhet egymás mellé. A kötött „seed”-ek használata esetén csak a tű aktív hossza határozható meg, az egymástól 1 cm-re levő, műanyag távtartókkal elválasztott sugárforrások számának megadásával.



4. ábra Szabad sugárforrásos elrendezés



5. ábra Kötött sugárforrásos elrendezés



Diplomamunkámnak nem célja vizsgálni a fent említett technikák sajátosságait, így erre külön nem tértem ki. A szintén véletlenszerűen kiválasztott HDR-BT-val kezelt betegek egyszeri frakcióként vagy kiegészítő kezelésként kapták meg az előírt dózist és közülük is többen részt vesznek a már fentebb említett „study”-ban.

## 4.1. Dozimetriai elemzés

A dóziseloszlások kvantitatív értékeléséhez az AAPM [28] és az ESTRO/EAU/EORTC [29] ajánlása szerinti paramétereket használtam. A kezelés után a dózis térfogat hisztogramokkal [30] részletesen kiértékeltem a dózisterveket. Minden egyes kezelési tervre térfogati-, és dózisparamétereket, illetve minőségi indexeket számoltam.

### 4.1.1. Dóziseloszlások értékelése

Az intra- és posztimplantációs tervek dóziseloszlásainak kvantitatív értékelésére az alábbi paramétereket használtam:

#### **Prosztata:**

V100 (%), V150 (%), D90 (%), V90 (%), V200 (%), D100 (%), DHI, COIN,

Vp (cm<sup>3</sup>), Vref (cm<sup>3</sup>);

A posztimplantációs terveknél a védendő szervek (urethra, rectum) dóziseloszlása nem határozható meg kellő pontossággal a CT- és az MR-képsorozatokon, így ezen tervek esetén csak a céltérfogat ellátottságát vettük figyelembe [31].

A kis- és nagy dózisteljesítményű tervek kiértékeléséhez a következő paramétereket használtam:

**Prostata:**

V100 (%), V150 (%), D90 (%), V90 (%), V200 (%), D100 (%), DHI, COIN,  
Vp (cm<sup>3</sup>), Vref (cm<sup>3</sup>);

**Urethra:**

D10 (%), D30 (%), Dmax (%), D0,1cm<sup>3</sup> (%), D0,01cm<sup>3</sup> (%), Vu (cm<sup>3</sup>);

**Rectum:**

D2cm<sup>3</sup> vagy Da2000 (%), D1cm<sup>3</sup> (%), D0,01cm<sup>3</sup> (%), D0,1 cm<sup>3</sup> vagy Da100 (%), Dmax (%),  
D10 (%), Vr (cm<sup>3</sup>);

A betegcsoport besugárzási terveiben kiszámítottam a fenti paraméterek átlagát, szórását, illetve statisztikai analíziseket is végeztem.

#### 4.1.2. Térfogati- és dózisparaméterek

##### **Céltérfogat - Prostatata:**

V100 (%), V150 (%), V90 (%), V200 (%): az a relatív térfogat, ami a PTV referenciadózisának legalább a 100, 150, 90 és 200 % - át megkapta;

Vp (cm<sup>3</sup>), Vref (cm<sup>3</sup>): a PTV térfogata és a referenciadózis által lefedett térfogat;

D90 (%), D100 (%): a PTV 90, illetve 100%-át besugárzott minimális dózis;

##### **Védendő szerv - Urethra:**

D10 (%), D30 (%): az urethra legnagyobb dózist kapott 10, illetve 30%-ának dózisa;

Dmax: a maximális pontdózis az urethrában;

D0,01 (%), D0,1 (%): az urethra legnagyobb dózist kapott 0,01, illetve 0,1 cm<sup>3</sup>-ének dózisa;

Vu (cm<sup>3</sup>): az urethra térfogata;

##### **Védendő szerv - Rectum:**

D2cm<sup>3</sup> (%) vagy Da2000 (%), D1cm<sup>3</sup> (%): a rectum legnagyobb dózist kapott 2, illetve 1 cm<sup>3</sup>-ének dózisa;

D0,01 (%), D0,1 (%) vagy Da100 (%): a rectum legnagyobb dózist kapott 0,01, illetve 0,1 cm<sup>3</sup>-ének dózisa;

Dmax (%): a maximális pontdózis a rectumban;

D10 (%): a rectum legnagyobb dózist kapott 10%-ának dózisa;

Vr (cm<sup>3</sup>): a rectum térfogata;

### 4.1.3. Minőségi indexek

**DHI:** Dose Homogeneity Index - dózishomogenitási index (1) [32,33],

$$DHI = \frac{V_{100} - V_{150}}{V_{100}}, \quad (1)$$

ahol,  $V_{100}$  és  $V_{150}$  a PTV-n belül a referenciadózis 100 és 150%-a által besugárzott relatív térfogat (%). Minél nagyobb a hányados értéke, annál homogénebb a dóziseloszlás;

**CI:** Coverage Index – lefedettségi index (2),

$$CI = \frac{V_{100}}{100}, \quad (2)$$

ahol,  $V_{100}$  a referenciadózis 100 %-a által besugárzott relatív PTV térfogat (%). Megmutatja, hogy a referenciadózist a céltérfogat mekkora része kapja meg. Értéke 0 és 1 között van, a maximális értéke általában nem érhető el a védendő szervek toleranciadózisa miatt.

**COIN:** Conformal Index – konformalitási / illeszkedési index (3) [34],

$$COIN = \frac{PTV_{ref}}{V_{PTV}} * \frac{PTV_{ref}}{V_{ref}} = CI * \frac{PTV_{ref}}{V_{ref}}, \quad (3)$$

ahol,  $V_{ref}$  a referenciadózis által besugárzott térfogat ( $V_{ref} = V_{100}$ );  $PTV_{ref}$  a PTV referenciadózissal besugárzott térfogata, ami megegyezik a céltérfogat és a referencia izodózis felület által közrefogott térfogat metszetével. Ez az index megadja a céltérfogat referenciadózissal való lefedettségét, illetve azt, hogy a normálszövet ugyanebből a dózissal mekkora részt kap. Minél nagyobb ez a hányados, annál jobban illeszkedik a dóziseloszlás a kívánt értékhez, ideális értéke 1.

## 4.2. Intraoperatív és posztimplantációs dozimetria

### 4.2.1. LDR-BT technika és intraoperatív dozimetria

A kezelés előtt egy-két héttel szükség van egy felmérő vizsgálatra, ahol ellenőrzik, hogy a beteg alkalmas-e a beavatkozásra. Transzrektális ultrahang (UH) segítségével megméri a prosztatát, ami alapján megbecsülik a beültetendő „seed”-ek, illetve tűk számát. A sugárforrásokat minden kezeléshez egyedileg, személyre szabottan rendelik meg. A kezelés spinális érzéstelenítésben történik. A beteg előkészítése után UH-detektort vezetnek a rektumba az urethra prostatikus szakaszával párhuzamosan, mellyel 1°-onként longitudinális szeleteket készítenek a prosztatáról és annak környezetéről. Az ultrahang felvételeket továbbítják a régebben, SPOT PRO 3.1 (Elekta Brachytherapy, Veendaal, Hollandia) 2016 júliusától pedig az Oncentra Prostate (Elekta Brachytherapy, Veendaal, Hollandia) besugárzástervező rendszerbe, ami térben rekonstruálja a prosztatát transzverzális, szagittális, és koronális síkokban. Az orvos az axiális síkokon berajzolja a céltérfogat (teljes prosztatát) és a védendő szervek, a húgycső, és a végbél kontúrjait [10]. Az urethrát 7 mm átmérőjű körrel, a rectum belső felszínét pedig 5 mm-es sávként rajzolja meg az UH-detektor körül [23]. A kontúrozást követően előterv készül egy anatómia-alapú inverz optimalizálási módszerrel (IPSA) [35]. A prosztatára előírt dózis 145 Gy, az AAPM (American Association of Physicists in Medicine) ajánlásai alapján [36,37]. A szoftver ezek alapján számolja ki a dóziseloszlást, megadja a tűk és a sugárforrások számát és helyzetét. Szükség esetén a virtuális tűk vagy a sugárforrások helyzete manuálisan módosítható. Az

optimális besugárzási terv elérése érdekében dózis-térfogat hisztogram (DVH) paramétereket és az ezekből származtatott minőségi indexeket kell számolni. Ezt követően kezdődik a sugárforrások betöltése a tűkbe manuális technikával, egy speciális vágó-töltő eszköz használatával.

A tűk besúrását valós idejű UH-kép segítségével végzik el, és ezzel egyidejűleg a besúrt tű helyzetének megfelelően módosítják a terven megadott tű helyzetét. Minden egyes változtatás után a besugárzási terv valós időben módosul. Az tűzdelés végeztével ellenőrzik a tervet, majd az esetleges módosítások elvégzése után elfogadják azt. A tűzdelés végén a prosztatáról és környezetéről RTG-felvételt készítenek, és ellenőrzik a beültetett „seed”-ek számát és helyzetét (6. ábra).



**6. ábra Verifikációs röntgen kép**

A beültetést követő napon CT-felvételt készítenek a betegről 3 mm-es transzverzális szelettávolsággal az izotópok pozíciójának és számának ellenőrzéséhez.

A I-125 izotóppal végzett PIPB kezelések esetében az izotóp felező rétegvastagsága szövetben kb. 2 cm, ólomban 0,02 mm, így nincs szükség speciális sugárvédelmi szabályok alkalmazására, mivel a személyzet számára a sugárterhelés nem jelentős [12,23].

#### 4.2.2. Posztimplantációs dozimetria

A beavatkozás után egy hónappal, metszetképképző (CT, MRI) eljárás segítségével kell meghatározni a végleges dóziseloszlást [29,38]. Egyes vizsgálatok szerint az első hónap után már nem történik jelentős változás a sugárforrások helyzetében, és így a dóziseloszlás nem, vagy csak kis mértékben fog módosulni [39].

Diplomamunkám során 15 beteg négy hetes kontroll CT/MRI adatait továbbítottam a SPOT PRO tervezőrendszerbe. 3-5 „seed” [40] azonosításával (pont a ponthoz illesztéssel) képfűzést végeztem, majd egy orvos segítségével bekentüroztuk a céltérfogatot (7-9. ábra). A CT adatait a „seed”-ek felismerésére, az MRI információt a prosztata helyzetének megállapítására alkalmaztam, mivel a CT képen a „seed”-ek nagy denzitással jelennek meg és jól azonosíthatók a sugárforrást magában foglaló fém kapszulának köszönhetően. A T2-súlyozott MRI képen a „seed”-ek jelszegény foltokként jelentkeznek, így nehezen ismerhetők fel. A CT-n automatikus sugárforrás-felismerő algoritmus segítségével kerestem meg az összes beültetett izotópot, majd ezek helyzete alapján kiszámoltam a dóziseloszlást. Végül az elkészített posztimplantációs besugárzási tervet ellenőriztem, kiértékeltem, majd a dózis-térfogat hisztogram alapján és a dóziseloszlások segítségével összehasonlítottam az intraoperatív tervvel (10-11. ábra).

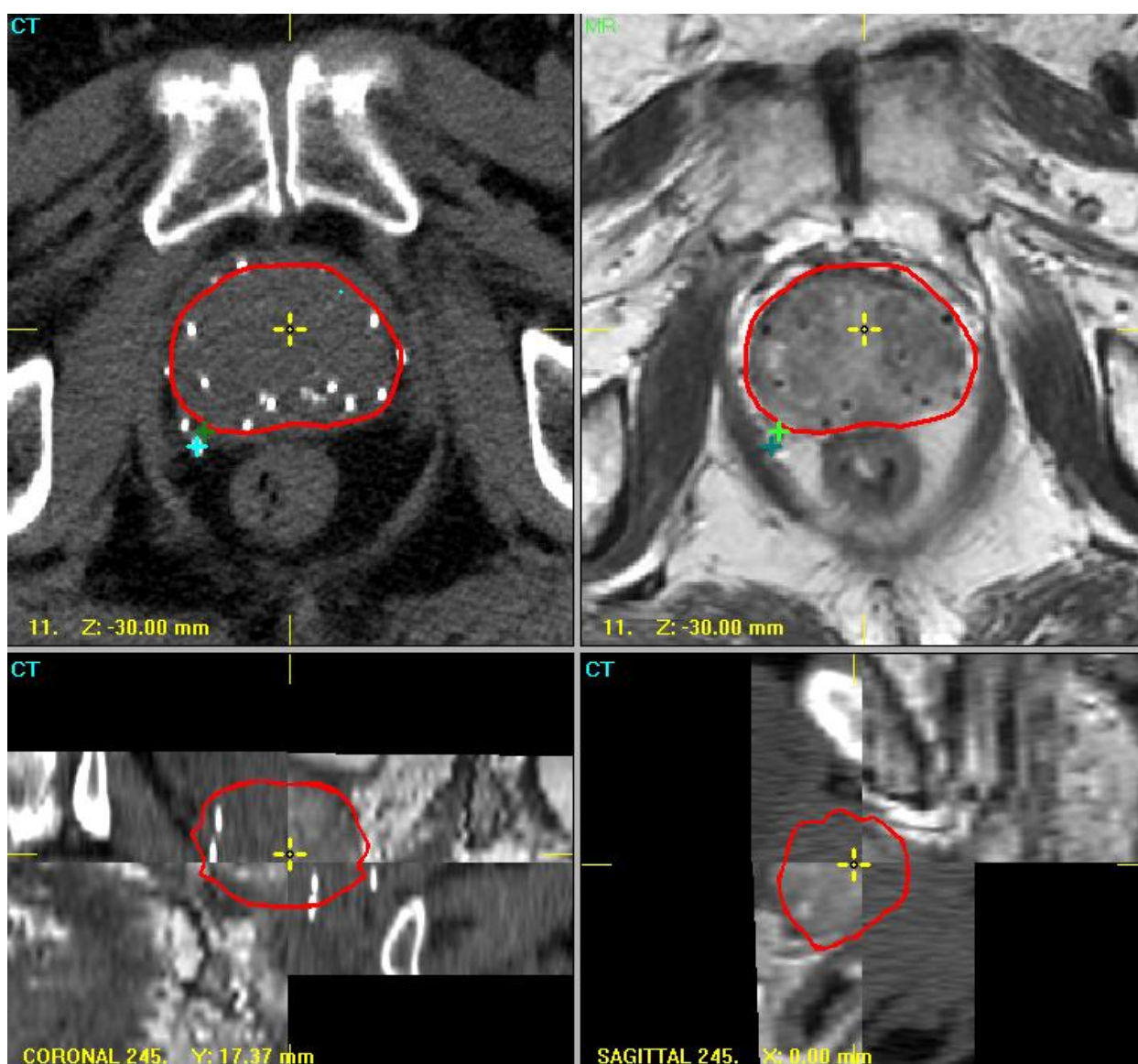


**7. ábra Posztimplantációs CT felvétel (a prosztata piros vonallal jelölve)**

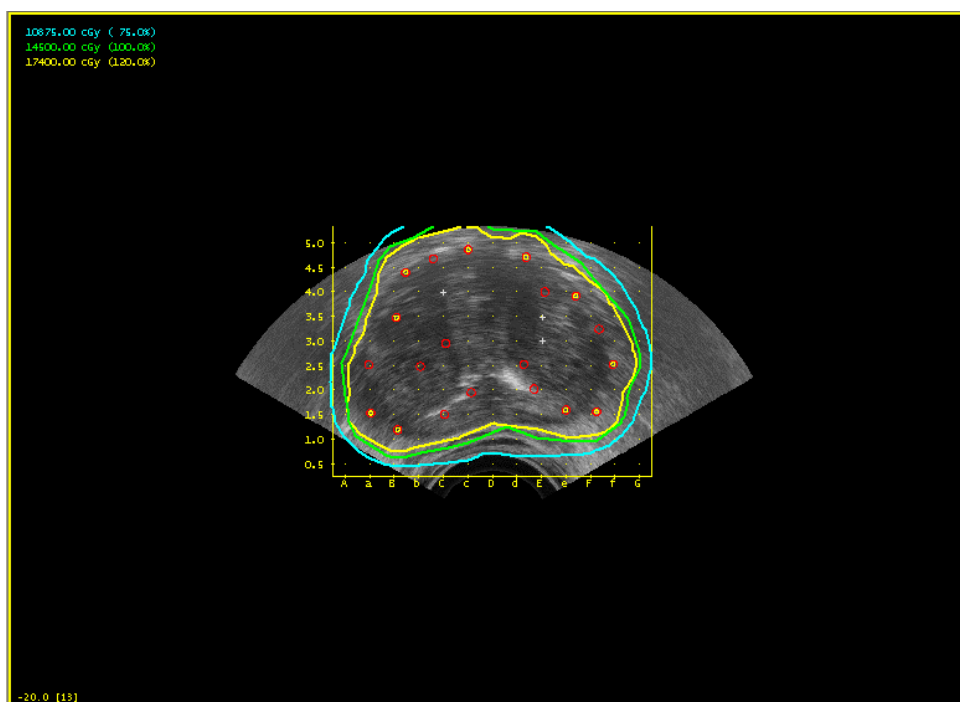


**8. ábra Posztimplantációs MRI felvétel (a prosztata piros vonallal jelölve)**

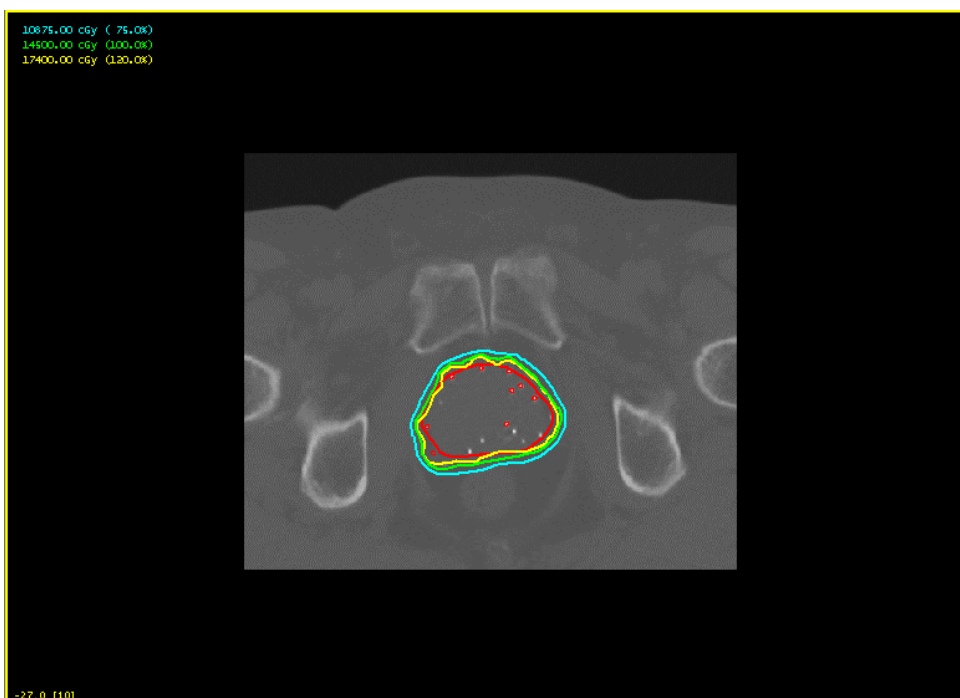




9. ábra CT/MRI fúzió (a céltérfogat piros kontúrral, az azonosított sugárforrások zölddel jelölve)



10. ábra Intraoperatív dóziseloszlás (sárgával a 120%-os, zölddel a 100%-os, késsel a 75%-os izodózis jelölve)



11. ábra Posztimplantációs dóziseloszlás (pirossal a céltérfogat, sárgával a 120%-os, zölddel a 100%-os, késsel a 75%-os izodózis jelölve)

### 4.3. LDR- és HDR-BT-s dozimetria

#### 4.3.1. LDR-BT-val kezelt betegek HDR tervei

Az LDR-BT az előzőekben leírtaknak megfelelően történt. 25 beteg LDR-BT-s előtervéből a már meglévő kontúrozott (PTV, védendő szervek) UH-képek alapján, adott paraméterekkel HDR terveket készítettem az Oncentra Prostate tervezőrendszer segítségével, majd az adatokat kiértékeltem (12-13. ábra).

A PTV-re minden esetben 19 Gy dózist írtam elő egy frakcióban.

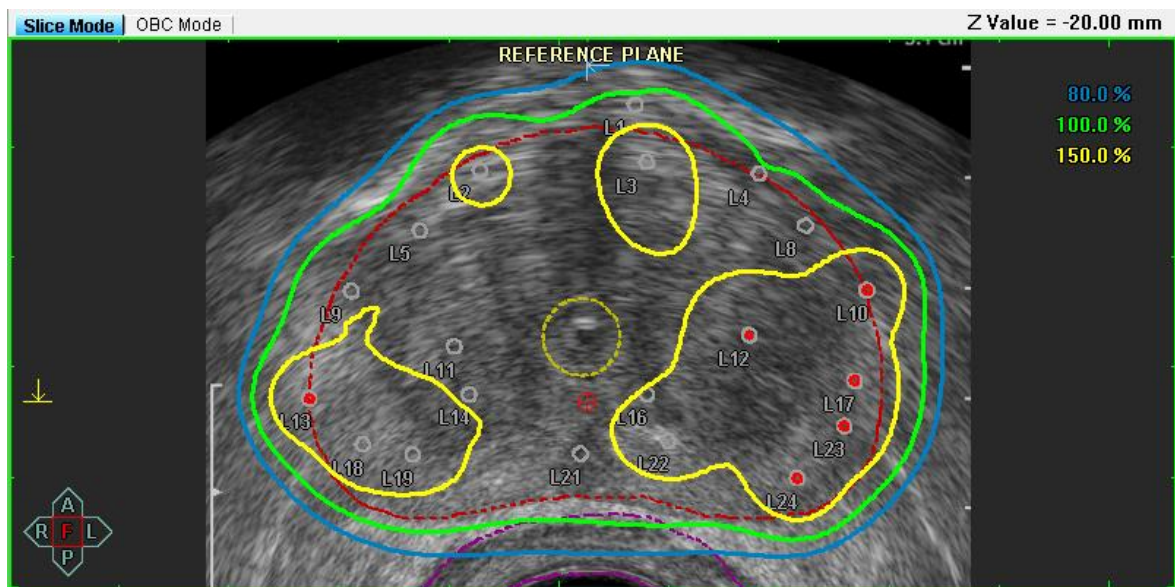
Sugárforrásként Ir-192-t használtam és a szoftverben a következő adatokkal számoltam:

- kezdeti aktivitás: 294729,85 MBq,
- standard aktivitás: 32515,87 cGy \* cm<sup>2</sup> (7965,67 mCi),
- $T_{1/2} = 73,83$  nap,
- $\gamma = 1,108$  cGy \* h<sup>-1</sup> \* U<sup>-1</sup>,
- Kerma konstans – 4,082 U \* mCi<sup>-1</sup>.
- A forrás geometriailag hengeres szimmetriájú (CYLINDER), hossza 3,6 mm, átmérője 0,65 mm, tokozása 0,2 mm vastag nemesacél kapszula. A virtuális fém katéterek hossza 200 mm, átmérőjük 1,5 mm volt. A kezelés a microSelectron HDR V3 afterloading készülékre (Elekta Brachytherapy, Veendaal, Hollandia), léptető technikával lett tervezve.

A tervezéshez az alábbi táblázatban szereplő előírásokat követtem (1. táblázat) [41]:

Prosztata	Urethra	Rectum
V100 ≥ 97 %	D10 ≤ 120 % D30 ≤ 110 %	Da2000 ≤ 65 % Da100 ≤ 85 %

1. táblázat A céltérfogat és a védendő szervek dóziselőírásai HDR tervek készítésénél



12. ábra LDR-BT terv egy axiális síkja (pirossal a céltérfogat, sárgával a 150%-os, zölddel a 100%-os, kékkel a 80%-os izodózis jelölve)



13. ábra LDR-BT-val kezelt beteg HDR tervének egy axiális síkja (pirossal a céltérfogat, narancssárgával a 200%-os, sárgával a 150%-os, lilával a 100%-os, kékkel az 50%-os izodózis jelölve)

### 4.3.2. HDR-BT technika

A GEC/ESTRO-EAU ajánlás alapján [42] PTV-nek ebben az esetben is a teljes prosztatát kell választani. A prosztata felszínére előírt referenciadózis (100%) a „study”-ban résztvevő betegek esetében 19 Gy, míg a többi betegnél 10 Gy volt.

A HDR-BT-s tűzdelések spinális anesztéziában, transzrektális UH-vezérléssel 200 mm hosszú, 1,9 mm átmérőjű fémtűk prosztatába való behelyezésével történnek. A besugárzástervezéshez transzverzális UH-képek készülnek. Referenciasíknak általában a prosztata legnagyobb keresztmetszetét választják, a tervezés az Oncentra Prostate tervezőrendszer használatával történik. Amennyiben a besugárzási terv megfelelőnek bizonyul, a tűzdelés végeztével a tűk helyzetének ellenőrzése következik anterior-posterior és laterális irányú RTG-felvételekkel. A besugárzás a microSelectron HDR V3 afterloading készülékkel, léptető technikával történik. Miután az „afterloading” készüléket rácsatlakoztatták a tűkre, a készülék először egy ellenőrzést végez a tűk átjárhatósága szempontjából, majd az izotópot az összes kijelölt csatornába eljuttatja és a megadott ideig ott tartja. A kezelés végén a sugárforrás visszakerül az ólommal árnyékolt, sugárvédelmi szempontból biztonságos tárolóhelyre, a tűket pedig eltávolítják a betegből.

### 4.3.3. HDR-BT-val kezelt betegek LDR tervei

Diplomamunkámban 25 HDR-BT-val kezelt beteg bekontúrozott (PTV, védendő szervek) UH képsorozataira készítettem LDR besugárzási tervet az Oncentra Prostate tervezőrendszer segítségével (14-15. ábra).

A PTV-re minden esetben 145 Gy dózist írtam elő.

Forrásként kötött („stranded”) I-125 „seed”-eket (Bebig 125.S06) használtam és a szoftverben a következő adatokkal számoltam:

- a standard aktivitás:  $0,713 \text{ cGy} \cdot \text{cm}^2 / \text{h}$  (0,562 mCi),
- $T_{1/2} = 59,4$  nap,
- $\gamma = 1,01 \text{ cGy} \cdot \text{h}^{-1} \cdot \text{U}^{-1}$ ,
- Kerma konstans –  $1,27 \text{ U} \cdot \text{mCi}^{-1}$ .
- A használt sugárforrás geometriailag hengeres szimmetriájú (CYLINDER), hossza 3,5 mm, átmérője 0,6 mm, tokozása 0,55 mm vastag nemesacél kapszula.

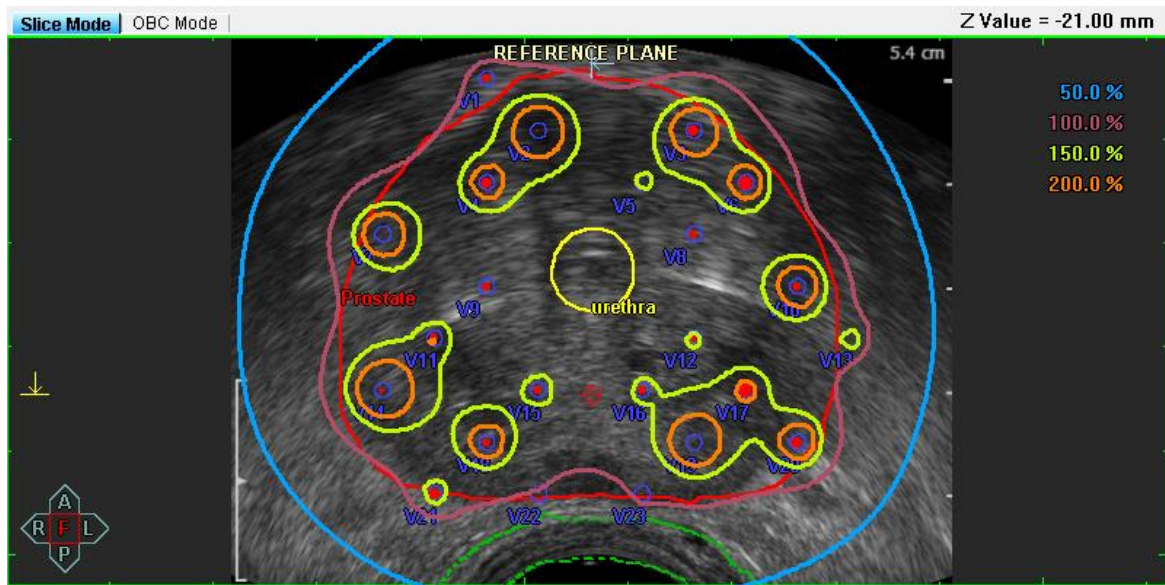
A kötött „seed”-ek esetében megengedhető, hogy „seed”-ek kerüljenek a prosztatata kontúron kívülre (max. 2-3mm), mivel az egymáshoz kötöttség miatt az elvándorlás lehetősége minimális.

A tervezések során a prosztatata teljes térfogatának legalább a 95%-a meg kell hogy kapja az előírt dózist, ellenkező esetben előfordulhat aluldozírozás melynek következménye a nagyobb daganatkiújulási arány.

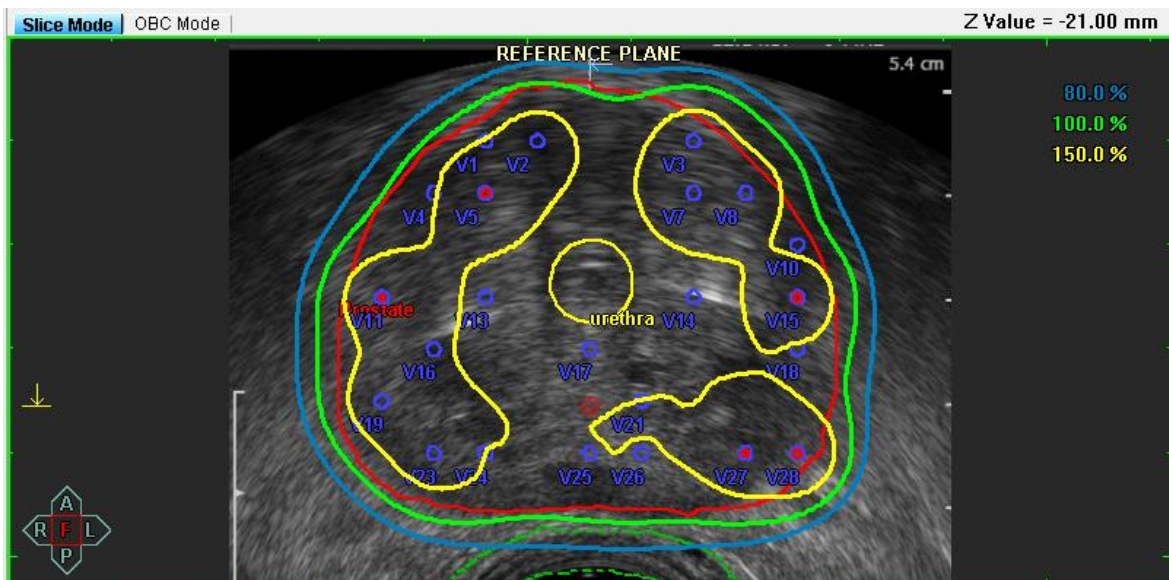
A tervezéshez az alábbi táblázatban (2. táblázat) szereplő előírásokat követtem [28,29]:

Prosztata	Urethra	Rectum
V100 $\geq 97 \%$	D10 $\leq 150 \%$	Da2000 $\leq 65 \%$
D90 $\geq 110 \%$	D30 $\leq 130 \%$	

**2. táblázat A céltérfogat és a védendő szervek dóziselőírásai LDR tervek készítésénél**



14. ábra HDR-BT terv egy axiális síkja (pirossal a céltérfogat, narancssárgával a 200%-os, sárgával a 150%-os, lilával a 100%-os, kékkel az 50%-os izodózis jelölve)



15. ábra HDR-BT-val kezelt beteg LDR-BT tervének egy axiális síkja (pirossal a céltérfogat, sárgával a 150%-os, zölddel a 100%-os, kékkel a 80%-os izodózis jelölve)

#### **4.4. Statisztikai elemzés**

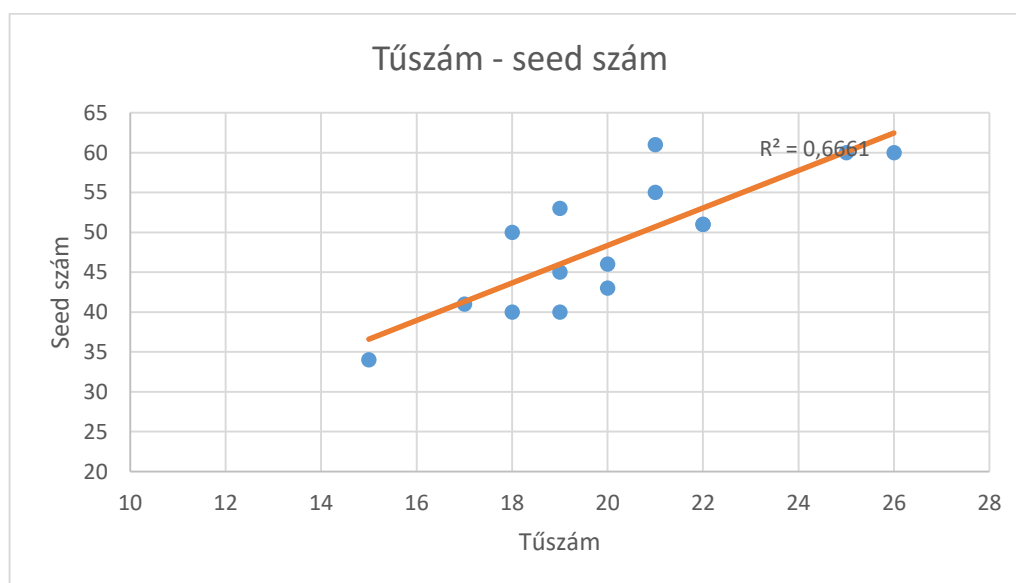
Az elemzést a Microsoft Office Excel 365 ProPlus-sal (Microsoft, USA), a MedCalc (Microsoft Partner, Belgium), illetve a SPSS (IBM, USA) programmal végeztem. A szignifikancia szintet minden esetben  $p=0,05$ -nek vettem.



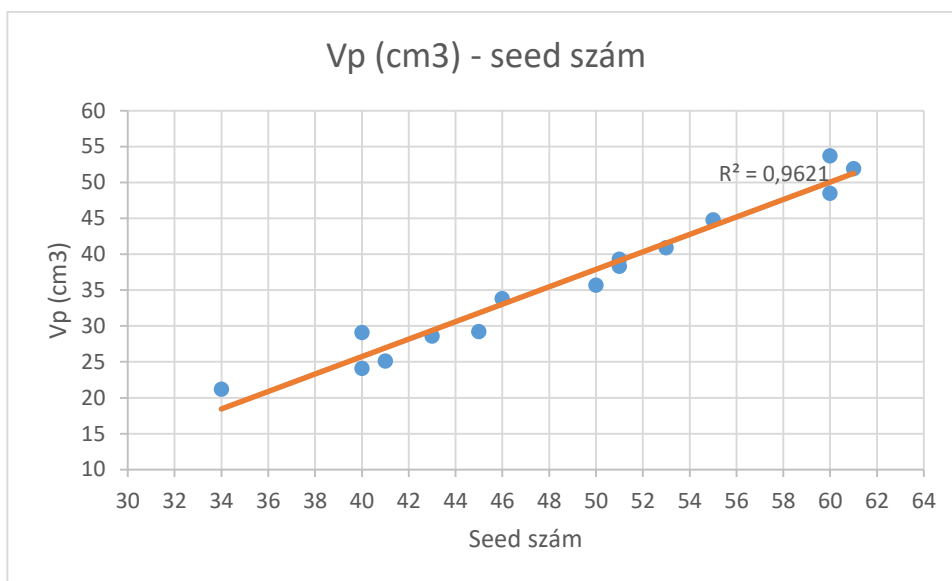
## 5. EREDMÉNYEK

### 5.1. Az intraoperatív és posztimplantációs tervek összehasonlítása

Az összes adatot tartalmazó részletes táblázatot a melléklet (1-2. melléklet) tartalmazza. A referenciadózis által besugárzott térfogatra ( $V_{ref}$ )  $53,2 \text{ cm}^3$ , a prosztata térfogatra ( $V_p$  /intraoperatív/)  $36,3 \text{ cm}^3$ , négy héttel a beavatkozás után pedig ugyenerre a térfogatra ( $V_p$  /postimplantációs/)  $38,7 \text{ cm}^3$  átlagértékeket kaptam. Vizsgálataim során erős korrelációt állapítottam meg a behelyezett tűk és a beültetett „seed”-ek száma között (16. ábra), illetve a prosztata térfogata ( $V_p$ ) és a beültetett sugárforrások száma között (17. ábra).



16. ábra A tűk és sugárforrások számának korrelációja



**17. ábra A prosztatata térfogata és a sugárforrások száma közötti korreláció**

A posztimplantációs tervek esetén négy betegnél azonosított egyel kevesebb „seed”-et az automatikus sugárforrás-felismerő algoritmus. További ellenőrzésekkel meg lehetne vizsgálni, hogy ez az ún. sugárforrás-elvándorlás következménye-e, vagy az algoritmus érzékenységén kellene-e változtatni, de ennek meghatározása diplomamunkámnak nem képezi részét.

Az összetartozó (intraoperatív és posztimplantációs) adatokat grafikonon is ábrázoltam a könnyebb szemléltetés érdekében, melyet a mellékletek rész (3. melléklet) tartalmaz. Az adatokon először Shapiro-Wilk normalitáspróbát végeztem, hogy megállapítsam az adatok normál eloszlást követnek-e vagy sem [43]. A próba során majdnem minden adatsor normál eloszlásúnak bizonyult, ezekre a statisztikai kiértékelést párosított t-próbával végeztem [44]. Az adatok közül a V90 (%) és a D100 (%) paraméterek esetében (nem normál eloszlás) a Wilcoxon-féle előjeltesztet használtam [45]. Az eredményeket, a szignifikanciaszintek feltüntetésével a (3. táblázat) tartalmazza:

Paraméter	Intraoperatív átlag (%)	Posztimplantációs átlag (%)	Százalékos eltérés (intraoperatívhoz képest)	p-érték
V100 (%)	99	86	-13	< 0,001
V150 (%)	58	48	-17	0,005
D90 (%)	122	91	-25	< 0,001
V90 (%)	100	90	-10	< 0,001
V200 (%)	19,8	20,2	+2	0,854
D100 (%)	81	47	-42	< 0,001
DHI	0,41	0,45	+10	0,17
COIN	0,66	0,52	-21	< 0,001

**3. táblázat Az intraoperatív és a posztimplantációs paraméterek összehasonlítása**

A posztimplantációs átlagértékeknél több paraméter értékeinek esetében csökkenés volt megfigyelhető az intraoperatív átlagértékekhez képest:

a legnagyobb csökkenés a D100-nál (81%-ról 47%-ra) volt megfigyelhető, itt 42%-os eltérés látható. A D90-nél (122%-ról 91%-ra) átlagosan 25%-os csökkenés volt megfigyelhető. Fontos megemlíteni, hogy a csökkenés a V100-nál is jelentős, mivel ez esetben az átlagos 99%-os értékről 86%-ra esett, tehát a céltérfogat referenciadózissal való lefedettsége csökkent. A COIN értékének megváltozása jelzi a céltérfogat lefedettségének romlását, illetve az ép szövetek felesleges besugárzásának a növekedését.

A vizsgált paraméterek közül kettőnél tapasztaltam közel azonos értéket vagy növekedést:

a V200, 2%-kal (19,8%-ról 20,2%-ra) nőtt, illetve a DHI (0,41%-ról 0,45%-ra) 10%-kal nőtt.

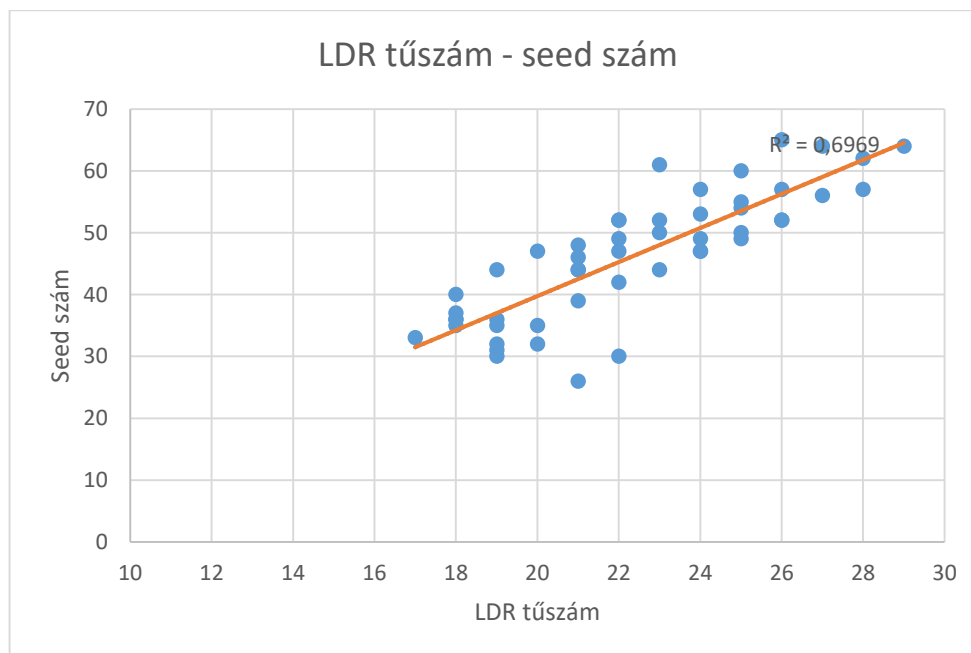
Ezekből az értékekből megállapítható, hogy négy héttel a beavatkozást követően a dóziseloszlás kis mértékben homogénebb lett, míg a konformitás csökkent. A különbségek minden paraméter esetén szignifikánsnak bizonyultak, kivétel a V200-at és a DHI-t.

Adataimból kiderül, hogy a posztimplantációs terveken a céltérfogat ellátottságában csökkenést tapasztalunk az intraoperatív értékekhez képest.

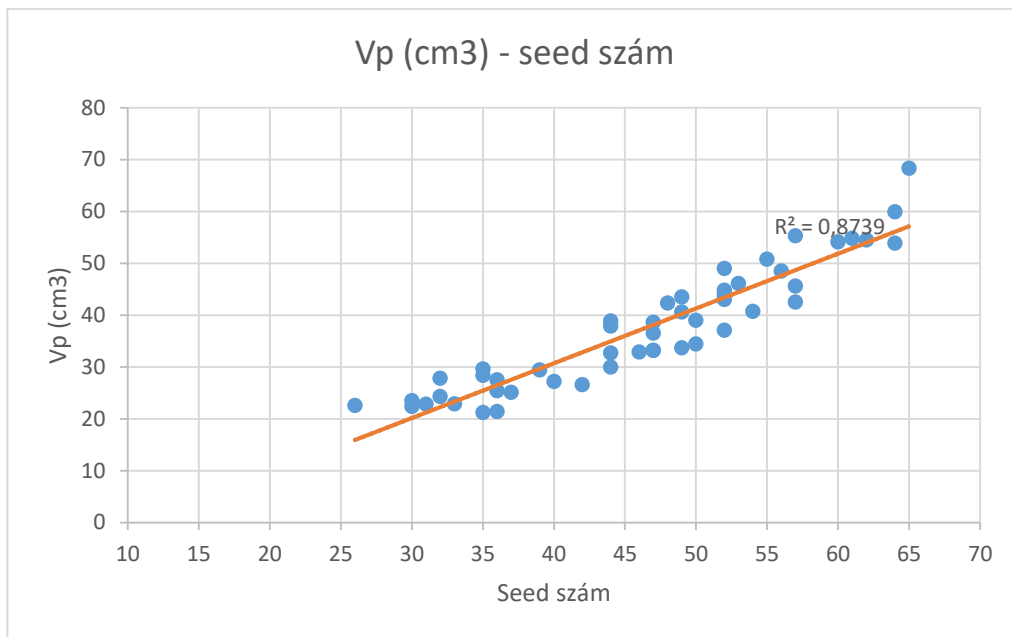
## 5.2. Az LDR- és HDR-BT-s tervek összehasonlítása

Az összes adatot tartalmazó részletes táblázatokat, és az összetartozó (LDR-HDR) adatsorokhoz készített grafikonokat a mellékletek rész tartalmazza (4-9. melléklet). Az általam elkészített tervek minden esetben megfeleltek a dóziselőírásoknak, dózismegszorításoknak.

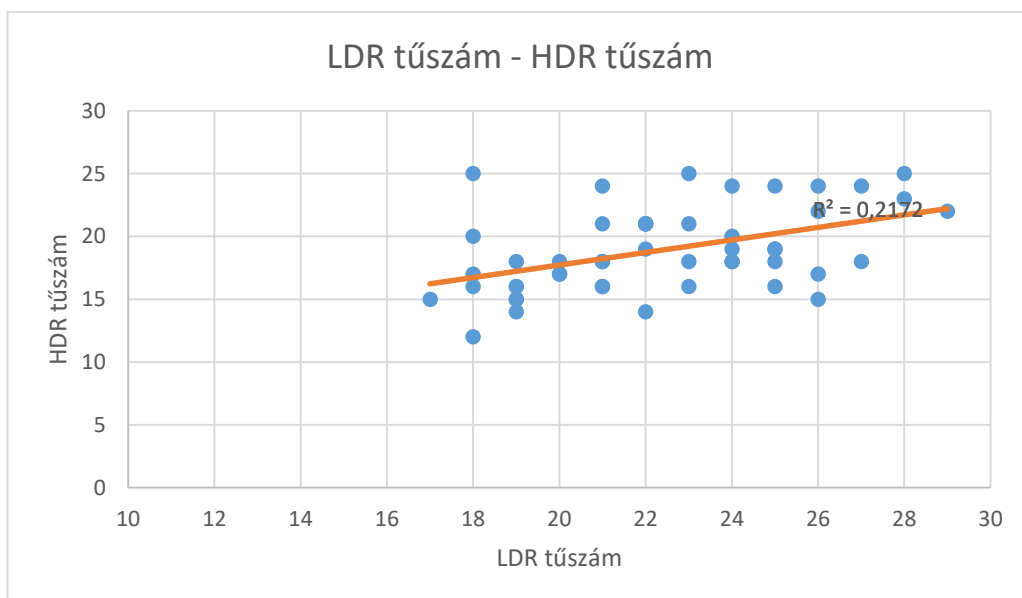
A referenciadózis által besugárzott térfogatra ( $V_{ref}$ ) 48,1 cm<sup>3</sup>, a prosztatata térfogatra ( $V_p$ ) pedig 37,4 cm<sup>3</sup> átlagértékeket kaptam. Ezen vizsgálatok során is erős korrelációt állapítottam meg a felhasznált LDR-es tűk és a beültetett „seed”-ek száma között (18. ábra), illetve a prosztatata térfogata ( $V_p$ ) és a beültetett sugárforrások száma között (19. ábra). Az LDR-es tűk száma és a HDR-es tűk száma között nem volt korreláció (20. ábra).



18. ábra Az LDR tűszámok és a sugárforrások száma közötti korreláció



**19. ábra A prosztata térfogata és a sugárforrások száma közötti korreláció**



**20. ábra Az LDR- és a HDR-BT tús számai között nincs korreláció**

Az összes adatsoron Shapiro-Wilk normalitáspróbát végeztem, hogy megállapítsam az adatok normál eloszlást követnek-e vagy sem [43]. A próba során csak a prosztatata V150 (%), és a rectum D2cm<sup>3</sup> (%) paramétere mutatott normál eloszlást, ezekre a statisztikai kiértékelést párosított t-próbával végeztem [44]. A többi paraméter eseténben (nem normál eloszlás) a Wilcoxon-féle előjeltesztet használtam [45]. Az eredményeket a céltérfogatra és a védendő szervekre, a szignifikanciaszintek feltüntetésével a (4. táblázat) tartalmazza:

Prosztatata adatai	Átlag		Százalékos eltérés (seed-hez képest)	Szórás		p-érték (Wilcoxon-féle előjel teszt)
	seed	HDR		seed	HDR	
Vref (cm <sup>3</sup> )	52,1	44,1	-15	13,1	15	-
Vp (cm <sup>3</sup> )	37,4		-	11,6		-
V100 (%)	98	97	-1	0,7	0,8	< 0,001
V150 (%)	59	32	-46	5,7	4,4	< 0,001
D90 (%)	120	110	-8	3,4	1,7	< 0,001
V90 (%)	100	100	<1	0,5	0,4	0,074
V200 (%)	24	10	-58	4,0	1,9	< 0,001
D100 (%)	75	80	+7	7,7	4,1	< 0,001
DHI	0,41	0,67	+63	0,07	0,05	< 0,001
COIN	0,70	0,78	+11	0,04	0,04	< 0,001
<b>Urethra adatai</b>						
Urethra adatai	Átlag		Százalékos eltérés (seed-hez képest)	Szórás		p-érték (Wilcoxon-féle előjel teszt)
	seed	HDR		seed	HDR	
Vu (cm <sup>3</sup> )	1,61		-	0,29		-
D10 (%)	135	117	-13	5,3	1,8	< 0,001
D30 (%)	128	113	-12	4,6	1,8	< 0,001
D0.01cm <sup>3</sup> (%)	146	120	-18	8,2	3,1	< 0,001
Dmax (%)	156	123	-21	16,2	6,1	< 0,001
D0.1cm <sup>3</sup> (%)	137	118	-14	5,1	1,7	< 0,001
<b>Rectum adatai</b>						
Rectum adatai	Átlag		Százalékos eltérés (seed-hez képest)	Szórás		p-érték (Wilcoxon-féle előjel teszt)
	seed	HDR		seed	HDR	
Vr (cm <sup>3</sup> )	6,34		-	1,69		-
D2cm <sup>3</sup> (%)	63	58	-8	13,8	6,0	0,001
D0.1cm <sup>3</sup> (%)	93	78	-16	18,6	5,0	< 0,001
D0.01cm <sup>3</sup> (%)	102	83	-19	19,5	5,5	< 0,001
Dmax (%)	112	84	-25	34,3	5,8	< 0,001
D1cm <sup>3</sup> (%)	73	65	-11	13,9	6,0	< 0,001
D10 (%)	79	69	-13	14,1	5,8	< 0,001

4. táblázat Az LDR és HDR adatok összehasonlítása

A céltérfogat, vagyis a prosztata adatainál látható hogy majdnem minden paraméter esetében szignifikáns különbség adódott az LDR és a HDR adatsorok között. Az egyetlen adat, melyre nem kaptam szignifikáns különbséget, az a V90. A V100, a V150, a D90 és a V200 értékek az LDR tervek esetében voltak magasabbak, míg a V90, a D100, a DHI és a COIN a HDR tervek esetében. A két terv közötti legkisebb különbség a V100 értékére adódott, ami közel azonos lett (98% vs. 97%). Legnagyobb különbség a V150 paraméternél figyelhető meg, ami a HDR terveknél 46%-ot csökkent az LDR tervekhez képest. Összességében elmondható hogy az LDR terveknél jobb referenciadózissal való céltérfogat lefedettséget kaptunk, de a dózishomogenitás, illetve a dóziskonformitás magasabb értéket mutat a HDR tervek esetében.

Az első védendő szerv, az urethra adatainál, az összes paraméternél szignifikáns különbség volt látható a két terv között. Az LDR tervek jóval magasabb értékeket adtak, mint a HDR terveké. A legnagyobb különbség a Dmax-ra adódott (21%-os különbség), de még a legkisebb különbséget mutató paraméter, a D30 differenciája is 12% volt.

A másik védendő szerv, a rectum esetében is hasonlóan elmondható hogy az összes adatsor esetében szignifikáns volt a különbség a két terv között. Ezesetben is az LDR tervek paraméterei mutattak jóval magasabb értéket. Legnagyobb különbség itt is a Dmax-nál figyelhető meg, ahol közel 25%-os az eltérés.

Tehát az urethra és a rectum dozimetriai elemzéséből kiderül, hogy a HDR kezelésekkel sokkal jobban védhetőek az említett rizikó szervek, mint az LDR kezelésekkel, amennyiben a relatív fizikai dózissokat vesszük figyelembe.

## 6. MEGBESZÉLÉS

### 6.1. Az intraoperatív és posztimplantációs tervek értékelése

A kiértékelés alapján kijelenthetjük, hogy a permanens implantációs prosztata brachyterápiánál az intraoperatív, és a beavatkozást követően négy héttel kialakult végleges posztimplantációs dóziseloszlások jelentősen különböznek egymástól. Eredményeim szerint a céltérfogat dózislefedettsége, illetve majdnem minden más paraméter értéke szignifikánsan csökken, kivételt képez a V200 (%) és a DHI értékek. Eredményeim teljes mértékben összeegyeztethetők Herein és munkatársai [46] által közölt eredményeikkel, akik szintén ugyanezeket a paramétereket vizsgálták szabad és kötött sugárforrások esetén 30-30 betegre nézve. Diplomamunkámban csak kötött sugárforrásokkal kezelt betegek adatait használtam és nem tértem ki külön a szabad sugárforrással kezelt betegek vizsgálatára.

Moerland és munkatársai [47] eredményei alapján a kötött sugárforrásos technika alkalmazása esetén a D90 paraméter átlagosan 12%-os csökkenést mutatott, ami az én vizsgálataim során átlag 25%-os volt.

Heysek és munkatársai [48] - eredményeimmel összhangban - 113 kötött sugárforrással kezelt beteg intraoperatív és posztimplantációs dozimetriai paramétereinek elemzésénél szintén jelentős csökkentést tapasztaltak a D90 és a V100 értékek esetében. A D90 értékre átlagosan 15%, míg a V100 értékére átlagosan 9% csökkenést tapasztaltak, mely paraméter értékére a saját vizsgálataim során 13% adódott.

Marcu és munkatársai [49] 265 kötött sugárforrással kezelt beteg intraoperatív és posztimplantációs adatait elemezték. A CT-alapú kiértékelés során a D90 értékére 22%-os csökkenés adódott. Emellett megállapították, hogy a CT-alapú posztimplantációs dozimetria során a prosztata ellátottsága alulbecsülhető, mivel a CT-képeken könnyű túlbecsülni és ezzel együtt túlkontúrozni a prosztata méretét. Érdekességként elmondható, hogy a legtöbb, szakirodalomban található cikk csak a CT-alapú posztimplantációs dozimetriával



foglalkozik. Vizsgálataimban azonban a posztimplantációs dozimetria alapját az MR-alapú céltérfogat meghatározás adta.

Katayama és munkatársai [50] vizsgálatai alapján megállapítható, hogy a CT-MR fuzionált képek segítségével végzett posztimplantációs dozimetriával egyenértékű lehet a T2- és T2\*-súlyozású MR vizsgálaton kapott képek által számított dozimetria, mivel a T2\*-súlyozású képeken a sugárforrások már jól felismerhetők. A képfúzió által keltett bizonytalanság ennek a technikának a használatával csökken, mivel a két típusú MR vizsgálat egy fektetésben történik.

Kijelenthető, hogy a nemzetközi irodalommal közel megegyező eredményeket kaptam. A talált különbségek valószínűleg a kutatások közti betegszámok eltéréseiből adódhatnak. Az egyik legfontosabb eredménynek tekinthető - az említett publikációk szerint is – a céltérfogat ellátottságának csökkenése. A jövőben több, adott konkrétumok által kiválasztott beteg bevonásával lehetőség nyílt a pontosabb dozimetriai értékelésre.

## **6.2. Az LDR- és a HDR-BT-s tervek értékelése**

A kiértékelés alapján kijelenthetjük, hogy mind az LDR, mind a HDR technika hordoz előnyöket és hátrányokat is egyaránt, melyekről adott esetben a betegeket részletesen tájékoztatják. Az orvos javaslatot tesz az ideálisnak vélt terápiára, de a döntés után az esetleges tudományos munkákon kívül már nem fogják vizsgálni hogy milyen különbségek lehetnek az egyes kezelési módszerek között, akár dóziseloszlások, akár sugárbiológiai szempontból, vagy a mellékhatások tekintetében.

A szakirodalomban több tanulmány vizsgálja az LDR és a HDR technika közötti különbségeket, azonban ezek közül a legtöbb a HDR technikát, mint kiegészítő kezelés (boost) alkalmazza a teleterápiás besugárzások mellé.

A HDR terápiáról, mint monoterápiáról kevesebb tanulmány áll rendelkezésre Ezek alapján általánosan elmondható, hogy viszonylag nagy dózist lehet vele kiszolgáltatni a

céltérfogatra, míg a védendő szervek sugárterhelését alacsonyan lehet tartani [51-52]. Kanikowski és munkatársai [53] szerint - a saját vizsgálataimmal ellentétben - ez a technika inhomogénebb dóziseloszlást ad, mint az LDR-BT.

A HDR módszer nagy előnye az LDR technikával szemben, hogy a dóziseloszlás könnyen, többféleképpen módosítható. Az LDR technikánál egy rossz implantációt nehezen, vagy egyáltalán nem lehet kijavítani, mivel az implantáció után dózisoptimalizációra már nincs lehetőség.

Egy régebbi, ám figyelemreméltó cikk - Freeman és munkatársai [54] - szerint olyan, kevésbé differenciált daganatok esetében melyek rendkívül gyorsan osztódnak, egyáltalán nem hatásos a I-125-tel való permanens besugárzás, melynek demonstrálására matematikai modelleket állítottak fel. Withmore és munkatársai [55] is hasonló vizsgálatokat végeztek és ők is arra az eredményre jutottak, hogy általánosan, a gyorsan osztódó daganatok esetében elmondható, hogy a HDR technika jóval hatásosabb, mint az LDR technika.

Szintén előny az LDR technikával szemben hogy a személyzet egyáltalán nem részesül sugárterhelésben az utántöltéses technikának köszönhetően, illetve hogy a HDR technika nem permanens és emiatt a későbbiekben nem okozhatnak problémát az esetleges sugárvédelemi kérdések (pl. a beteg elhalálása).

Vizsgálataim során megállapítottam, hogy az LDR terveknél minden esetben nagyobb relatív dózist lehetett kiszolgáltatni a céltérfogatra mint a HDR tervek esetében, mindamelllett a tervezésnél, a saját tapasztalataim alapján nehezebb volt megvédeni a rizikó szerveket, mint a HDR-es tervezéseknél. Ugyanakkor az LDR-es valós idejű tervezés során módunkban áll a terven minimális mértékben manuálisan módosítani, amit a HDR technikánál nem tudunk megtenni.

Dolgozatomban a prosztatadaganatos betegeket nem osztottam fel alacsony, közepes, illetve magas kockázatú csoportokra, és a HDR terveknél nem vettem figyelembe a kezelés célját (boost, monoterápia). Véleményem szerint érdemes lenne megvizsgálni az ebben a formában be kategorizált tervek közti különbségeket is. Adataim alapján kiderül, hogy egyik terápiás kezelés sem preferálható, mivel mint dolgozatomból is kiderül, az eredményes kezelés és annak helyes megválasztása rengeteg tényezőnek a függvénye. A betegeknek

egyéni adottságaik és az onkoterápiás intézmény lehetőségei szerint kell mérlegelni, hogy a felajánlott terápiás lehetőségek közül melyiket választják.

## 7. ÖSSZEFOGLALÁS

Összegzésképp megállapítható, hogy eredményeim megfelelnek a szakirodalmakban foglaltaknak.

Az intraoperatív és posztimplantációs dozimetriák összehasonlításakor azt a fő eredményt kaptam - az előzetes szakirodalmakkal összhangban - hogy négy héttel a beavatkozást követően a céltérfogat ellátottsága csökken, de a dóziseloszlás homogénebb lesz. Dolgozatomban az általam elkészített tervek megfeleltek a protokollbeli előírásoknak, megszorításoknak, további optimalizációra nem volt szükség.

Az LDR-BT és a HDR-BT összehasonlítása hasonló eredményeket hozott. Egyértelműen kitűnik, hogy az LDR-BT jobb céltérfogat ellátottságot ad, míg a HDR-BT-vel a védendő szervek kisebb sugárterhelését lehet elérni. Fontos megjegyezni, hogy a céltérfogat ellátottsága a HDR tervek esetén is 97% felett volt.

További lényeges megjegyzés, hogy a feltüntetett eredmények és az ezekhez tartozó következtetések csak a relatív fizikai dózisokra vonatkoznak. A sugárbiológiai és más egyéb szempontok szerinti összehasonlítás további vizsgálatokat igényelne, ami diplomamunkámnak nem képezi részét.

A jövőre nézve, a további tanulmányokban mindkét vizsgálat esetében fontosnak tartom a betegek különböző előírások szerinti csoportosítását, hogy ezáltal a brachyterápiás kezelések esetlegesen még hatékonyabbá válhassanak.

## 8. IRODALOMJEGYZÉK

1. Balogh É, Angeli I. (2007) A fizikus szerepe a daganatos betegek gyógyításában, *Fizikai Szemle*, 6: 191.
2. Justus J. (1905) Rádiummal gyógyított betegek. Beszámoló. *Orvosi Hetilap*, 49: 92-7.
3. Abbe R. (1906) Radium in surgery. *J Am Med Assoc.* 47: 103.
4. Khan FM. (2003) Brachytherapy. In: Khan FM, *The Physics of Radiation Therapy*. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, PA, USA, 357-400.
5. Nickers P, Kunkler I, Scaillet P. (1997) Modern brachytherapy: Current state and future prospects. *Review Eur J Cancer*, 33: 1747-1751.
6. Pötter R, Kirisits C, Fidarova EF, Dimopoulos JCA, Berger D, Tanderup K, Lindegaard JC. (2008) Present status and future of high-precision image guided adaptive brachytherapy for cervix carcinoma. *Acta Oncol*, 47: 1325-1336.
7. Martel MK, Narayana V. (1998) Brachytherapy for the Next Century: Use of Image-Based Treatment Planning. *Radiat Res*, 150 (Suppl.), S178-S88.
8. Vicini FA, Kini VR, Edmundson G, Gustafson GS, Stromberg J, Martinez A. (1999) A comprehensive review of prostate cancer brachytherapy: defining an optimal technique. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 44: 483-491.
9. Hsu IC, Pickett B, Shinohara K, Krieg R, Roach M 3<sup>rd</sup>, Phillips T. (2000) Normal tissue dosimetric comparison between HDR prostate implant boost and conformal external beam radiotherapy boost: potential for dose escalation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 46(4): 851-858.
10. Major T. (2001) A brachyterápia fizikai és dozimetriai alapjai. In: Németh Gy. (szerk.), *Sugárterápia*. Springer Tudományos Kiadó Kft, Budapest, 37-48.
11. Gerbaulet A, et al. (2002) *The GEC ESTRO Handbook of Brachytherapy*. ESTRO, Brüsszel
12. Fröhlich G. (2010) Metszetképző eljárásokon alapuló intersticiális konformális prosztata és emlő brachyterápia dozimetriai elemzése. Doktori értekezés, *Semmelweis Egyetem, Budapest*

13. Schopohl B, Leirmann D, Pohlitz LJ, et al. (1996)  $^{192}\text{Ir}$  endovascular brachytherapy for avoidance of intimal hyperplasia after percutaneous transluminal angioplasty and stent implantation in peripheral vessels: 6 years of experience. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 36: 835-40.
14. Nemzeti Rákregiszter. (2006) A daganatos betegségek morbiditási és mortalitási adatai. Országos Onkológiai Intézet, Budapest
15. [www.ksh.hu](http://www.ksh.hu)
16. Kásler M, Ottó Sz. (2008) Európai és hazai kihívások az onkológiában. *Magyar Onkológia*, 52: 21-33.
17. Tompa A. (2011) A daganatos betegségek előfordulása – A hazai és a nemzetközi helyzet ismertetése. *Magyar Tudomány*, <http://www.matud.iif.hu/2011/11/06.htm>
18. Grimm P, et al. (2012) Comparative analysis of prostate-specific antigen free survival outcomes for patients with low, intermediate and high risk prostate cancer treatment by radical therapy. Results from the Prostate Cancer Results Study Group. *BJU International*, 109, Supplement 1, 22-29.
19. Khoo VS. (2005) Radiotherapeutic techniques for prostate cancer, dose escalation and brachytherapy. *Clin Oncol*, 17: 560-571.
20. Sathya JR, Davis IR, Julian JA, Guo Q, Daya D, Dayes IS, Lukka HR, Levine M. (2005) Randomized trial comparing Iridium implant plus external-beam radiation therapy with external-beam radiation therapy alone in node-negative locally advanced cancer of the prostate. *J Clin Oncol*, 23: 1192-1199.
21. Vicini FA, Abner A, Baglan KL, Kestin LL, Martinez AA. (2001) Defining a doseresponse relationship with radiotherapy for prostate cancer: is more really better? *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 51: 1200-1208.
22. AAPM Report No. 41. (1993) Remote afterloading technology, AAPM TG 41. American Institute of Physics, Inc., New York
23. Ágoston P, Major T, Fröhlich G, et al. (2011) Permanens implantációs prosztatata-brachyterápia korai, szervre lokalizált prosztatarák kezelésére. *Magyar Onkológia*, 55: 170-177.
24. Pinkawa M, et al. (2006) Changes of dose delivery distribution within the first month after permanent interstitial brachytherapy for prostate cancer. *Strahlenther Onkol*, Nr.9

25. Moerland A, et al. (2009) Decline of dose coverage between intraoperative planning and post implant dosimetry for I-125 permanent prostate brachytherapy: Comparison between loose and stranded seed implants. *Radiotherapy and Oncology*, 91: 202-206.
26. Hinnen A, et al. (2010) Loose seeds versus stranded seeds in I-125 prostate brachytherapy: Differences in clinical outcome. *Radiotherapy and Oncology*, 96: 30-33.
27. Pinkawa M, et al. (2008) Seed displacements after permanent brachytherapy for prostate cancer independence on the prostate level. *Strahlenther Onkol*, Nr.10.
28. Nath R, et al. (2009) AAPM recommendations on dose prescription and reporting methods for permanent interstitial brachytherapy for prostate cancer: Report of Task Group 137, *Med Phys*, 36(11).
29. Salembier C, Lavagnini P, Nickers P, et al. (2007) Tumour and target volumes in permanent prostate brachytherapy: A supplement to the ESTRO/EAU/EORTC recommendations on prostate brachytherapy. *Radiother Oncol*, 83: 3-10.
30. Drzymala RE, Mohan R, Brewster L, Chu J, Goitein M, Harms W, Urie M. (1991) Dose-volume histograms. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 21: 71-78.
31. Fröhlich G, Ágoston P, Lövey J, et al. (2010) Dosimetric evaluation of high-dose-rate interstitial brachytherapy boost treatments for localized prostate cancer. *Strahlenther Onkol*, 186: 388-395.
32. Vicini FA, Kestin LL, Edmundson GK, Jaffray DA, Wong JW, Kini VR, Chen PY, Martinez AA. (1999) Dose-volume analysis for quality assurance of interstitial brachytherapy for breast cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 45: 803-810.
33. Wu A, Ulin K, Sternick ES. (1988) A dose homogeneity index for evaluating Ir-192 interstitial breast implants. *Med Phys*, 15: 104-107.
34. Baltas D, Kolotas C, Geramani K, Mould RF, Ioannidis G, Kekchidi M, Zamboglou N. (1998) A conformal index (COIN) to evaluate implant quality and dose specification in brachytherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 40(2): 515-524.
35. Lessard E, Pouliot J. (2001) Inverse planning anatomy-based dose optimization for HDR-brachytherapy of the prostate using fast simulated annealing algorithm and dedicated objective function. *Med Phys*, 28(5): 773-779.
36. Williamson JF, Coursey BM, DeWerd LA, et al. (2000) Recommendations of the American Association of Physicists in Medicine on 103Pd interstitial source

- calibration and dosimetry: implications for dose specification and prescription. *Med Phys*, 27: 634–42.
37. Yan Y et al. (1999) Permanent prostate seed implant brachytherapy: report of the AAPM TG 64. *Med Phys*, 26: 2054–76.
38. Nath R, Bice W, Butler W, et al. (2009) AAPM recommendations on dose prescription and reporting methods for permanent interstitial brachytherapy for prostate cancer: report of Task Group 137. *Med Phys*, 36: 5310-5322.
39. Tejwani A, Bieniek E, Puckett L, et al. (2012) Case series analysis of post-brachytherapy prostate edema and its relevance to post-implant dosimetry. *Post-implant prostate edema and dosimetry. J Contemp Brachyther*, 4: 75-80.
40. De Brabandere M, Al-Qaisieh B, De Wever L, et al. (2013) CT-and MRI-based seed localization in postimplant evaluation after prostate brachytherapy. *Brachytherapy*, 12: 580-588.
41. Fröhlich G, Ágoston P, Lövey J, et al. (2010) Dosimetric evaluation of high-dose-rate interstitial brachytherapy boost treatments for localized prostate cancer. *Strahlenther Onkol*, 186:388-95.
42. Kovács Gy, Pötter R, Loch T, Hammer J, Kolkman-Deurloo IK, de la Rosette JJ, Bertermann H. (2005) GEC/ESTRO-EAU recommendations on temporary brachytherapy using stepping sources for localised prostate cancer. *Radiother Oncol*, 74: 37-148.
43. Shapiro SS, Wilk MB. (1965) Analysis of variance test for normality. *Biometrika* 52: 591–611.
44. Hines GM. (1990) An odd effect: Lengthened reaction times for judgments about odd digits. *Memory and Cognition*, 18: 40-46.
45. Wilcoxon F. (1945) Individual comparisons by ranking methods. *Biometrics Bulletin*, 1(6): 80–83.
46. Herein A, Ágoston P, Szabó Z, Jorgo K, Markgruber B, Pesznyák C, Polgár C, Major T. (2015) Intraoperatív és posztimplantációs dozimetria összehasonlítása permanens implantációs prosztatata-brachyterápiával kezelt betegeknél. *Magyar Onkologia*, 59(2): 148-153.



47. Moerland M, van Deursen M, Elias S, et al. (2009) Decline of dose coverage between intraoperative planning and post implant dosymetry for I-125 permanent prostate brachytherapy: Comparison between loose and stranded seed implants. *Radiother Oncol*, 91: 202-206.
48. Heysek R, Gwede C, Torres-Roca J, et al. (2006) A dosimetric analysis of unstranded seeds versus customized stranded seeds in transperineal interstitial permanent prostate seed brachytherapy. *Brachytherapy*, 5: 244-250.
49. Marcu L, Lawson J, Rutten T, et al. (2012) Quality indicators and technique for analyzing permanent I-125 prostate seed implants: Seven years postimplant dosimetry evaluation. *Med Phys*, 39: 4123-4131.
50. Katayama N, Takemoto M, Yoshio K, et al. (2011) T2\*-weighted image/T2-weighted image fusion in postimplant dosimetry of prostate brachytherapy. *J Radiat Res*, 52: 680-684.
51. King CR. (2002) LDR vs HDR brachytherapy for localized prostate cancer – the view from radiobiological models. *Brachytherapy*, 1(4), 219– 226(8).
52. Grills IS, Martinez AA, Hollander M, Huang R, Goldman K, Chen PY, Gustafson GS (2004) High dose rate brachytherapy as prostate cancer monotherapy reduces toxicity compared to low dose rate palladium seeds. *J urol*, 171(3):1098–104.
53. Kanikowski M, Skowronek J, Kubaszewska M, Chicel A, Milecki P. (2008) Permanent implants in treatment of prostate cancer. *Rep Pract Oncol Radiother*. 13(3): 150–167.
54. Freeman ML, Goldhagen P, Sierra E, Hall EJ. (1982) Studies with encapsulated Iodine-125 sources. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 8: 1335–1361.
55. Whitmore WF. (1986) Interstitial implantation of the prostate: 10 year results, in Hilaris B, Nori D (eds): *Brachytherapy Update, Syllabus of the Postgraduate Course Jointly Sponsored by the Brachytherapy Service, Department of Radiation Oncology, Memorial Sloan-Kettering Cancer Center, and the Brachytherapy Oncology Association*. New York, Memorial Sloan-Kettering Cancer Center, 67–77.

## KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS

Köszönettel tartozom mindenkinek, aki hozzájárult a tudományos munkámhoz:

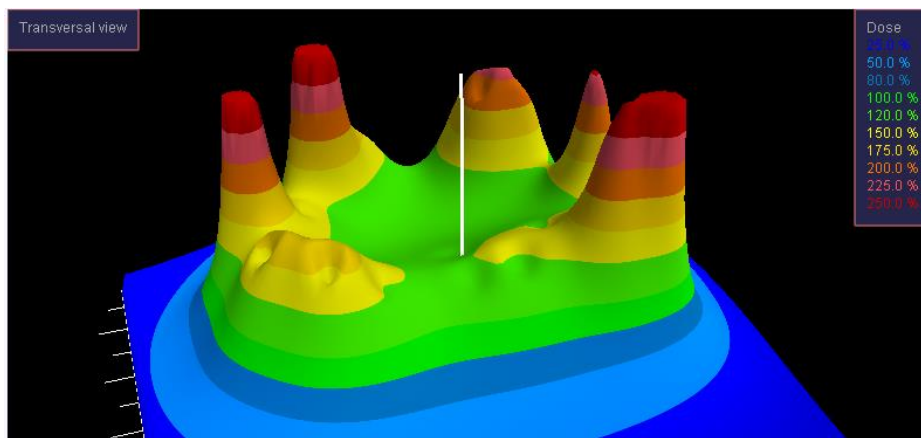
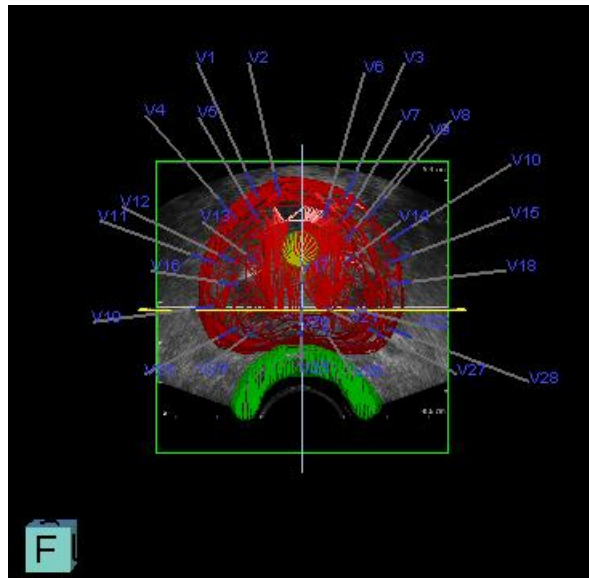
elsősorban témavezetőmnek, Dr. Major Tibornak, akinek hozzáértése és segítsége nélkül ez a dolgozat nem készülhetett volna el,

Dr. Ágoston Péternek és Dr. Jorgo Klitonnak a szakmai együttműködésért,

és konzulensemnek, Dr. Pesznyák Csillának.

Ezen kívül hálával tartozom az Országos Onkológiai Intézet munkatársainak, illetve a brachyterápiás részleg műtősnőinek, hogy támogatták munkámat.

# MELLÉKLETEK



## 1. melléklet

### Intraoperatív és posztimplantációs alapadatok

#### Prosztata kezelések tervezési adatai

Előírt dózis: 145 Gy

Sorszám	Megjegyzés	Kockázat	Tűszám	Seed szám	Seed szám (4 hét)	Seed aktiv. (mCi)	Összaaktiv. (mCi)	Vref (cm3)	Vp (cm3) Intra	Vp (cm3) Post
1		közepes	25	60	60	0,549	32,9	68,6	48,5	44,8
2		közepes	18	40	39	0,562	22,5	39,9	29,1	31
3		kis	19	40	40	0,549	22	38,8	24,1	19
4		kis	22	51	51	0,562	28,7	57,2	39,3	53,8
5		közepes	20	43	43	0,562	24,2	43,9	28,6	29,7
6		kis	26	60	60	0,562	33,7	72,2	53,7	60,4
7		közepes	21	55	54	0,562	30,9	64,1	44,8	52,5
8		kis	18	50	49	0,562	28,1	55,5	35,7	38,3
9		közepes	22	51	51	0,562	28,7	57,1	38,3	64,9
10		közepes	17	41	40	0,549	22,5	40,5	25,1	30,8
11	Study 61	közepes	21	61	61	0,562	34,3	73,1	51,9	46,4
12	Study 58	közepes	19	45	45	0,562	25,3	47,3	29,2	24,4
13	Study 57	kis	19	53	53	0,562	29,8	59,9	40,9	32,1
14	Study 55	kis	20	46	46	0,562	25,8	48,6	33,8	32,3
15	Study 53	közepes	15	34	34	0,562	19,1	31,9	21,2	20,2

## 2. melléklet

### A prosztata intraoperatív és posztimplantációs paramétereinek értékei

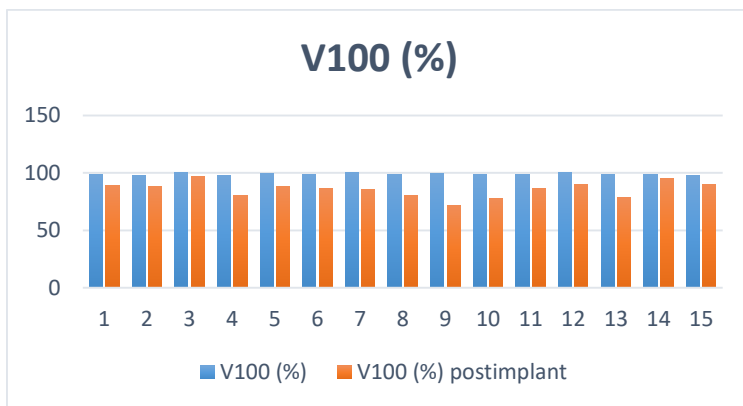
#### Prosztata kezelések tervezési adatai

Előírt dózis: 145 Gy

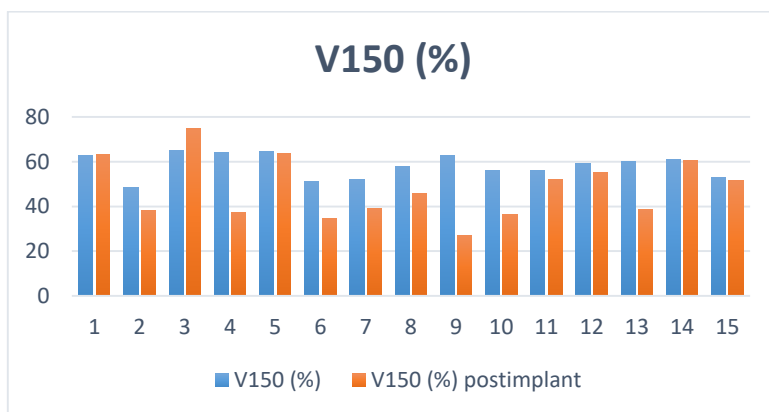
Sorszám	Megjegyzés	Kockázat	Vref (cm3)	Vp (cm3) Intra	Vp (cm3) Post	V100 (%) Intra	V100 (%) Post	V150 (%) Intra	V150 (%) Post	D90 (%) Intra	D90 (%) Post	V90 (%) Intra	V90 (%) Post	V200 (%) Intra	V200 (%) Post	D100 (%) Intra	D100 (%) Post	DHI Intra	DHI Post	COIN Intra	COIN Post
1		közepes	68,6	48,5	44,8	98,5	89,2	62,7	63,3	123	97,5	99,6	92,1	18	24,4	78	46,7	0,36	0,29	0,69	0,52
2		közepes	39,9	29,1	31	97,7	88,5	48,4	38,2	114	97,5	99,6	94,1	16,6	16,2	78,8	54	0,5	0,57	0,7	0,61
3		kis	38,8	24,1	19	100	96,7	65	74,8	127	123	100	98,7	21	35,9	87	73,6	0,35	0,23	0,62	0,46
4		kis	57,2	39,3	53,8	98	80,6	64	37,5	125	80,6	100	85,9	24	13,5	82	41,1	0,35	0,53	0,66	0,61
5		közepes	43,9	28,6	29,7	99,8	88,4	64,5	63,6	127	95	100	91,7	22	30,4	91	51	0,35	0,28	0,65	0,53
6		kis	72,2	53,7	60,4	98,7	86,4	51,3	34,7	119	91,7	99,6	90,6	18,6	10,6	70,5	42,6	0,48	0,6	0,72	0,62
7		közepes	64,1	44,8	52,5	100	85,8	52	39,3	123	91,5	100	90,8	17	14,8	43	44,3	0,48	0,54	0,7	0,60
8		kis	55,5	35,7	38,3	99	80	58	45,7	120	75,8	100	84,2	21	19,9	87	38,5	0,41	0,43	0,63	0,44
9		közepes	57,1	38,3	64,9	99,3	71,3	62,6	27,1	125,8	62,7	100	77,4	20,8	9,7	90	26	0,37	0,62	0,66	0,58
10		közepes	40,5	25,1	30,8	99	77,9	56	36,6	120	74,4	100	83,3	19	15,7	81	38,3	0,43	0,53	0,61	0,46
11	Study 61	közepes	73,1	51,9	46,4	99	86,1	56	51,9	119	89	100	89,7	17	22,56	82	37,9	0,43	0,4	0,7	0,47
12	Study 58	közepes	47,3	29,2	24,4	100	90,4	59	55,1	124	101,5	100	92,7	24	24,1	92	48,1	0,41	0,4	0,62	0,42
13	Study 57	kis	59,9	40,9	32,1	99	78,7	60	38,7	121	76,7	100	84,2	19	14	87	41,2	0,39	0,51	0,67	0,33
14	Study 55	kis	48,6	33,8	32,3	99	95,1	61	60,4	121	112,8	100	97,4	22	26,7	89	63,1	0,38	0,36	0,68	0,60
15	Study 53	közepes	31,9	21,2	20,2	98	90,3	53	51,5	118	100,5	100	93,9	17	24	82	57,8	0,46	0,43	0,64	0,52

### 3. melléklet

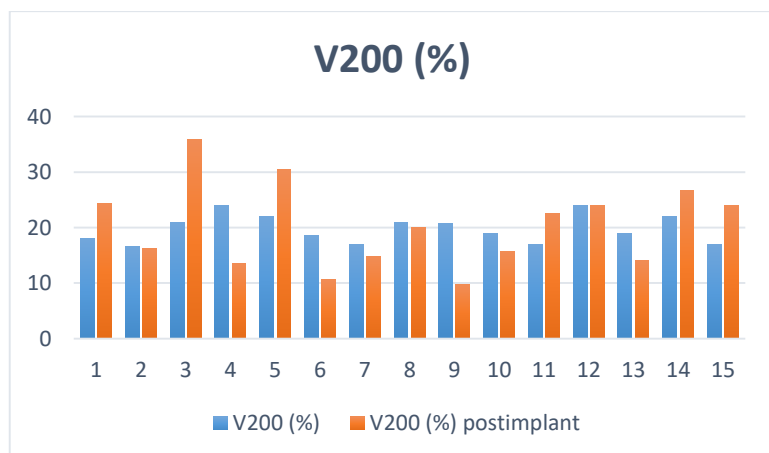
#### Az intraoperatív és posztimplantációs tervek összehasonlítása



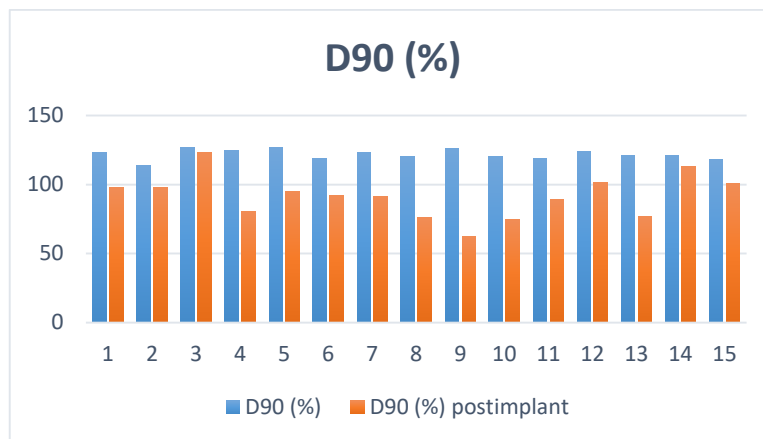
1. ábra A céltérfogat V100 (%) értékeinek összehasonlítása



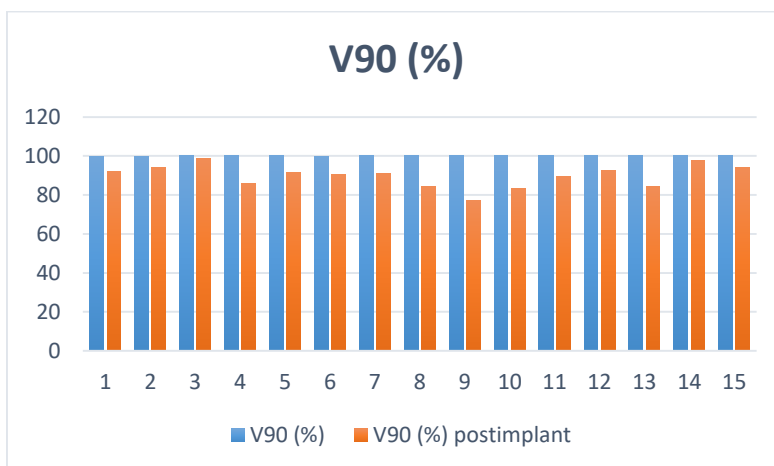
2. ábra A céltérfogat V150 (%) értékeinek összehasonlítása



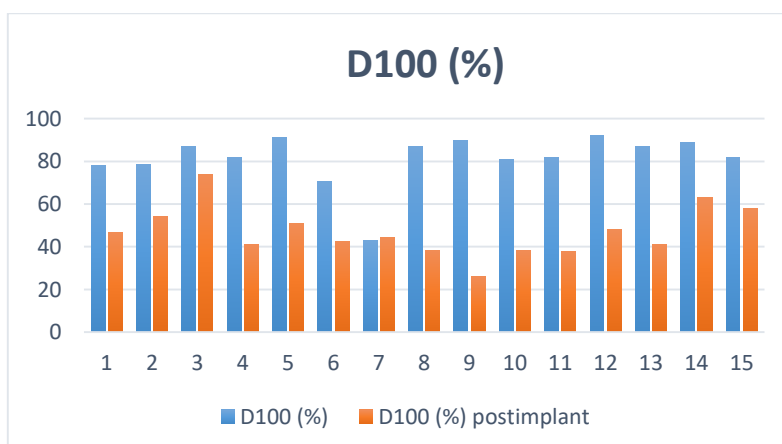
3. ábra A céltérfogat V200 (%) értékeinek összehasonlítása



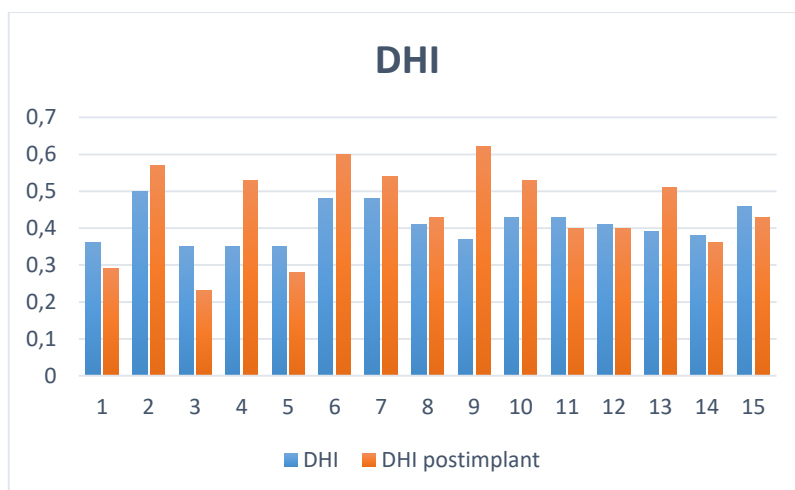
**4. ábra** A céltérfogat D90 (%) értékeinek összehasonlítása



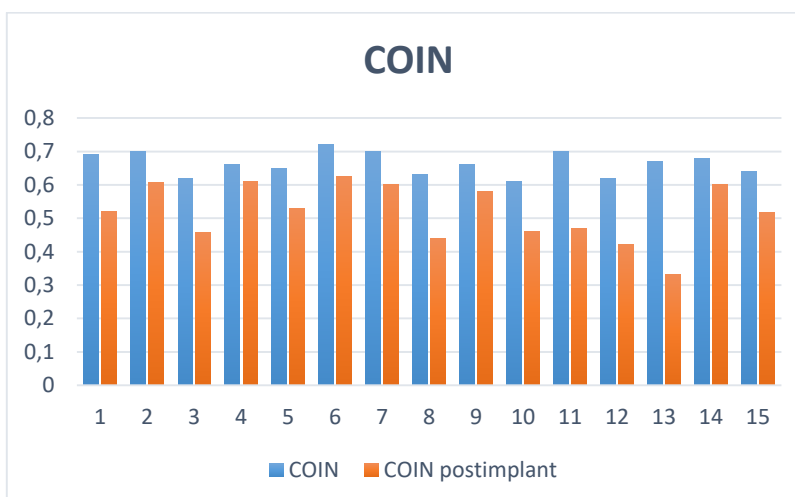
**5. ábra** A céltérfogat V90 (%) értékeinek összehasonlítása



**6. ábra** A céltérfogat D100 (%) értékeinek összehasonlítása



**7. ábra** A céltérfogat DHI értékeinek összehasonlítása



**8. ábra** A céltérfogat COIN értékeinek összehasonlítása



#### 4. melléklet

### Az LDR és HDR tervek prosztata adatainak összehasonlítása

#### Prosztata kezelések tervezési adatai

Előírt dózis: seed = 145 Gy, HDR=19 Gy vagy 10 Gy; /100 %/

Sorszám	seed/HDR	Megjegyzés	Vref (cm3)	Vp (cm3)	V100 (%) seed	V100 (%) HDR	V150 (%) seed	V150 (%) HDR	D90 (%) seed	D90 (%) HDR	V90 (%) seed	V90 (%) HDR	V200 (%) seed	V200 (%) HDR	D100 (%) seed	D100 (%) HDR
1	seed	Study 70	52,4	34,4	99	97,5	60	27,9	121	108,2	100	99,7	27	9,8	79	82,8
2	seed	Study 72	62	45,6	98	96,8	68	26,8	119	108,7	99	99,4	29	8,2	69	81,5
3	seed	Study 73	50,9	33,7	99	96,5	70,5	36,3	126,4	109,4	99,7	99	31,5	11,6	77,7	75,9
4	seed	Study 74	55,9	37,1	99	97,9	68	29,2	123	108,4	100	99,9	31	12,1	81	83,2
5	seed	Study 77	34,9	21,4	98	96,7	43	28,8	113	107,5	100	99,8	17	8,8	77	86,6
6	seed	Study 79	65	48,5	98,2	95,6	53	25,9	115	107,9	99,6	99,9	19,1	7,2	73,7	85,8
7	seed	Study 84	74,7	54,5	99,4	98,2	58	38,2	121,2	112,3	100	99,9	20,2	12,3	91,6	87,4
8	seed	Study 85	41,7	26,6	98,6	97	62	34,6	125	110,7	99,5	99,6	26	12	62	77,5
9	seed		57,5	40,7	99	98	63	31,8	124	110,7	99,8	99,9	26	10,1	71,1	85,8
10	seed		43,8	30	99,3	96,6	71,8	32	125,6	108,4	99,9	99,7	32	12,1	84	82
11	seed		62,1	42,5	98	95,6	69	30,1	125	106,9	100	99,1	32	8,8	74	82,9
12	seed		31,7	43	99	97,9	57	28,9	123	109,9	100	99,8	21	9,4	83	80,8
13	seed		59,3	44,8	98,1	98,2	53	28,3	120,7	111,7	99,5	99,6	17,8	7,4	78	79
14	seed		35,4	25,1	97	96,9	55	24,3	114	108,1	99	99,7	22	8,4	71	82,3
15	seed		49	36,5	97,3	97,7	58,6	34	115,1	110,7	99,2	99,7	22,2	13	75,4	78,8
16	seed		32,3	21,2	98	97,5	57	34,1	121	106	100	99,9	27	14,1	74	84
17	seed		70,5	54,1	98	98,3	57	29,5	120	111,5	99	99,8	22	8,4	74	81,6
18	seed		46,8	32,9	98,4	97	65,5	23,5	122,7	108,8	99,7	99,6	27,3	7,8	81,2	82
19	seed		46,5	33,2	99	97	66	31	125	108,9	100	99,6	27	9,2	73	81,4
20	seed		45,8	32,7	99	97,4	60	27,1	123	109,4	100	99,6	23	8,4	76	78,5
21	seed		48,7	33,2	99	96,7	66	30,9	128	108,3	100	99,6	29	10,7	76	82,7

22	seed		76,1	53,9	98,7	96,5	62,7	27,6	121,4	107,8	99,8	99,3	25,5	8,9	83,1	81
23	seed		71,1	54,8	98	97,8	63	25,88	122	111,2	100	99,7	24	7,5	75	85,5
24	seed		37,7	27,2	97	97	63	25,45	118	109,7	99	99,3	27	7,5	70	74,7
25	seed		50,5	39	98	97,7	56	26,75	118	109,6	100	99,7	22	8,1	81	80,7
26	HDR	Study 65	30,8	25,4	97,9	98	58,2	36	122,2	111	99	100	21,2	11	67,1	80
27	HDR	Study 66	46,7	38,6	97,6	97	53,3	36	116	111	99,3	99	19,6	10	71,6	72
28	HDR	Study 67	60,3	49	98,2	98	58,3	36	117	112	99,1	100	19,6	12	86,2	83
29	HDR	Study 69	49,6	40,6	98,7	97	63,7	32	122,8	110	99,8	100	26,5	10	82,6	83
30	HDR	Study 71	58,1	50,8	97,8	98	58,4	37	116,9	113	99,5	100	20,4	12	73,8	82
31	HDR	Study 75	54,4	46,1	98,2	97,6	51,1	30,5	119,8	111	99,6	99,6	18	10,5	74,9	80,5
32	HDR	Study 76	78,9	68,3	98,3	97	55,2	33	121,4	109	99,4	100	17,8	12	66,1	84
33	HDR	Study 78	31	27,5	97,5	97	53,8	37	119,3	110	98,8	99	21,6	13	56,1	81
34	HDR	Study 80	51,4	43,5	98,5	97,3	60,5	35	120,9	110	99,7	99,6	24	9,8	78,5	81,5
35	HDR	Study 81	70,3	59,9	98,4	97,8	54,1	30,2	122,4	110,5	99,3	99,6	18,8	9,3	62	76,4
36	HDR	Study 82	66,7	55,3	98,9	97,2	50,7	27,6	122,3	108,7	99,8	99,7	17,5	7,9	77,2	82,8
37	HDR	Study 83	48	38,9	98,1	98	58,6	40	118,9	111	99,5	100	20,3	15	72,8	80
38	HDR	10 Gy	51,5	42,3	98,7	98	57,4	38	120,9	111	99,7	100	24,3	12	77,4	80
39	HDR	10 Gy	32,2	22,6	96,2	98,9	54,3	29,9	113	111,5	98,4	100	24	10,4	60,7	77,8
40	HDR	10 Gy	29,8	23,5	97,5	98	62,4	35	121	112	98,6	100	25,6	11	64,2	87
41	HDR	10 Gy	30,4	24,3	96,7	97	57,1	32	114,6	110	99	99	26,5	11	65,4	79
42	HDR	10 Gy	46,6	37,9	98,1	98	64,4	39	122,7	113	99,3	99	23,2	12	70,8	77
43	HDR	10 Gy	30,1	22,4	97,3	96	62,1	26	119,2	106,3	99,2	99,4	27,4	8,4	76,2	77,2
44	HDR	10 Gy	32,1	27,8	97,3	97	59,5	34	119,6	111	98,6	99	27,4	11	58,9	78
45	HDR	10 Gy	33,7	28,4	99,2	97	54,5	34	121	110	100	99	20,6	11	86,5	76
46	HDR	10 Gy	33	29,4	98,2	96	56,4	37	118,2	108	99,7	100	22,3	13	82,4	83
47	HDR	10 Gy	30,6	29,6	97,9	97	55,9	32	120,6	110	99,3	100	23,3	11	72,5	75
48	HDR	10 Gy	26,3	22,9	98,7	96	54,8	38	121,2	107	99,7	99	20,7	12	78,6	72
49	HDR	10 Gy	28,2	22,8	98,5	98	50,5	38	118,9	112	99,9	100	20,7	13	87,3	70
50	HDR	10 Gy	51,7	43,9	97,6	96	56,7	32	120,3	109	99	99	21,8	12	66,1	70

## 4. melléklet folytatása

### Az LDR és HDR tervek prosztata adatainak összehasonlítása

#### Prosztata kezelések tervezési adatai

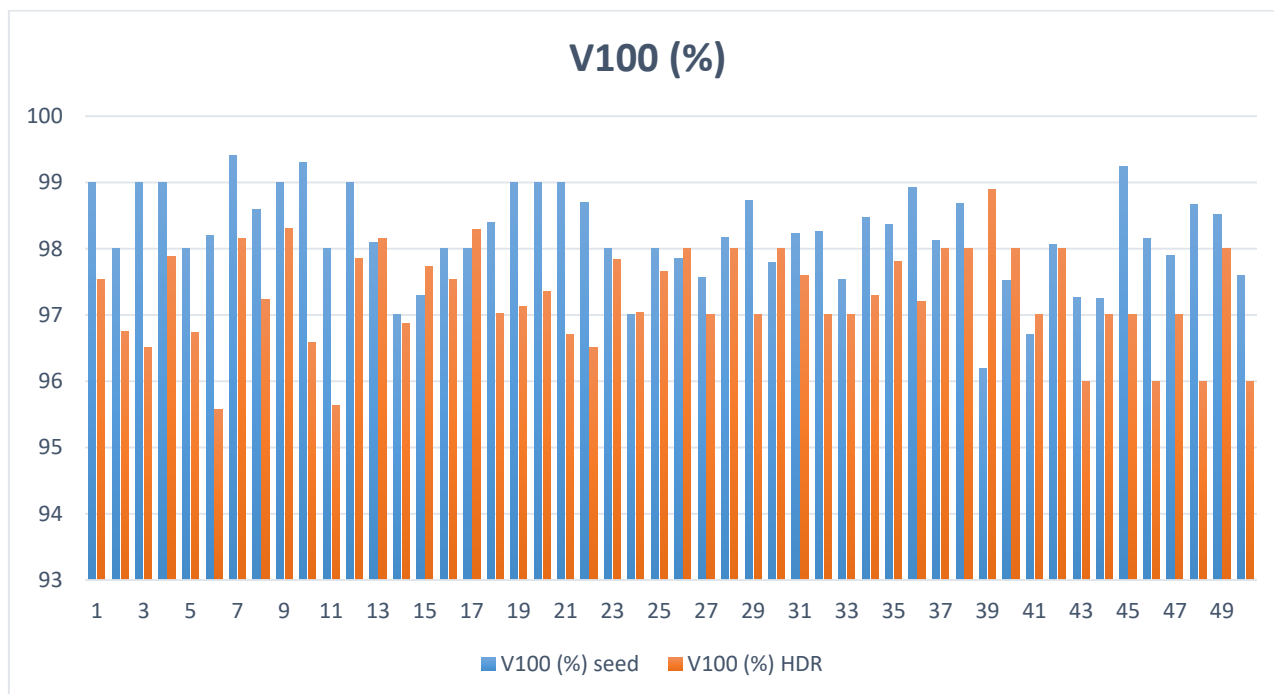
Előírt dózis: seed = 145 Gy, HDR=19 Gy vagy 10 Gy; /100 %/

Sorszám	seed/HDR	Megjegyzés	DHI seed	DHI HDR	COIN seed	COIN HDR
1	seed	Study 70	0,39	0,71	0,64	0,78
2	seed	Study 72	0,31	0,72	0,71	0,75
3	seed	Study 73	0,29	0,62	0,65	0,79
4	seed	Study 74	0,31	0,7	0,65	0,75
5	seed	Study 77	0,56	0,71	0,6	0,74
6	seed	Study 79	0,46	0,73	0,72	0,84
7	seed	Study 84	0,71	0,61	0,72	0,85
8	seed	Study 85	0,37	0,64	0,62	0,79
9	seed		0,36	0,68	0,69	0,78
10	seed		0,28	0,67	0,68	0,77
11	seed		0,3	0,69	0,66	0,77
12	seed		0,42	0,7	0,73	0,82
13	seed		0,46	0,71	0,73	0,82
14	seed		0,43	0,75	0,68	0,76
15	seed		0,4	0,65	0,71	0,76
16	seed		0,42	0,65	0,63	0,63
17	seed		0,42	0,7	0,74	0,8
18	seed		0,33	0,76	0,68	0,73
19	seed		0,33	0,68	0,7	0,75
20	seed		0,39	0,72	0,7	0,78
21	seed		0,33	0,68	0,67	0,79
22	seed		0,36	0,71	0,69	0,81
23	seed		0,36	0,74	0,74	0,8
24	seed		0,35	0,74	0,68	0,79
25	seed		0,43	0,73	0,73	0,79
26	HDR	Study 65	0,41	0,63	0,68	0,77
27	HDR	Study 66	0,45	0,63	0,76	0,8
28	HDR	Study 67	0,41	0,63	0,73	0,77
29	HDR	Study 69	0,36	0,67	0,74	0,8
30	HDR	Study 71	0,4	0,62	0,73	0,84
31	HDR	Study 75	0,48	0,69	0,73	0,81
32	HDR	Study 76	0,44	0,66	0,73	0,84
33	HDR	Study 78	0,45	0,62	0,68	0,83
34	HDR	Study 80	0,39	0,64	0,74	0,8
35	HDR	Study 81	0,45	0,69	0,74	0,81
36	HDR	Study 82	0,49	0,71	0,76	0,78

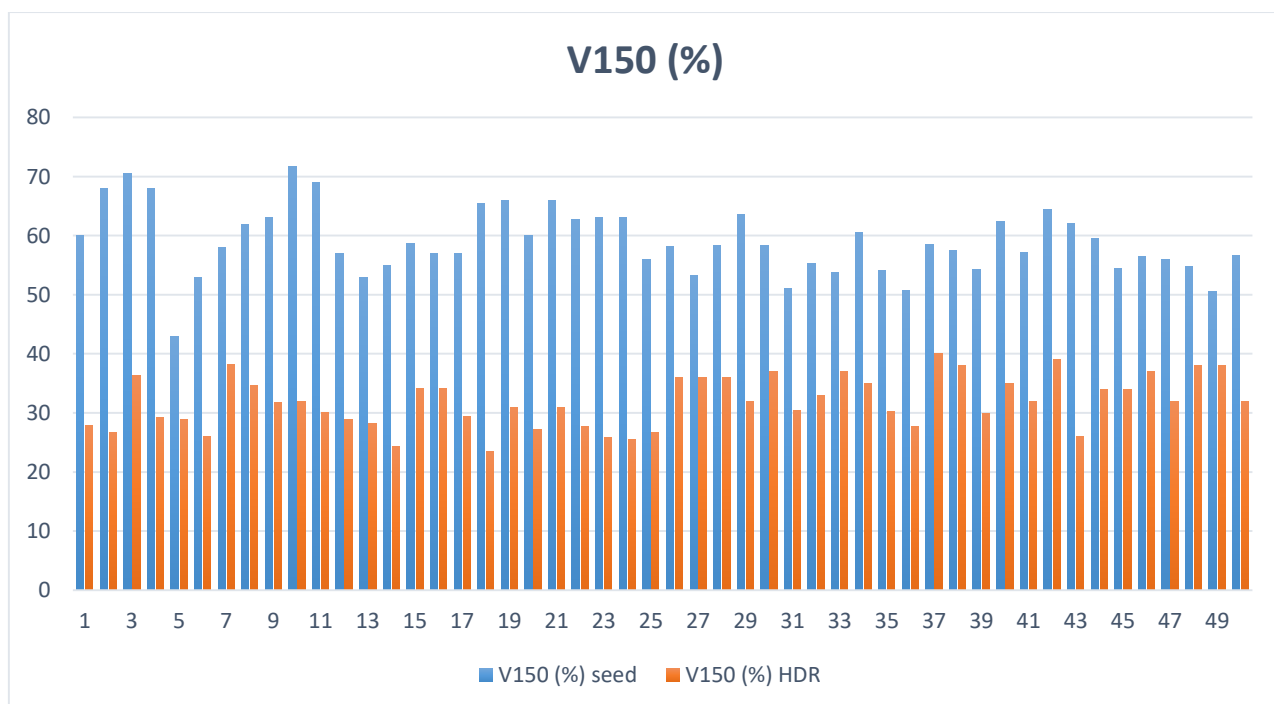
<b>37</b>	HDR	Study 83	0,4	0,59	0,73	0,78
<b>38</b>	HDR	10 Gy	0,42	0,61	0,76	0,8
<b>39</b>	HDR	10 Gy	0,44	0,7	0,74	0,69
<b>40</b>	HDR	10 Gy	0,36	0,64	0,65	0,78
<b>41</b>	HDR	10 Gy	0,41	0,67	0,71	0,77
<b>42</b>	HDR	10 Gy	0,34	0,6	0,73	0,79
<b>43</b>	HDR	10 Gy	0,36	0,73	0,71	0,69
<b>44</b>	HDR	10 Gy	0,39	0,65	0,71	0,84
<b>45</b>	HDR	10 Gy	0,45	0,65	0,7	0,8
<b>46</b>	HDR	10 Gy	0,43	0,61	0,71	0,85
<b>47</b>	HDR	10 Gy	0,43	0,67	0,72	0,77
<b>48</b>	HDR	10 Gy	0,44	0,6	0,71	0,81
<b>49</b>	HDR	10 Gy	0,49	0,61	0,7	0,79
<b>50</b>	HDR	10 Gy	0,42	0,67	0,72	0,79

## 5. melléklet

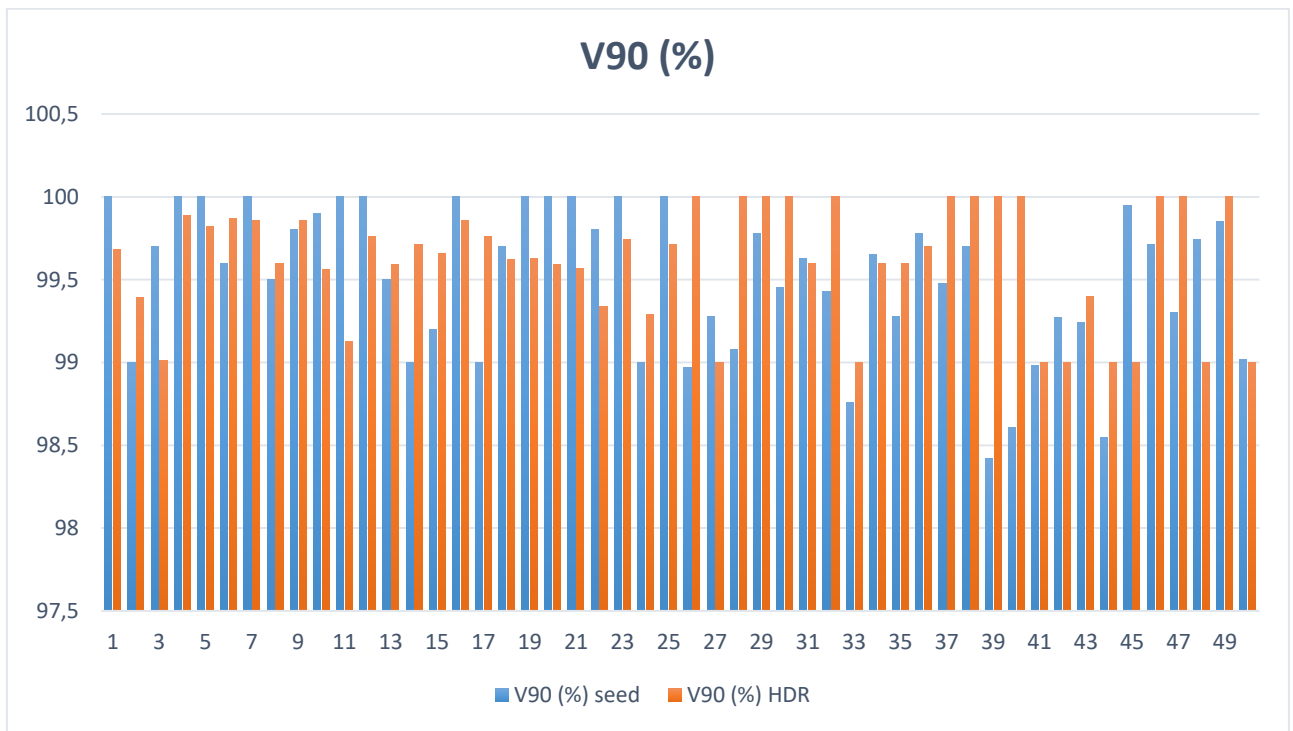
### Az LDR és HDR tervek prosztata adatainak összehasonlítása



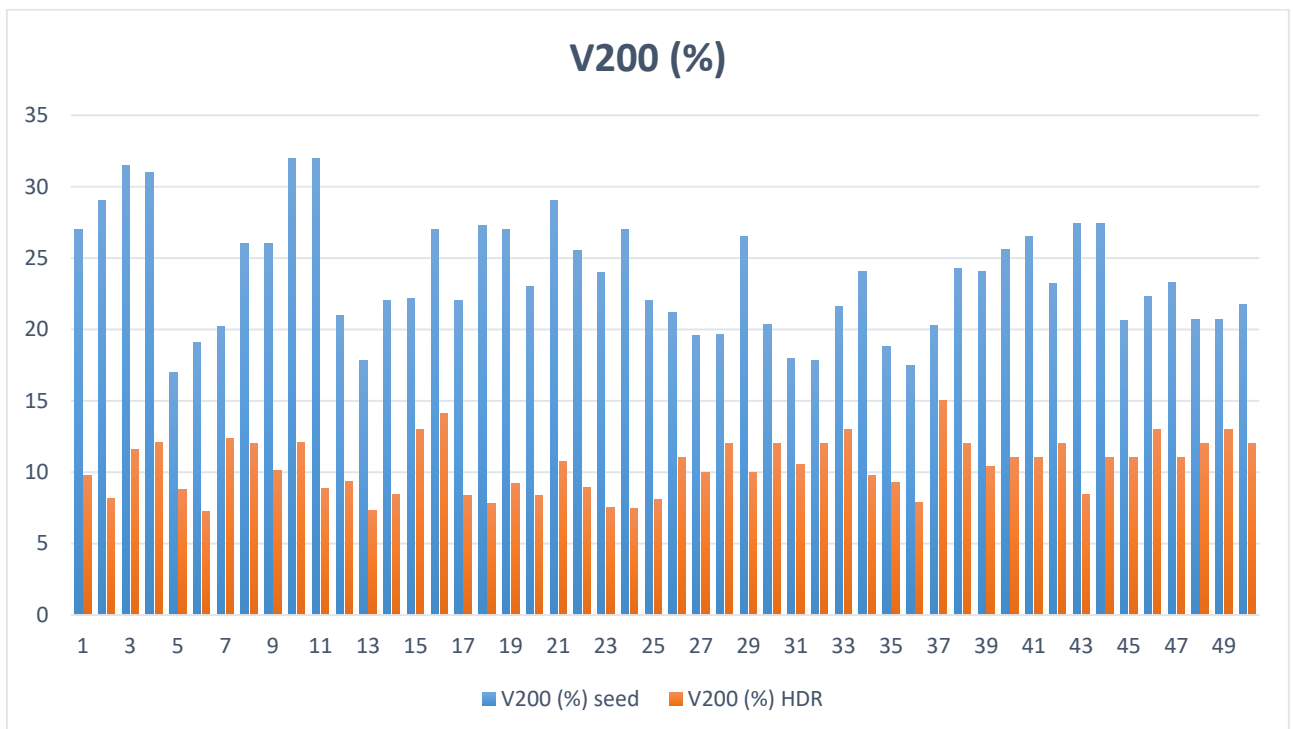
1. ábra A céltérfogat V100 (%) értékeinek összehasonlítása



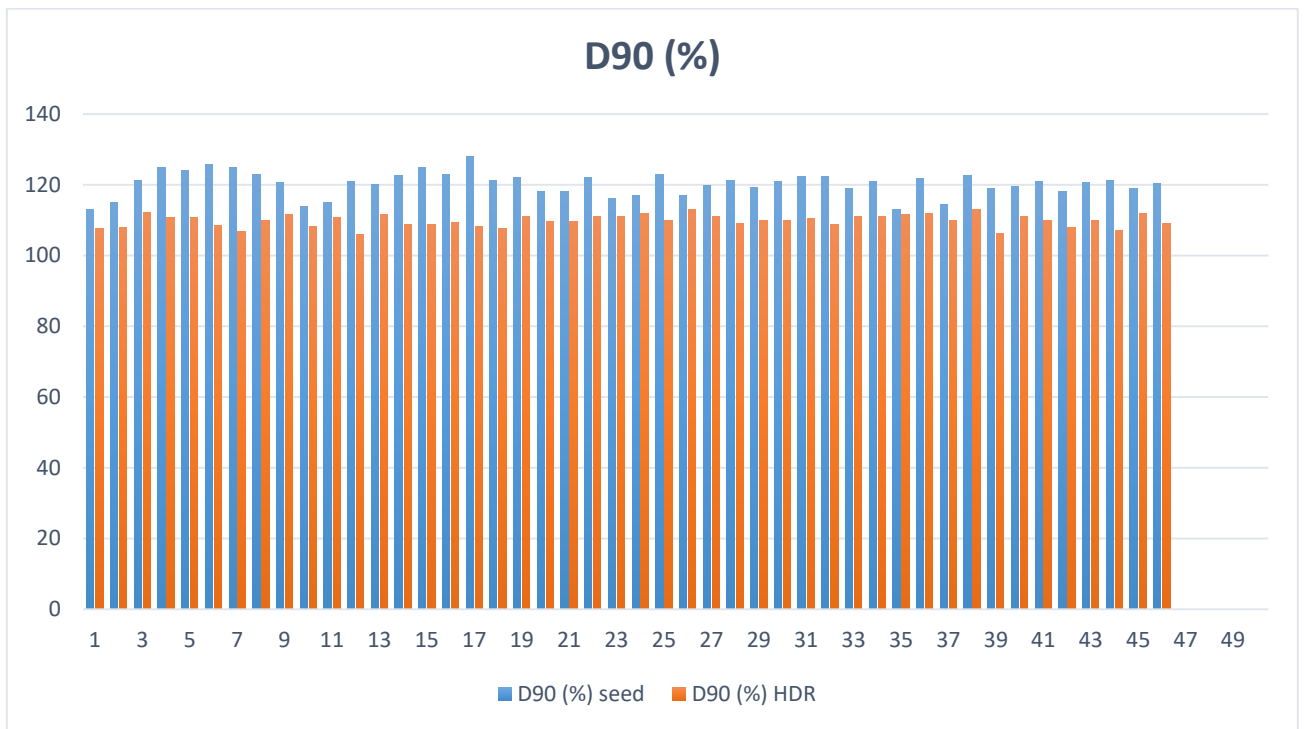
2. ábra A céltérfogat V150 (%) értékeinek összehasonlítása



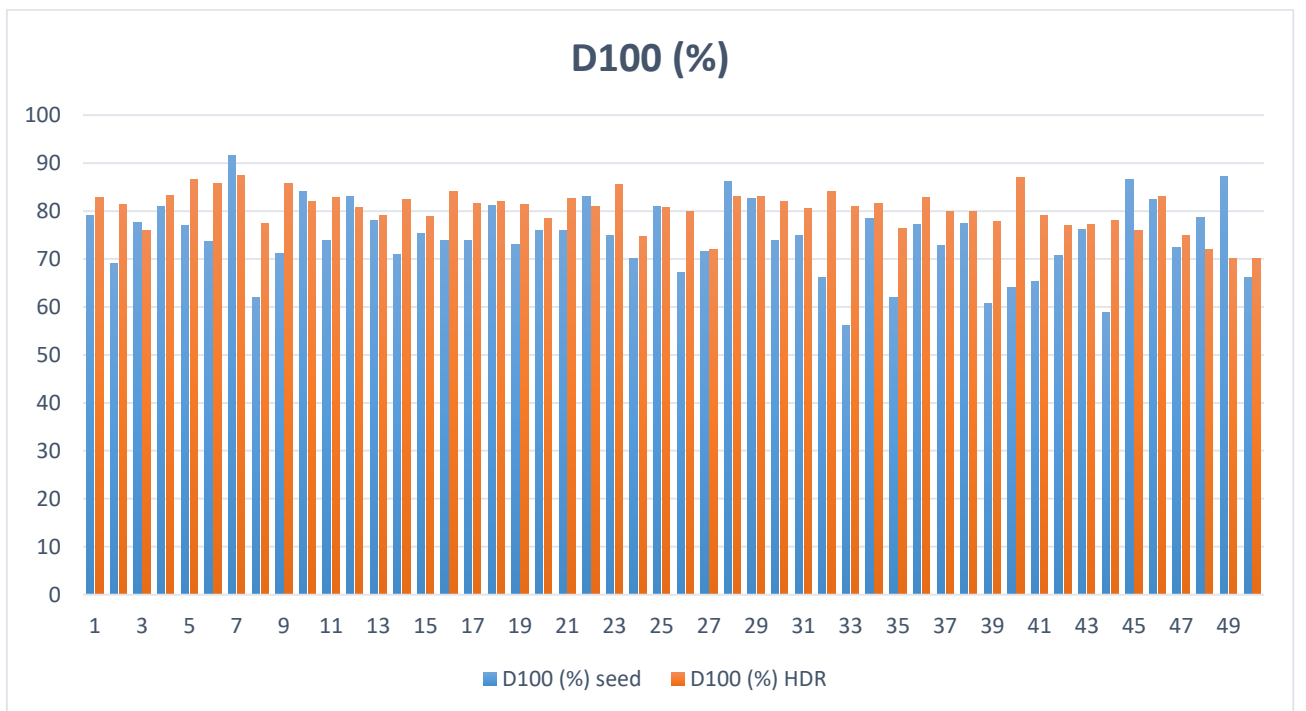
3. ábra A céltérfogat V90 (%) értékeinek összehasonlítása



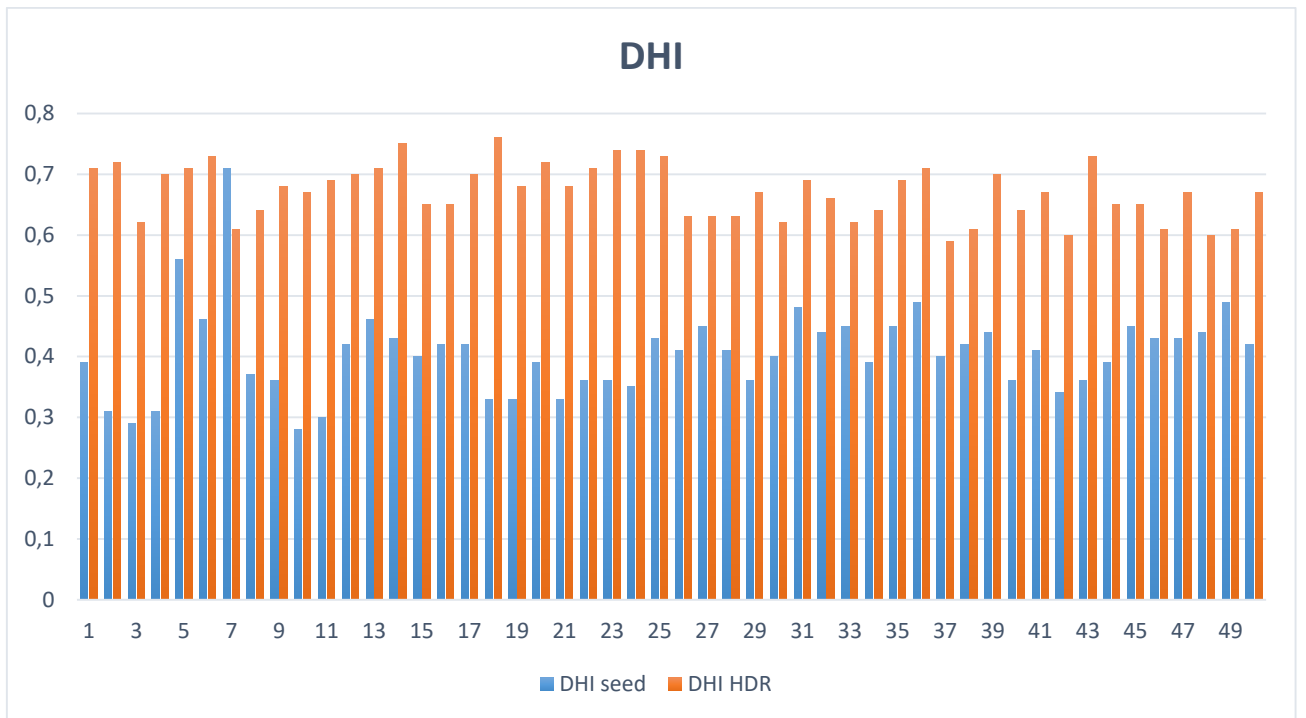
4. ábra A céltérfogat V200 (%) értékeinek összehasonlítása



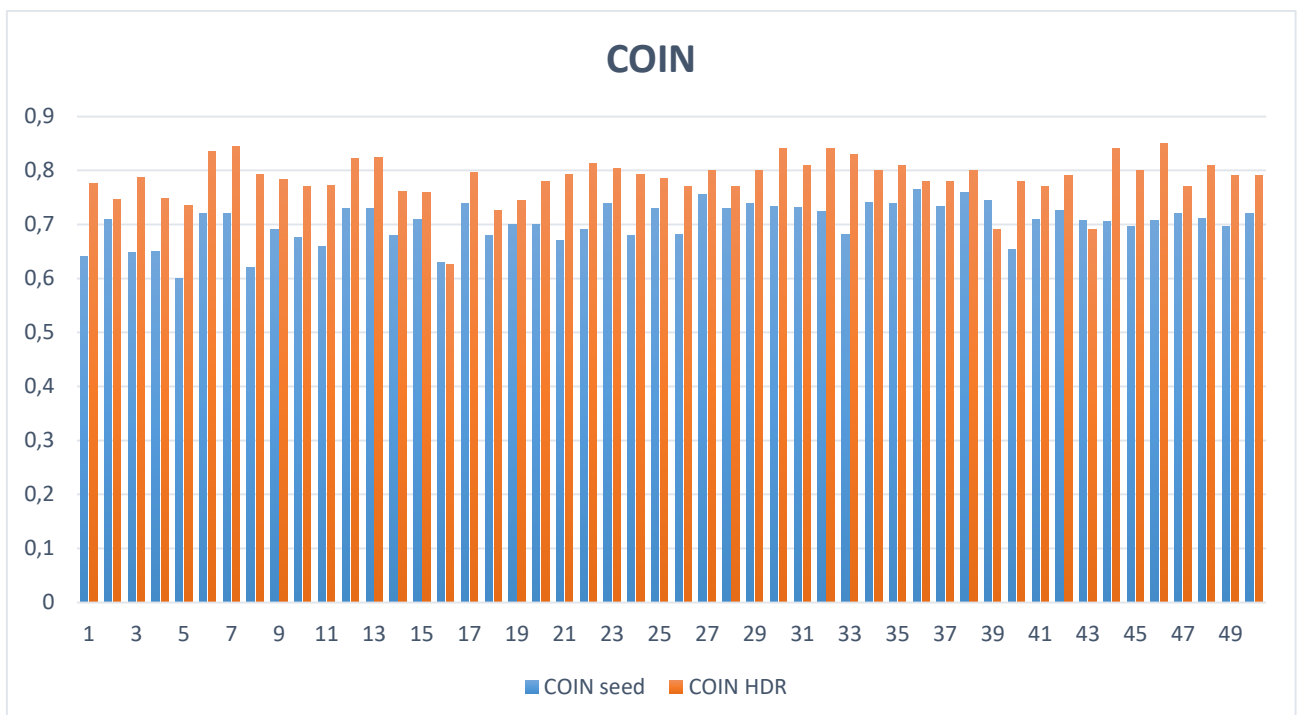
5. ábra A céltérfogat D90 (%) értékeinek összehasonlítása



6. ábra A céltérfogat D100 (%) értékeinek összehasonlítása



7. ábra A céltérfigat DHI értékeinek összehasonlítása



8. ábra A céltérfigat COIN értékeinek összehasonlítása



## 6. melléklet

### Az LDR és HDR tervek urethra adatai

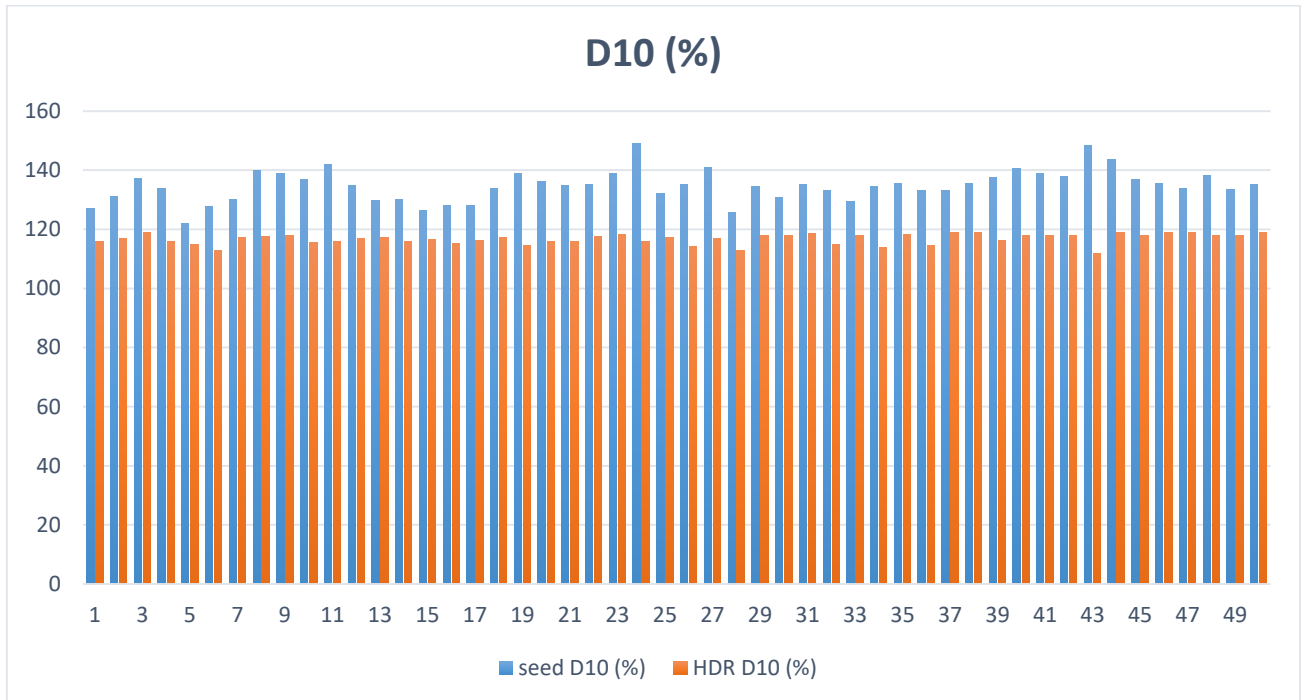
Prosztata kezelések tervezési adatai - Urethra

Sorszám	seed/HDR	Megjegyzés	D10 (%) seed	D10 (%) HDR	D30 (%) seed	D30 (%) HDR	D0.01cm3 (%) seed	D0.01cm3 (%) HDR	Dmax (%) seed	Dmax (%) HDR	D0.1cm3 (%) seed	D0.1cm3 (%) HDR	Vurethra (cm3)
1	seed	Study 70	127	115,8	120	113,6	137	119,8	145,2	125,3	128	116,6	1,4
2	seed	Study 72	131	117	122	113,8	143	119,9	146,8	121,6	135	118,5	1,5
3	seed	Study 73	137,1	119	128,6	114,5	150,9	126,9	162,1	131,1	140,7	119,8	1,7
4	seed	Study 74	134	115,9	126	113	143	121,6	141,3	123,7	135	117,8	1,8
5	seed	Study 77	122	115	117	111,8	139	119,4	162,2	121,5	125	115,5	1,4
6	seed	Study 79	127,8	112,8	123	109,7	135,6	118,8	137,4	123,2	130,8	114,3	1,7
7	seed	Study 84	130	117,1	124	114,7	145	119,9	169,6	121,7	133,9	118,5	1,9
8	seed	Study 85	140	117,5	133	114,5	151	119,9	161,8	122,1	141	118,4	1,5
9	seed		139	118	132	114,1	155,2	120	164	125,9	142	118,8	1,6
10	seed		136,8	115,7	126,8	111,6	148,8	123,3	153	127,2	140	117,3	1,5
11	seed		142	115,9	135	112,7	156,3	119,8	172	123,6	144	117,4	1,6
12	seed		135	116,7	131	113,7	143,9	119,9	151	122,1	136	118	1,6
13	seed		129,8	117,4	124,9	114,1	135,7	119,9	138,1	121,5	132	118,5	1,7
14	seed		130	116,1	124	113,3	150,1	119,9	186	122	132	117,3	1,4
15	seed		126,3	116,7	119,8	113,7	135	122,6	136	125,7	127,6	118,3	1,7
16	seed		128	115,3	120	109,9	135,6	133,1	138	147,4	130	116,8	1,3
17	seed		128	116,1	123	113,9	136,4	119,9	148	121,5	133	118,3	2,2
18	seed		134	117	129,2	114,3	141,4	119,9	140,2	121,8	134,9	118,2	1,6
19	seed		139	114,4	133	110,3	149,4	121	165	124,6	141	115,3	1,4
20	seed		136	115,9	131	113	134,8	120,8	169	123,1	139	117,4	1,6
21	seed		135	115,8	130	113,4	143	120	143	121,7	136	116,4	1,4
22	seed		135,1	117,5	128,9	114,4	146,6	122,1	148,2	121,3	139,2	119	2,1

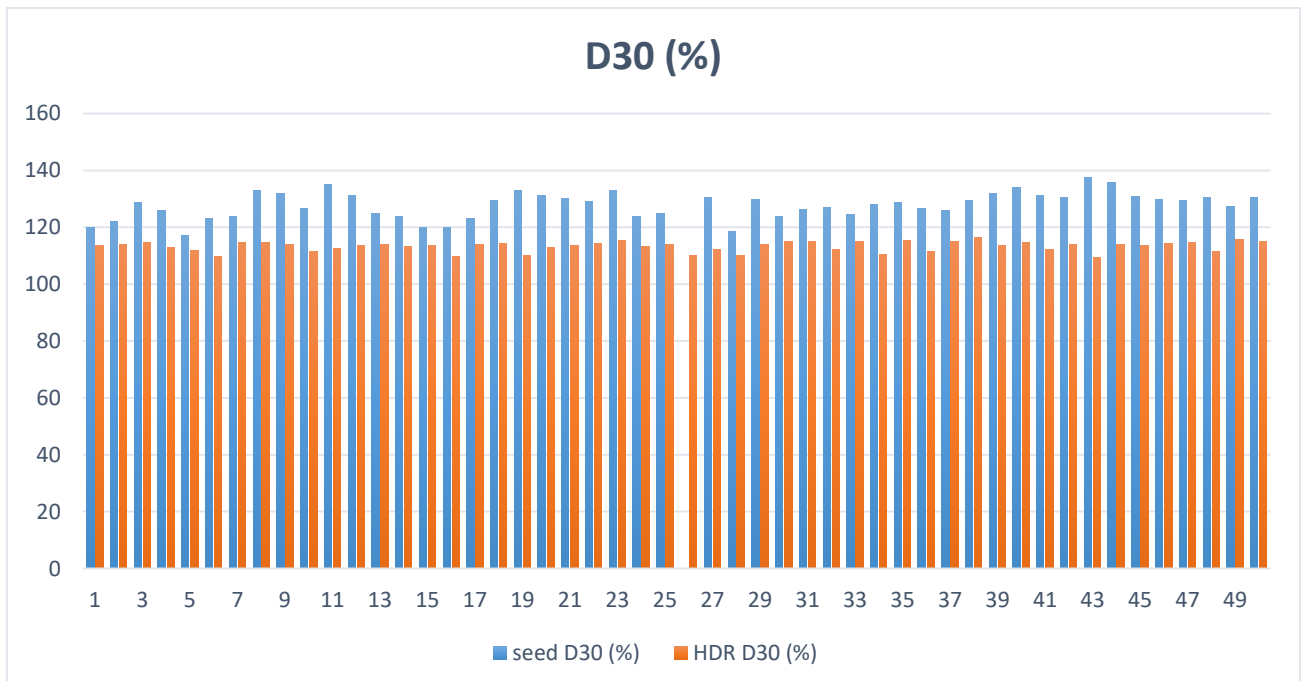
23	seed		139	118,4	133	115,4	144,8	119,9	148	121,1	141	119,06	1,68
24	seed		149	115,93	124	113,2	149	120	153	121,9	138	117,3	2
25	seed		132	117,1	125	114,1	140,8	120	140	122,2	134	118,2	1,5
26	HDR	Study 65	135,3	114	130	110	147,4	110,1	154,4	122,6	135,9	114	1,3
27	HDR	Study 66	140,9	117	130,6	112	159,2	120	175,8	121	143	118	1,5
28	HDR	Study 67	125,8	113	118,6	110	135,9	115	143,5	116,4	127,3	114	2
29	HDR	Study 69	134,4	118	129,7	114	142,6	120	147,1	120,5	135,3	119	1,7
30	HDR	Study 71	130,9	118	123,9	115	141,3	120	143,1	121,2	133,5	119	1,7
31	HDR	Study 75	135,1	118,5	126,1	115	143,7	121	145,6	121,5	138,6	119	1,8
32	HDR	Study 76	133,1	115	127	112	141,7	118	140,3	118,8	135,1	116	2,5
33	HDR	Study 78	129,5	118	124,5	115	135,8	120	140,4	121,9	131,5	119	1,5
34	HDR	Study 80	134,4	113,9	128	110,6	143,7	115,9	150,7	116	135,7	114,8	1,8
35	HDR	Study 81	135,4	118,4	128,8	115,5	148,1	120,8	154,1	122,4	139,5	119,3	2
36	HDR	Study 82	133,1	114,4	126,7	111,5	143,4	116	153,4	94,15	135,5	115,3	2,2
37	HDR	Study 83	133	119	125,8	115	142,9	120	145,9	121,3	134,3	119	1,4
38	HDR	10 Gy	135,4	119	129,5	116,4	159,6	123,4	181,6	129	140,5	120	2
39	HDR	10 Gy	137,6	116,3	131,8	113,6	148,1	119,8	154,1	120,5	138,9	117,5	1,2
40	HDR	10 Gy	140,6	118	134	114,7	143,9	120	147,4	122	140,9	119	1,1
41	HDR	10 Gy	138,9	118	131,2	112,1	157,1	121,9	202	126	141,4	119	1,5
42	HDR	10 Gy	137,9	118	130,5	113,9	150,9	120,9	155,6	124	141	119	1,5
43	HDR	10 Gy	148,2	111,7	137,4	109,2	174,2	115,7	200,1	116	151,1	112,7	1,4
44	HDR	10 Gy	143,6	119	135,8	114	163,7	121	180,3	124	147,3	119	1,5
45	HDR	10 Gy	137	118	131	113,6	157,4	119,8	190,9	121	140,7	119	1,5
46	HDR	10 Gy	135,6	119	129,9	114,2	143,5	122,8	147,1	126	136,5	119	1,3
47	HDR	10 Gy	134	119	129,4	114,6	139,7	121,4	149,2	124	134,4	119	1,2
48	HDR	10 Gy	138,2	118	130,4	111,6	149,4	119,9	153,8	122	139,9	118	1,3
49	HDR	10 Gy	133,5	118	127,2	115,6	141,8	119,9	149,7	121	133,7	119	1,1
50	HDR	10 Gy	135,1	119	130,4	115	147,1	123,4	151	129	136,8	119	1,8

## 7. melléklet

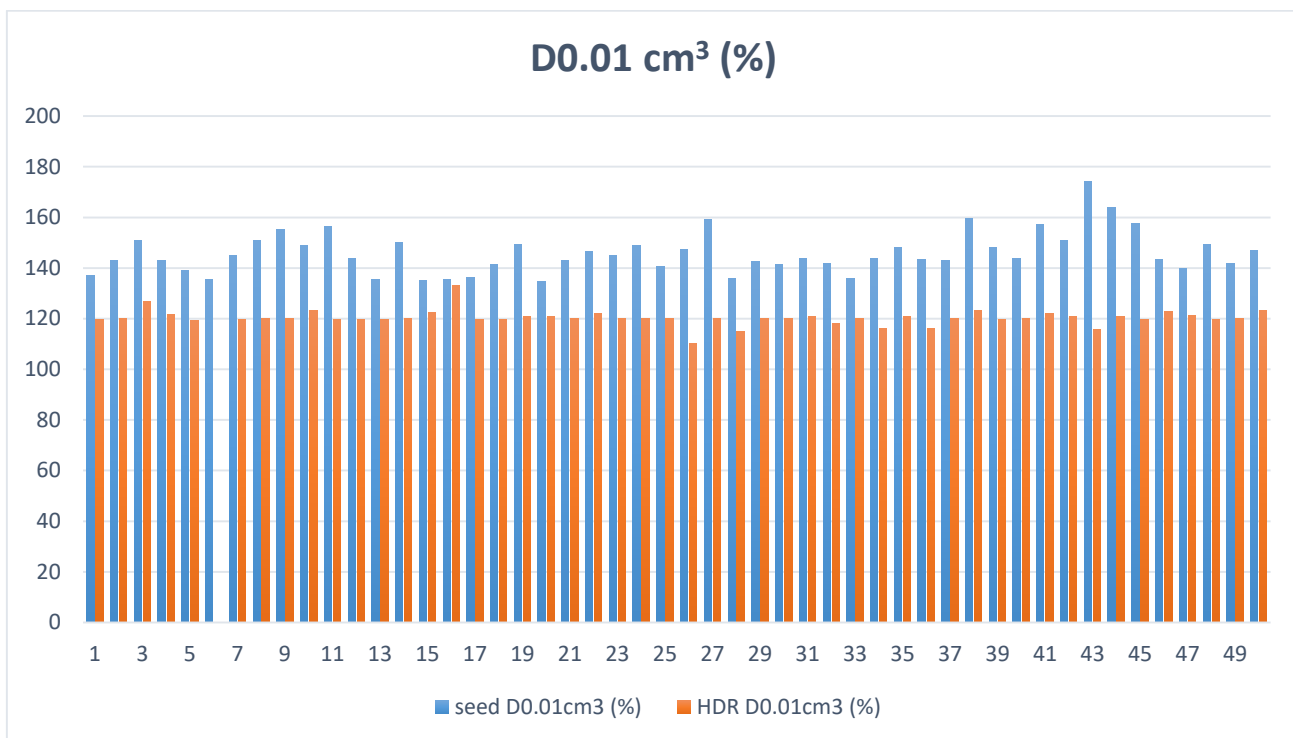
### Az LDR és HDR tervek urethra adatainak összehasonlítása



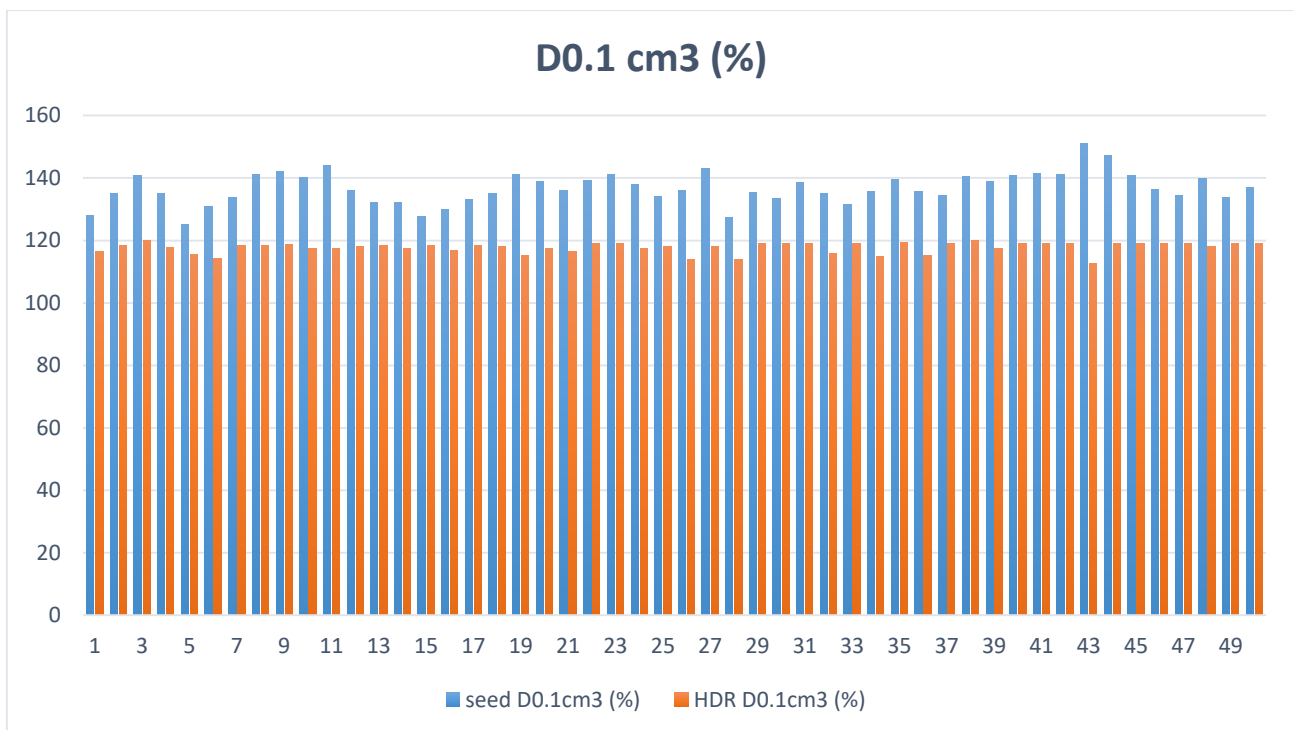
1. ábra Az urethra D10 (%) értékeinek összehasonlítása



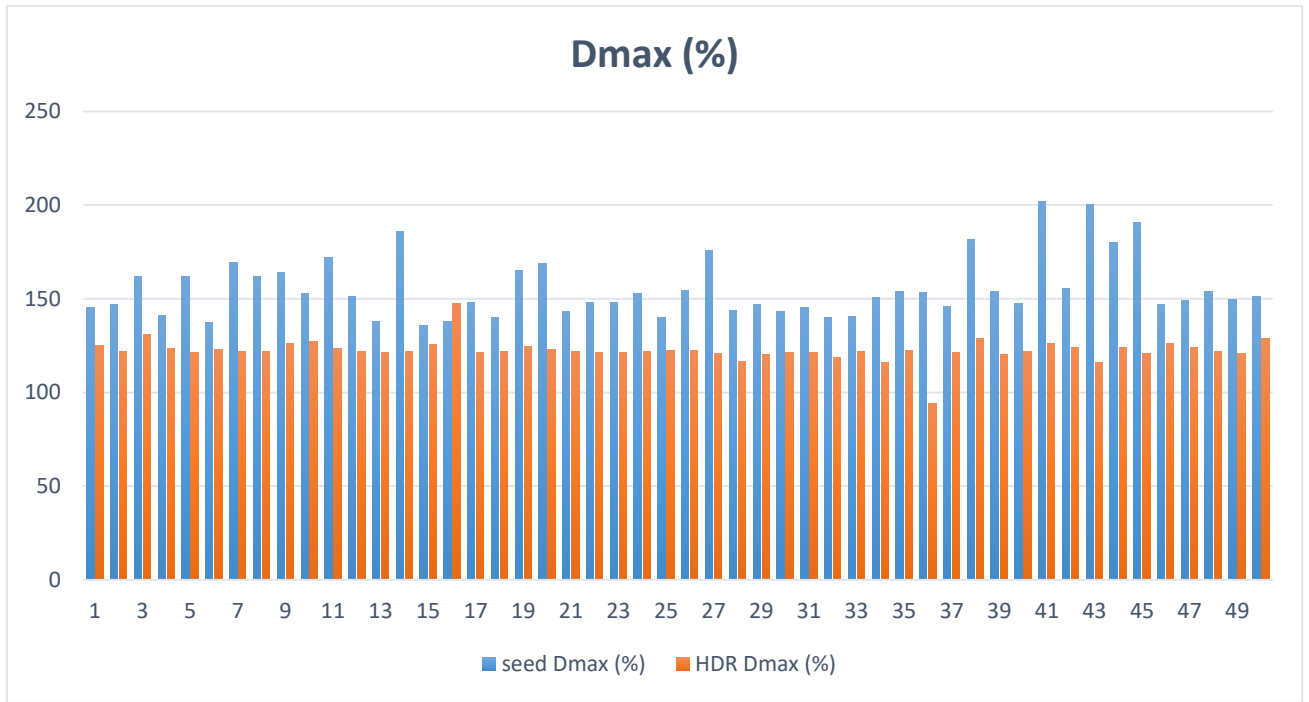
2. ábra Az urethra D30 (%) értékeinek összehasonlítása



**3. ábra** Az urethra D0,01 cm<sup>3</sup> (%) értékeinek összehasonlítása



**4. ábra** Az urethra D0,1 cm<sup>3</sup> (%) értékeinek összehasonlítása



**5. ábra** Az urethra Dmax (%) értékeinek összehasonlítása

## 8. melléklet

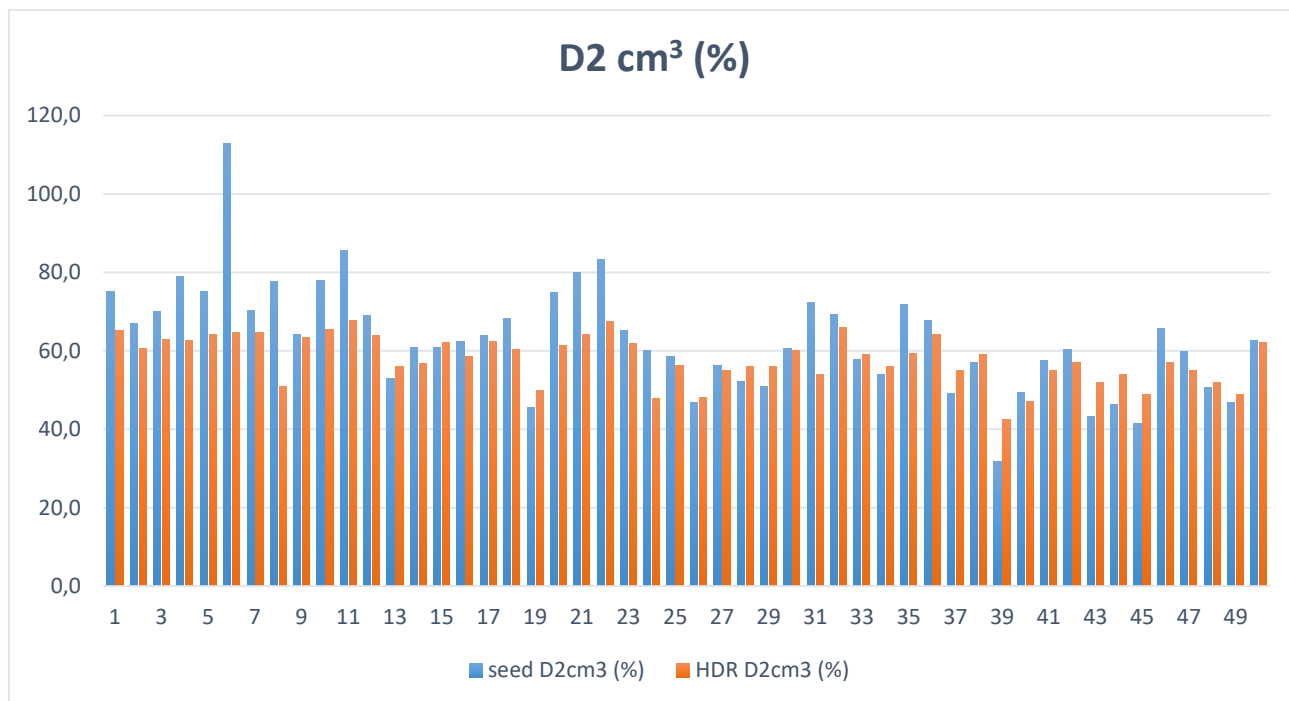
### Az LDR és HDR tervek rectum adatai

Prosztata kezelések tervezési adatai -			Rectum												
Sorszám	seed/HDR	Megjegyzés	D2cm3 (%) seed	D2cm3 (%) HDR	D0.1cm3 (%) seed	D0.1cm3 (%) HDR	D0.01cm3 (%) seed	D0.01cm3 (%) HDR	Dmax (%) seed	Dmax (%) HDR	D1cm3 (%) seed	D1cm3 (%) HDR	D10 (%) seed	D10 (%) HDR	Vrectum (cm3)
1	seed	Study 70	75,0	65,1	112,0	85,5	135,0	90,3	150,0	90,4	87,0	73,2	93,0	77,0	6,4
2	seed	Study 72	67,0	60,5	98,0	79,5	104,0	83,7	107,2	86,2	82,0	69,7	90,0	74,5	4,9
3	seed	Study 73	70,0	62,7	95,0	81,8	86,0	86,4	105,1	87,4	79,5	70,2	86,0	75,0	5,2
4	seed	Study 74	79,0	62,5	119,0	82,4	129,0	87,2	134,4	88,4	93,0	69,7	99,0	72,5	6,9
5	seed	Study 77	75,0	64,1	116,0	85,3	152,0	90,8	219,5	95,1	116,0	72,8	98,0	79,0	4,5
6	seed	Study 79	113,0	64,6	160,8	79,4	123,6	83,3	128,2	82,7	89,1	70,8	89,8	71,1	9,6
7	seed	Study 84	70,2	64,7	98,6	82,6	110,5	86,9	124,1	86,9	81,0	71,9	86,6	75,6	5,9
8	seed	Study 85	77,5	51,0	85,0	75,0	94,0	79,6	95,4	81,0	64,0	59,5	71,0	65,6	5,2
9	seed		64,1	63,5	87,0	82,3	94,8	87,3	93,0	89,0	72,9	70,6	77,0	73,7	6,6
10	seed		78,0	65,5	130,3	86,0	158,5	90,5	184,8	90,8	95,6	74,4	110,0	80,6	4,2
11	seed		85,5	67,7	111,8	81,0	119,9	83,7	127,0	83,8	95,3	73,2	97,0	74,3	8,4
12	seed		69,0	63,9	93,0	82,5	95,8	87,0	97,0	86,4	77,8	70,9	80,0	72,5	8,1
13	seed		53,0	56,0	75,9	76,3	80,1	82,1	82,6	82,8	60,7	62,8	61,4	63,5	9,2
14	seed		60,7	56,7	93,0	79,4	102,6	83,7	106,0	85,8	71,3	64,8	78,0	69,9	5,8
15	seed		60,7	62,1	93,0	82,3	102,3	86,9	105,7	86,9	74,2	70,6	82,0	75,7	4,8
16	seed		62,3	58,5	72,0	83,2	122,6	89,4	146,0	92,0	80,7	69,3	94,0	77,0	3,9
17	seed		63,8	62,5	85,7	78,7	91,3	83,1	92,0	83,9	72,1	68,9	91,0	71,7	6,4
18	seed		68,3	60,3	108,3	82,8	123,4	88,7	137,9	90,9	80,7	68,1	88,7	72,7	5,9
19	seed		45,5	50,0	69,0	69,5	74,8	75,0	74,0	76,3	53,9	56,9	59,0	61,1	5,7
20	seed		74,8	61,3	135,2	82,5	87,4	86,9	252,0	86,7	67,2	69,8	102,0	74,0	6,2
21	seed		80,0	64,3	92,4	83,3	125,8	87,6	129,0	89,1	92,4	71,3	95,0	72,8	8,3

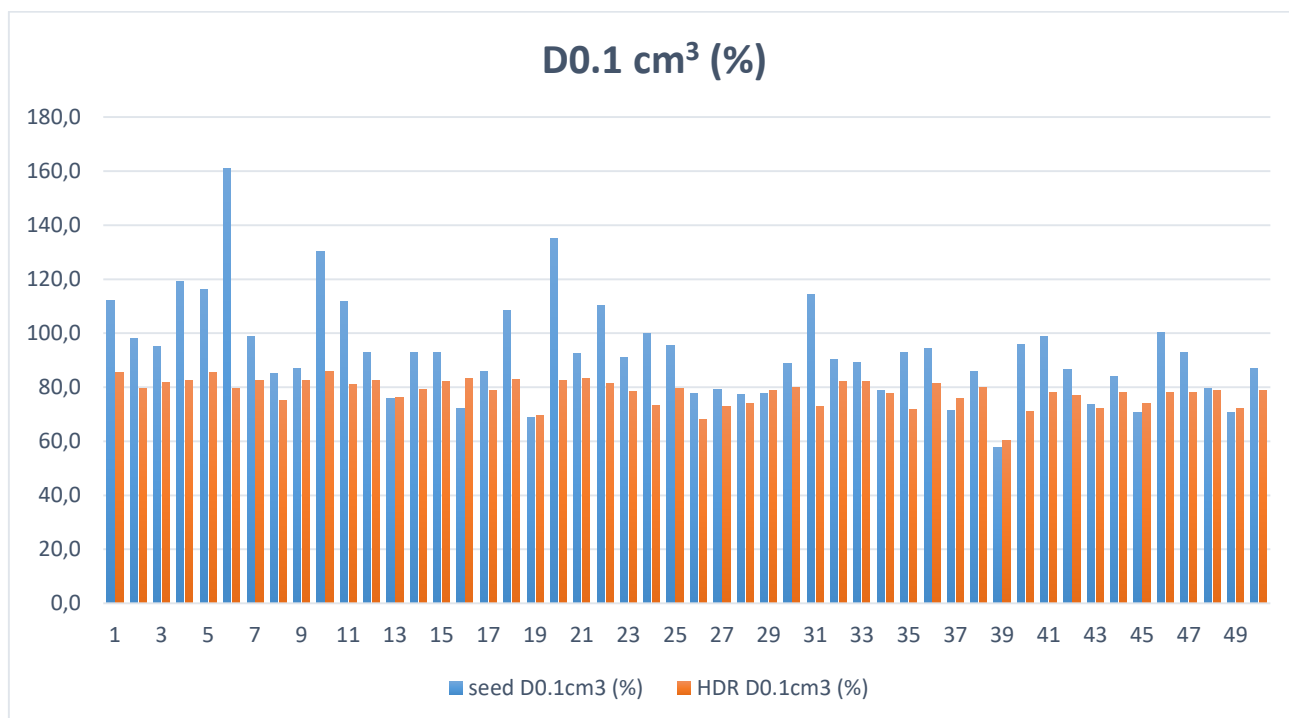
22	seed		83,2	67,6	110,2	81,4	118,5	83,9	118,9	88,4	92,9	73,2	95,3	74,5	7,9
23	seed		65,2	61,9	91,0	78,4	96,4	82,0	98,0	81,1	74,2	68,1	76,0	69,5	8,4
24	seed		60,0	47,9	100,0	73,3	110,3	79,1	120,0	80,3	77,8	57,2	111,0	63,2	5,1
25	seed		58,6	56,2	95,5	79,5	111,1	86,6	118,0	88,8	70,3	64,1	79,0	70,0	5,0
26	HDR	Study 65	46,9	48,0	77,7	68,0	86,4	74,0	88,1	79,6	58,5	56,0	65,2	61,0	4,9
27	HDR	Study 66	56,2	55,0	79,1	73,0	86,6	77,0	85,5	83,5	64,7	61,0	67,2	63,0	8,0
28	HDR	Study 67	52,2	56,0	77,2	74,0	85,2	79,0	85,8	79,6	60,8	63,0	64,8	65,0	7,2
29	HDR	Study 69	50,9	56,0	77,7	79,0	86,4	84,0	90,3	83,3	60,6	65,0	66,5	69,0	5,8
30	HDR	Study 71	60,5	60,0	88,8	80,0	95,4	84,0	96,6	85,1	70,4	68,0	76,8	73,0	5,1
31	HDR	Study 75	72,4	54,0	114,5	72,8	135,3	77,9	154,1	79,6	85,2	60,4	89,2	61,9	8,4
32	HDR	Study 76	69,3	66,0	90,2	82,0	99,2	87,0	103,5	88,4	76,9	72,0	78,3	74,0	8,1
33	HDR	Study 78	57,8	59,0	89,2	82,0	96,7	87,0	100,4	89,0	69,6	68,0	76,2	72,0	6,0
34	HDR	Study 80	53,9	56,0	78,8	77,7	86,8	82,9	89,7	85,5	62,5	63,9	68,2	68,6	5,7
35	HDR	Study 81	71,8	59,4	93,0	71,6	99,9	75,4	100,0	74,7	79,3	64,0	78,4	64,2	9,8
36	HDR	Study 82	67,7	64,2	94,4	81,4	102,5	84,1	105,5	68,6	77,5	70,7	80,1	71,8	8,6
37	HDR	Study 83	49,2	55,0	71,4	76,0	78,9	82,0	77,2	83,2	57,2	62,0	61,4	65,0	6,6
38	HDR	10 Gy	57,1	59,0	85,7	80,0	94,3	86,3	95,5	87,0	66,6	67,0	70,4	69,0	7,1
39	HDR	10 Gy	31,8	42,5	57,8	60,4	63,9	63,9	67,4	64,8	40,9	49,0	47,8	52,3	4,8
40	HDR	10 Gy	49,3	47,0	95,8	71,0	110,6	77,8	116,9	79,0	63,8	56,0	73,8	59,0	5,6
41	HDR	10 Gy	57,5	55,0	98,9	78,0	110,2	82,5	113,9	83,0	70,7	63,0	74,5	65,0	8,0
42	HDR	10 Gy	60,4	57,0	86,5	77,0	94,5	79,1	94,3	80,0	69,5	64,0	72,6	66,0	7,4
43	HDR	10 Gy	43,2	52,0	73,6	72,2	85,8	76,9	93,5	78,0	53,3	60,0	59,6	63,6	5,8
44	HDR	10 Gy	46,2	54,0	83,9	78,0	94,9	81,5	100,2	83,0	59,2	63,0	69,5	68,0	4,5
45	HDR	10 Gy	41,4	49,0	70,7	74,0	78,8	78,2	80,2	79,0	52,3	57,0	60,6	64,0	4,5
46	HDR	10 Gy	65,7	57,0	100,4	78,0	113,2	79,3	123,6	79,0	77,4	65,0	82,0	69,0	7,2
47	HDR	10 Gy	59,9	55,0	92,8	78,0	102,3	81,6	105,5	81,0	71,4	64,0	77,9	66,0	6,1
48	HDR	10 Gy	50,5	52,0	79,6	79,0	87,5	87,9	91,9	92,0	60,9	61,0	65,9	66,0	6,5
49	HDR	10 Gy	46,7	49,0	70,8	72,0	78,9	75,5	80,2	79,0	52,3	57,0	58,3	60,0	5,6
50	HDR	10 Gy	62,6	62,0	87,0	79,0	94,9	96,8	96,8	81,0	70,6	54,0	70,6	69,0	1,0

## 9. melléklet

### Az LDR és HDR tervek rectum adatainak összehasonlítása

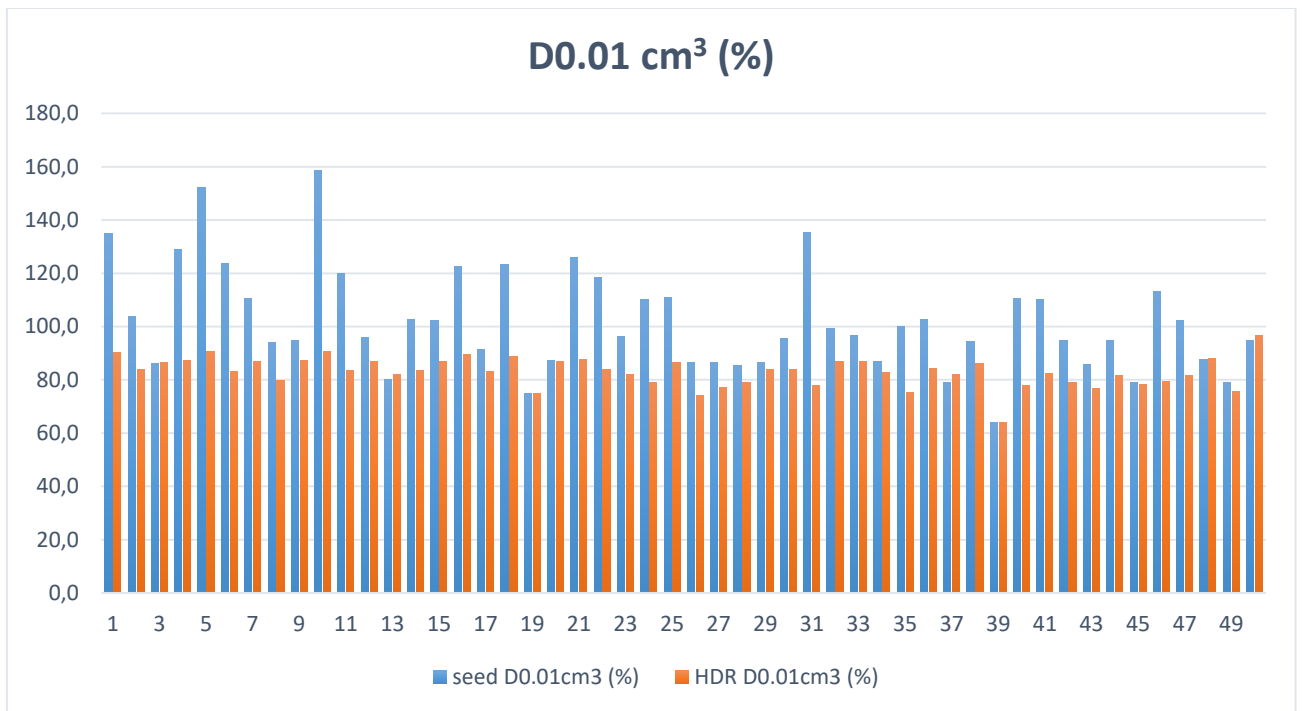


1. ábra A rectum  $D2\text{ cm}^3$  (%) értékeinek összehasonlítása

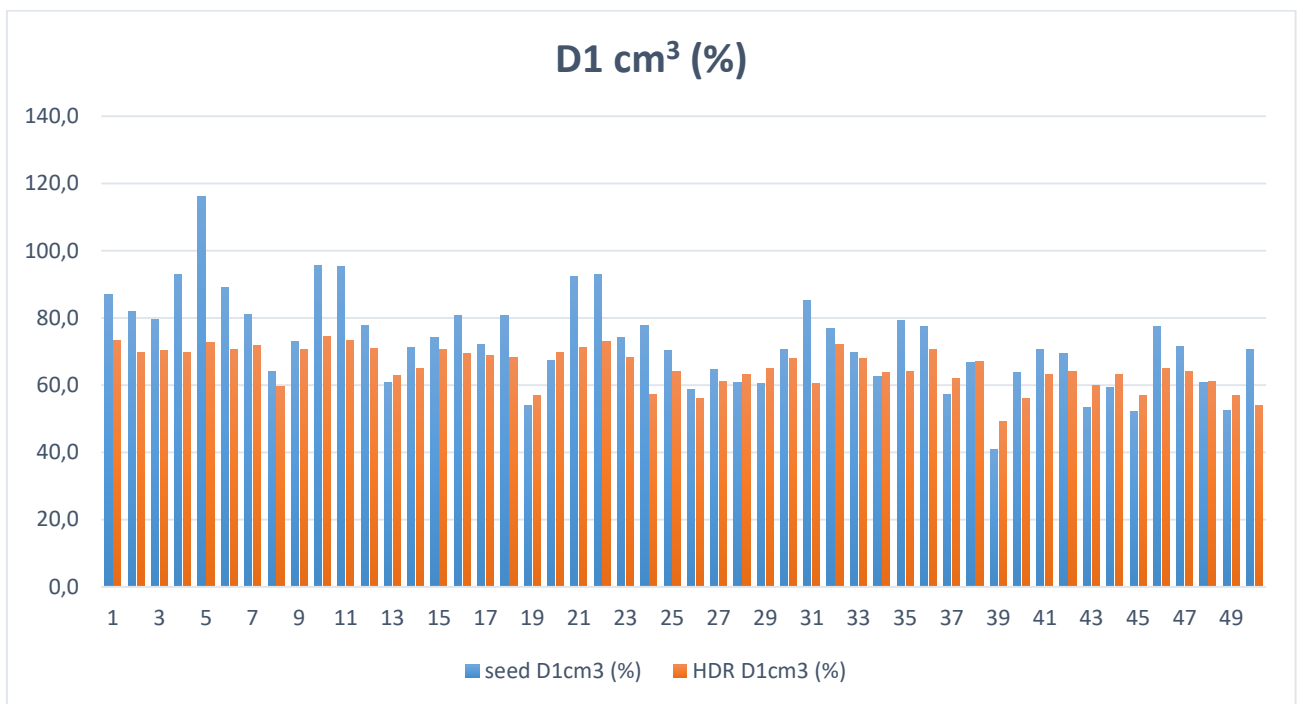


2. ábra A rectum  $D0,1\text{ cm}^3$  (%) értékeinek összehasonlítása

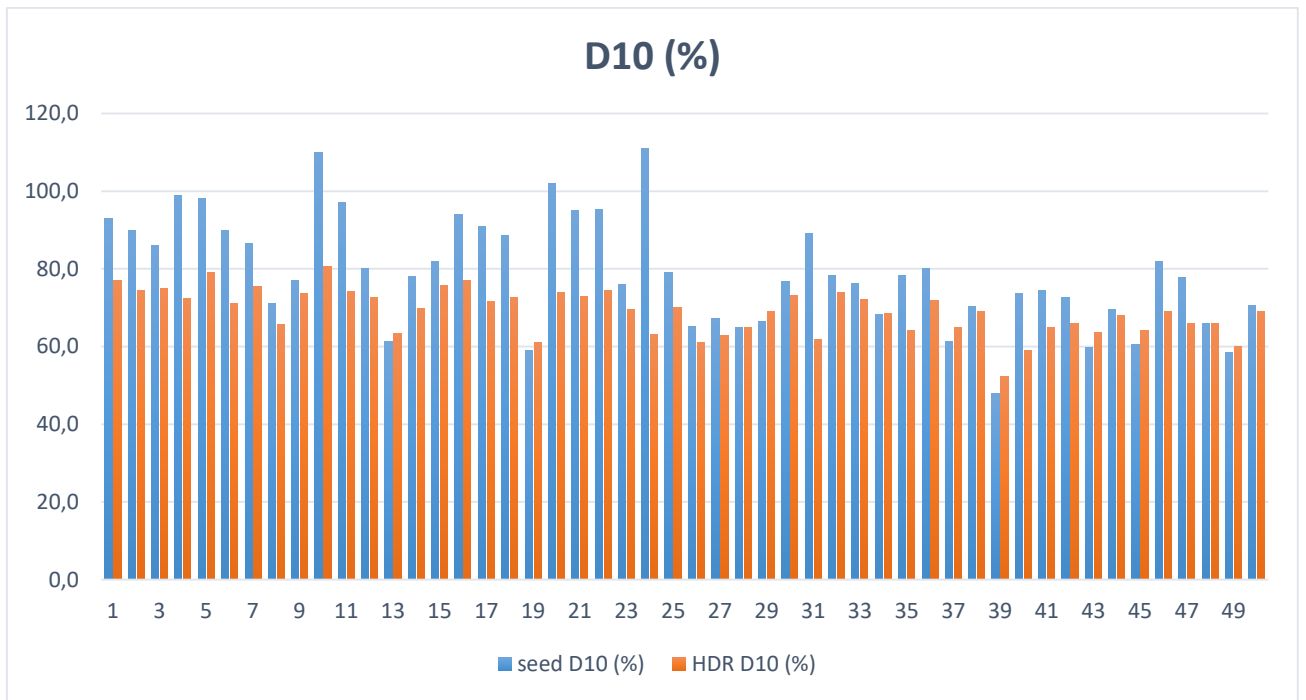




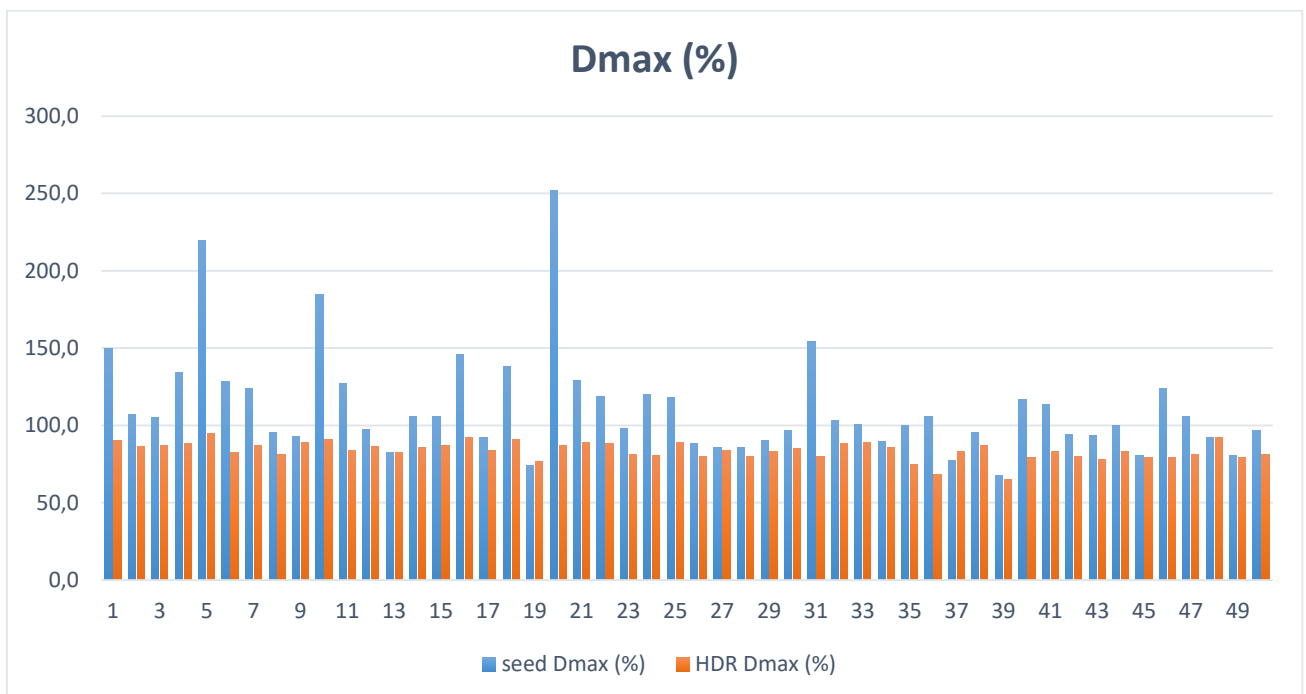
3. ábra A rectum D0,01 cm<sup>3</sup> (%) értékeinek összehasonlítása



4. ábra A rectum D1 cm<sup>3</sup> (%) értékeinek összehasonlítása



5. ábra A rectum D10 (%) értékeinek összehasonlítása



6. ábra A rectum Dmax (%) értékeinek összehasonlítása