

Besugárzástervező rendszerek minőségbiztosítása a sugárterápiában, 10 év tapasztalata

Pesznyák Csilla

Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, 1111 Budapest, Műegyetem rkp. 3.
Országos Onkológiai Intézet, 1122 Budapest, Ráth Gy. u. 7-9.
pesznyak@reak.bme.hu

A kézirat beérkezett: 2017.05.15.

Közlésre elfogadva: 2017.06.08.

Quality control of treatment planning systems in radiation therapy - 10 years of experience
The radiation accidents highlighted the fact that the improper use of radiation therapy can be harmful. The detection of various types of errors in the dose delivery process can improve the quality of patient care. The quality controls of TPSs were set up on the basis of the IAEA TECDOC 1583 protocol. For the measurements CIRS Thorax IMRT phantom, ionisation chambers and electrometer were used. From 2008 until today the 16 linear accelerators, 34 photon energies, 18 treatment planning systems were checked. The differences between the calculated and measured dosimetric values were evaluated and compared with IAEA dosimetric criteria. In most cases we received acceptable results; the errors discovered during the measurements were corrected.

Keywords: treatment planning system (TPS), quality control (QC), radiation therapy

A sugárterápiában történő sugárbalesetek száma rávilágított arra a tényre, hogy a betegek sugárterápiás kezelése csak megfelelő biztonsági intézkedések mellett végezhető. A besugárzástervező rendszerek független vizsgálata az IAEA TECDOC 1583-as protokollja alapján történt. A mérésekhez a CIRS Thorax IMRT fantomot, ionizációs kamrát és elektrométert használtunk. 2008-tól máig 16 gyorsító, 34 energia, 18 tervezőrendszer több számolási algoritmusát ellenőriztük. Kiszámoltuk az ionizációs kamrával mért és a tervezőrendszerekkel számított pontdózisok közötti százalékos eltéréseket, amiket összehasonlítottunk a NAÜ protokollban található megfelelési kritériumokkal. Az esetek nagy részében a mérési eredmények megfeleltek az ajánlásoknak, de találtunk lényeges hibákat is, amik kijavításra kerültek.

Kulcsszavak: besugárzástervező rendszer, minőségellenőrzés, sugárterápia

BEVEZETÉS

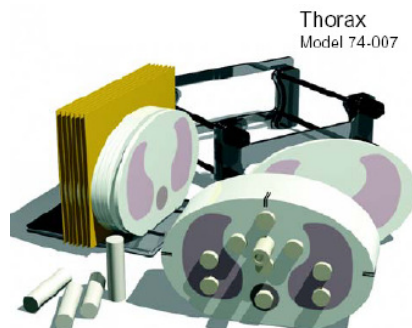
A sugárterápia rohamos technikai fejlődése szükségessé tette a magas szintű minőségellenőrzés biztosítását, ami nélkülözhetetlen a sugárterápiás kezelések pontos kivitelezéséhez. Új tervezőrendszer használatba vételekor teljes körű ellenőrzésre van szükség, ami különböző méréssorozatokot jelent. Számos protokoll és közlemény található ebben a témakörben. A nemzetközi ajánlások, a szakirodalom felhívja a figyelmet a teleterápiás tervek független dozimetriai ellenőrzésének fontosságára. Azért kiemelten fontos a tervezőrendszerek ellenőrzése, mert ha konfigurálás közben az orvostudományi bármilyen elront, akkor az összes daganatos beteg sugárkezelése rossz lesz, ami egy sugárterápiás központ esetében több ezer beteget is jelenthet.

A Nemzetközi Atomenergia Ügynökség (NAÜ) állította össze az IAEA-TECDOC-1583-as protokollt [1], ami a tervezőrendszerek konfigurálásának ellenőrzésére szolgál konformális teleterápiás kezelések esetén. Magyarország az elsők között vett részt e protokoll tesztelésében. Először workshop-ot szerveztünk az Uzsoki utcai Kórházban 2008 tavaszán, ahol Eduard Gershkevitch a NAÜ szakértője ismertette az új protokollt. Joanna Izewska segítségével, aki a NAÜ dozimetriai laboratóriumának vezetője, kölcsönkaptuk a mérésekhez

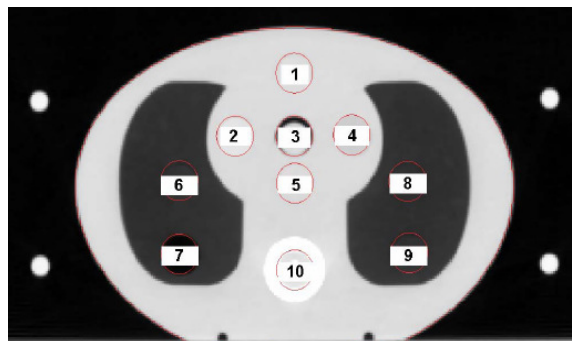
szükséges speciális antropomorf fantomot három hónapra, ez idő alatt nyolc önkéntesen jelentkező központban végeztem el a méréseket a helyi orvosi fizikus kollégákkal együtt, a NAÜ útmutatója alapján.

MÓDSZEREK ÉS MÉRÉSTECHNIKA

Az IAEA-TECDOC-1583 protokoll nyolc különböző esetet vizsgál. Ezeket a technikákat nap, mint nap alkalmazzuk a besugárzástervezésben. A mérésekhez a CIRS Thorax IMRT fantomot használtuk, amiben az emberi anatómiának megfelelő szöveti inhomogenitások találhatóak (1. ábra).



1. ábra: CIRS Thorax IMRT fantom



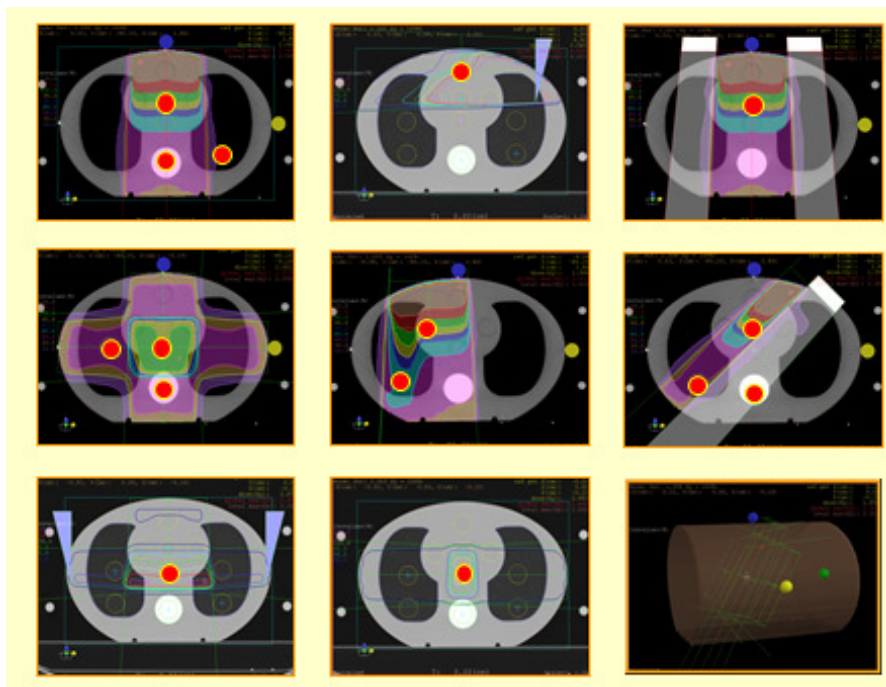
2. ábra: A fantom mérési pontjainak jelölése

A szilárdvíz alapú fantom relatív elektronsűrűsége 1,003, ebben található tüdő (relatív elektron sűrűsége 0,207) valamint csont (relatív elektronsűrűsége 1,506). A fantomban 10 lehetséges mérési pont van (2. ábra), ide kell elhelyezni a speciálisan kialakított betétekbe az ionizációs kamrát. A többi lyukba a megfelelő sűrűségű tömör betétet kell betenni.

A fantomról terápiás CT-képsorozatot készítünk, amit a kórházi hálózaton keresztül DICOM formátumban beolvasunk a tervezőrendszerbe. Ezt követően elkészítjük a mintaterveket, amik a 3. ábrán láthatók. Mindegyik tervet tudatosan alakították ki, célja a különböző dozimetriai paraméterek ellenőrzése.

Az 1. eset a tervezőrendszer konfigurálását ellenőrzi, mivel a $10 \times 10 \text{ cm}^2$ -es mező mindig a bemérések referencia mezeje. A 2. eset ellenőrzi az ékelt mezők dózisszámolását és az ékfaktorok pontosságát. A 3. eset nagyon hasonló az elsőhöz, azzal a különbséggel, hogy a mező méretét sokleves kollimátorral (MLC) formáljuk $10 \times 10 \text{ cm}^2$ -re, ezzel ellenőrizve, hogy a tervezőrendszer milyen pontosan számol az árnyékolás alatt. A 4. esetben négy mezős box technikát alkalmazunk, ellenőrizzük az egyes mezők dózisértékét és az adott pont összdózisértékét, amit a négy mező dózisértékének összegzésével kapunk. Az 5. és 6. esetben egyaránt ellenőrizzük a tervezőrendszerek dózisszámoló algoritmusát az inhomogenitások tekintetében, illetve az MLC hatását a dózisszámolásra. A 7. eset az aszimmetrikus mezők ellenőrzésére szolgál, ezzel a méréssel egyben ellenőrizzük az ékek ékfaktorát is. A 8. esetet non-koplanáris besugárzásnak nevezzük, főleg agydaganatok esetében alkalmazzuk ezt a mezőbeállítást, ez az egyetlen eset, amikor az asztalt is el kell forgatni mérés közben.

A mérésekhez farmer vagy szemi-flexibilis ionizációs kamrát használtunk, az egyes mérési pontok dózisértékét az IAEA TRS 398-as protokollja [2] alapján számoltuk ki.



3. ábra: Az egyes besugárzási tervek mezőelrendezésének és mérési pontjainak bemutatása

Az ionizációs kamrával mért és a tervezőrendszerrel számolt dózisok közötti különbséget az IAEA TRS 430 protokollja [3] alapján az 1. képlettel határoztuk meg :

$$\text{Hiba (\%)} = 100 * (D_{\text{számolt}} - D_{\text{mért}}) / D_{\text{ref}}, \quad (1.)$$

ahol

$D_{\text{számolt}}$ a tervezőrendszerrel kapott érték,

$D_{\text{mért}}$ az ionizációs kamrával mért dózisértékek átlaga,

D_{ref} az adott terv referencia pontjának dózisértéke, protokollunkban minden terv esetén 2 Gy, ami megfelel a napi frakciódózisnak.

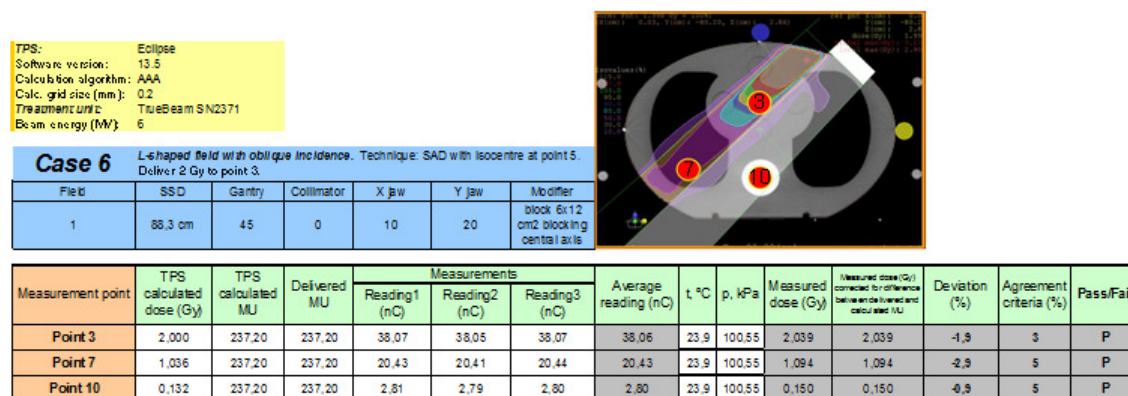
A modern lineáris gyorsítók több fotonenergián is működhetnek, ez egy gyorsító esetén akár öt energiát is jelenthet (pl. 6 MV, 6 MV FFF (simítósűrő nélküli mód – flattening filter free), 10 MV, 10 MV FFF, 15 vagy 18 MV). A tervezőrendszerek vizsgálata energiánként megközelítőleg 4-5 órás besugárzástervezést, illetve 5-6 órás mérést igényel, a mérésben résztvevő orvosi fizikusok gyakorlatának a függvényében.

EREDMÉNYEK ÉS MEGBESZÉLÉS

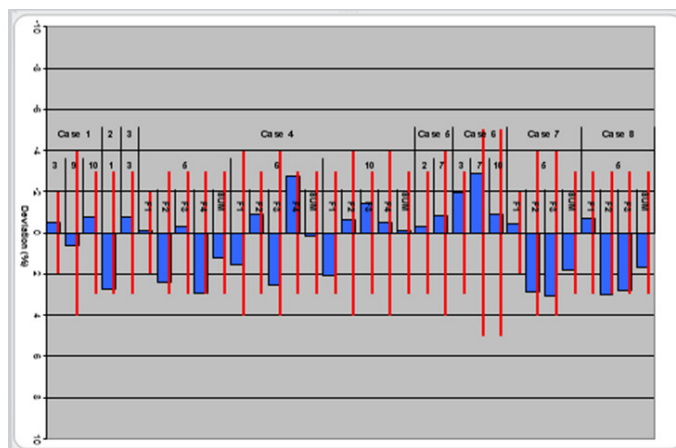
A mérésekben a 13 sugárterápiás központból 12 részt vett legalább egyszer, volt ahova visszahívtak új készülék telepítését követően. 2008-tól máig 16 gyorsító 34 energiáját, 18 tervezőrendszer több számolási algoritmusát ellenőriztük. A 2008-ban elvégzett méréssorozatban 8 központ vett részt. A NAÜ-től kölcsön kapott fantommal 3 hónap alatt végeztem el a méréseket az egyes központok helyi orvosi fizikusainak segítségével. Ellenőriztünk Varian, Siemens és Elekta gyorsítókat, 6 MV, 15 MV és 18 MV fékezési röntgensugárzással létrehozott energiatartományban. Vizsgáltuk a következő gyártók tervezőrendszereinek konfigurálását, számolási algoritmusait: Varian CadPlan, Philips Pinnacle, PrecisePlan, Nucletron Oncentra MasterPlan, CMS Xio, Nucletron Helax, Nucletron Plato, mindegyik tervezőrendszer több számolási algoritmussal rendelkezik.

A méréseket 2010-től tudtam folytatni, mivel akkor a Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem Nukleáris Technikai Intézete a „Laboratóriumi berendezések beszerzése a BME Természettudományi Kar részére a KMOP-4.2.1/B-10-2011-0011” projekt keretében megvásárolta a szükséges fantomot. 2013-tól több új gyorsítót telepítettek országszerte, új tervezőrendszerek kerültek a klinikai gyakorlatba, amiket újból elkezdtünk ellenőrizni. Mértünk az Országos Onkológiai Intézet TrueBeam készülékén, Eclipse tervezőrendszer AAA számolási algoritmusát ellenőrizve. A Debreceni Tudományegyetem Sugárterápiás Központjában ellenőriztük az Elekta Synergy gyorsítóját a Philips Pinnacle tervezőrendszerrel, Győrben az Elekta Synergy gyorsítóját Monaco tervezőrendszerrel, valamint a veszprémi kórház Varian TrueBeam gyorsítóját az Eclipse tervezőrendszer AAA és Acuros számolási algoritmusával.

A 4. ábrán látható egy tervezési feladat mérési adatlapja. Minden mérési pontban háromszor kell megismételni a mérést, majd ennek az átlagát hasonlítjuk össze a tervezőrendszer által számolt dózissal. Az 1. képlet alapján kiszámoljuk a százalékos eltérést, és ezt összehasonlítjuk a nemzetközi kritériumokkal. Az 5. ábrán látható a protokoll mérési eredményeinek grafikus ábrázolása.



4. ábra: A 6. tervezési feladat mérési adatlapja.



5. ábra: A mérési eredmények grafikus ábrázolása (piros vonalak a nemzetközi kritériumot ábrázolják, míg kékkel jelöljük a mérés közben meghatározott százalékos eltéréseket).

A 6. ábrán látható az összes mérési pontot tartalmazó összefoglaló táblázat, ami alapján elemezni lehet az egyes tervezőrendszerek konfigurálásának pontosságát, illetve a táblázatban megtalálhatók a nemzetközi elfogadási kritériumok, amik alapján el lehet dönteni, hogy az

egy-egy mérési pontok dózisa megfelelnek-e a nemzetközi ajánlásoknak. Összesen 28 mérési pontban ellenőrizzük az egyes készülékeket.

Case #	Description	Meas. point	Field #	Calculation results (Gy)	Measurement results (Gy)	Deviation (%)	Agreement criteria (%)	Pass/Fail
1	Standard SSD, 10x10cm ² field	3		2,000	2,010	-0,5	2	P
		9		0,168	0,155	0,6	4	P
		10		1,235	1,250	-0,8	3	P
2	Missing tissue	1		2,000	1,947	2,7	3	P
3	Blocked corners	3		2,000	2,016	-0,8	3	P
4	Four field box	5	F1	0,500	0,501	-0,1	2	P
			F2	0,500	0,488	2,4	3	P
			F3	0,500	0,501	-0,3	3	P
			F4	0,500	0,486	3,0	3	P
			SUM	2,000	1,976	1,2	3	P
		6	F1	0,041	0,033	1,6	4	P
			F2	0,302	0,306	-0,9	3	P
			F3	0,054	0,041	2,5	4	P
			F4	0,650	0,663	-2,7	3	P
			SUM	1,047	1,044	0,1	3	P
		10	F1	0,359	0,349	2,1	3	P
			F2	0,035	0,038	-0,6	4	P
			F3	0,713	0,720	-1,4	3	P
			F4	0,036	0,039	-0,5	4	P
			SUM	1,143	1,145	-0,1	3	P
5	Customised blocking	2		2,000	2,006	-0,3	3	P
		7		1,715	1,731	-0,8	4	P
6	L-shaped field	3		2,000	2,039	-1,9	3	P
		7		1,036	1,094	-2,9	5	P
		10		0,132	0,150	-0,9	5	P
7	Plan with asymmetric fields and wedges	5	F1	0,639	0,642	-0,4	2	P
			F2	0,681	0,662	2,9	4	P
			F3	0,679	0,669	3,1	4	P
			SUM	1,999	1,963	1,8	3	P
8	Plan with non-coplanar fields	5	F1	0,666	0,671	-0,7	3	P
			F2	0,667	0,648	3,0	3	P
			F3	0,667	0,649	2,8	3	P

6. ábra: Az összes mérési pont alapján készült összefoglaló táblázat

Évek alatt összeállítottunk egy nemzetközi adatbázist, amivel összehasonlítjuk az eredményeket, mivel nem minden esetben jelent a kisebb százalékos eltérés konfigurációs hibát. Egyes tervezőrendszerek számolási algoritmusai rosszul kezelik a különböző inhomogenitások esetén keletkezett szórás paramétereket, ezért a leggondosabb mérés, konfigurálás esetén sem adnak megfelelő eredményt. Ezeket a hibákat ismerni kell, nem lehet sajnos őket korrigálni, de a gyártónak jelezni kell, aki jó esetben a következő szoftver verzióban igyekszik kijavítani, bár már jártunk úgy, hogy a tüdők inhomogenitásából származó különbséget szépen korrigálták, miközben elromlott a csont sűrűségéből eredő hiba. Az egyik központban rosszul volt beadva egy ékfaktor, szerencsére csak 2%-kal nagyobb eltérést okozott a megengedettnél. Egy másik központnál észrevettük, hogy a kezelőasztal nem karbonszálas, ezért a 180 fokos gantry állás mellett történő besugárzás során 4%-kal nagyobb volt az asztal elnyelése, mint a megengedett. Amíg nem kapták meg az új asztallapot addig figyelembe kellett venni ezt az értéket a tervezés folyamán. Több régi tervezőrendszer (PrecisePlan, CMS Xio, Nucletron Helax, Nucletron Plato) nem felelt meg az elvárásoknak, amit minden esetben jeleztünk, és mára ezeket már nem alkalmazzák a klinikai gyakorlatban. A mérések során felhívtuk a kollégák figyelmét, hogy minden tervezőrendszerben definiálni kell CT-szám (Hounsfield egység) - relatív elektronsűrűség kalibrációs görbét. Ahány CT készülék képsorozatára tervezünk, annyi kalibrációs görbét kell definiálnunk a tervezőrendszerben, mivel ennek elhanyagolása is jelentős hibát eredményezhet. Az 1. mérési terv kiválóan alkalmas a lineáris gyorsító abszolút dozimetriájának ellenőrzésére, volt olyan eset, hogy először be kellett kalibrálni a gyorsítót, és csak ezt követően folytathattuk a mérést. Az új tervezőrendszerek (Varian Eclipse, Philips Pinnacle, Elekta Monaco) igen jó egyezést mutatnak a mérések során, bár néhány százalékos eltérés így is található bizonyos mérési pontokban, főleg tüdő inhomogenitások esetén. Ezek az értékek megtalálhatók a nemzetközi szakirodalomban is. [4-8]

KÖVETKEZTETÉS

Az IAEA-TECDOC-1583 protokollja alapján részletesen elemezni lehet az egyes sugárterápiás tervezőrendszerek konfigurálásának pontosságát és a lineáris gyorsítók dozimetriai megbízhatóságát. A mérések sugárterápiás központonként 1-2 napot vesznek igénybe, attól függően, hogy pontosan hány darab lineáris gyorsítót, illetve tervezőrendszert szeretnénk ellenőrizni. A mérési eredmények elemzésével pontos képet kaphatunk az adott központ betegkezelésének minőségéről dozimetriai és sugárvédelmi szempontból. A módszer csak konformális tervek vizsgálatára alkalmas. Az intenzitásmodulált sugárterápiás tervezés minőségellenőrzési protokolljának kidolgozása folyamatban van, amiben szintén részt veszünk az Országos Onkológiai Intézettel.

KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS

Szeretném megköszönni Joanna Izewska-nak és Eduard Gershkevitsh-nek a szakmai támogatást, valamint kollégáimnak, a sugárterápiás központokban dolgozó orvosi fizikusoknak lelkiismeretes munkájukat, hogy szabadidejüket, hétvégéjüket feláldozva igyekeznek biztosítani a betegek magas színvonalú kezelését. Köszönet a vizsgálatokban részt vett sugárterápiás központok menedzsmentjének, hogy lehetővé tették számomra a mérések elvégzését.

IRODALOM

- [1] IAEA (International Atomic Energy Agency) TECDOC 1583. Commissioning of radiotherapy treatment planning systems: Testing for typical external beam treatment techniques, Vienna: IAEA 2008.
- [2] IAEA (International Atomic Energy Agency) Technical Report Series 398. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy. An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water, Vienna: IAEA 2000.
- [3] IAEA (International Atomic Energy Agency) Technical Report Series 430. Commissioning and quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer, Vienna: IAEA 2005.
- [4] Gershkevitsh E, Pesznyak C, Petrovic B, Grezdo J, Chelminski H, Do Carmo Lopes M, Izewska J, Van Dyk J. Dosimetric inter-institutional comparison in European radiotherapy centres: Results of IAEA supported treatment planning system audit, *Acta Oncologica* 2014;53 (5), 628-636
- [5] Gershkevitsh E, Schmidt R, Velez G, Miller D, Korf E, Yip F et al. Dosimetric verification of radiotherapy treatment planning systems: results of IAEA pilot study. *Radiother Oncol* 2008;89:338-346.
- [6] IAEA (International Atomic Energy Agency) Comprehensive Audits of Radiotherapy Practices: A Tool for Quality Improvement, Quality Assurance Team for Radiation Oncology (QUATRO), Vienna: IAEA, 2007.
- [7] Knöös T, Wieslander E, Cozzi L, Brink C, Fogliata A, Albers D et al. Comparison of dose calculation algorithms for treatment planning in external photon beam therapy for clinical situations. *Phys Med Biol* 2006;51:5785–5807.
- [8] Rutonjski L, Petrović B, Baucal M, Teodorovic M, Cudic O, Gershkevitsh E et al. Dosimetric verification of radiotherapy treatment planning systems in Serbia: national audit. *Radiation oncology* 2012;7:155.

A pályamű a SOMOS Alapítvány támogatásával készült