

# STEREOTAKTIČNO OBSEVANJE SKOZI UHO ŠIVANKE

Denis Brojan, univ. dipl. fiz.

**Stereotaktično obsevanje hrbtenice zahteva precejšnjo natančnost. Pričakuje se, da bo končna krajevna natančnost obsevanja vsaj 2 mm ali boljša. Od tega gre del napake pripisati gibanju anatomije in vrisovanju, del pa pospeševalniku in njegovi opremi. V prispevku bomo s preprosto meritvijo pokazali, da je prispevek opreme k skupni končni napaki obsevanja kvečjemu 1 mm.**

Če bi tipe SBRT (angl. stereotaktične radioterapije telesa) razvrščali po tem, kako kritična je krajevna natančnost obsevanja, bi zagotovo postavili SBRT hrbtenice na prvo mesto. Z visoko dozo obsevamo tarčno mesto, znotraj tarče ali v njeni neposredni bližini pa leži hrbtenjača kot kritični organ, ki ga moramo zanesljivo ščititi. Razmerje doz med tarčo in hrbtenjačo je približno 2 : 1. V najmanj ugodnem primeru, kadar tarča zaobjema hrbtenjačo z vseh strani, se slednja znajde kot dolina nizke doze v gorovju visoke doze. Milimetrska napaka v poti obsevalnega žarka skozi anatomijo lahko povzroči, da bo hrbtenjača prejela višjo dozo od predvidene, zaradi tega pa se bo povečala verjetnost komplikacij.

## VPLIV NAPAK NA KRAJEVNO NATANČNOST OBSEVANJA

Izvorov napake je veliko. Brez razprave jih lahko ločimo v dve skupini. V prvi skupini so tiste, ki jih povzroča gibanje anatomije tako pri simulaciji kot pri obsevanju, slab slikovni material in na njegovi podlagi raznovrstne netočnosti pri vrisovanju tarč in organov. Druga skupina pa vključuje druge napake, ki jih povzročajo omejitve in nepravilno vzdrževanje opreme, zlasti pospeševalnika, njegovega kolimatorja, robotske mize in slikovnega sistema. Pa tudi napake v zajemu slike anatomije bolnika in napake v izračunu predvidene doze, ki ju povzročata simulacijski CT-aparat in načrtovalni program.

Tuji viri, kot je RTOG 0631, zahtevajo krepko natančnost tovrstnega obsevanja. Pravijo: končna krajevna natančnost obsevanja, to je od priprave do izvedbe, mora biti boljša ali enaka 2 mm. Približno tolikšen je v praksi tudi varnostni rob okoli hrbtenjače. V teh dveh milimetrih naj bi bilo vključeno vse, kar se lahko zgodi, pa naj se zdi to še tako nemogoče napovedati. Če primerjamo tovrstno obsevanje s preostalo radioterapijo, se zdi zahtevno. Kakor vtikanje sukanca v uho šivanke.

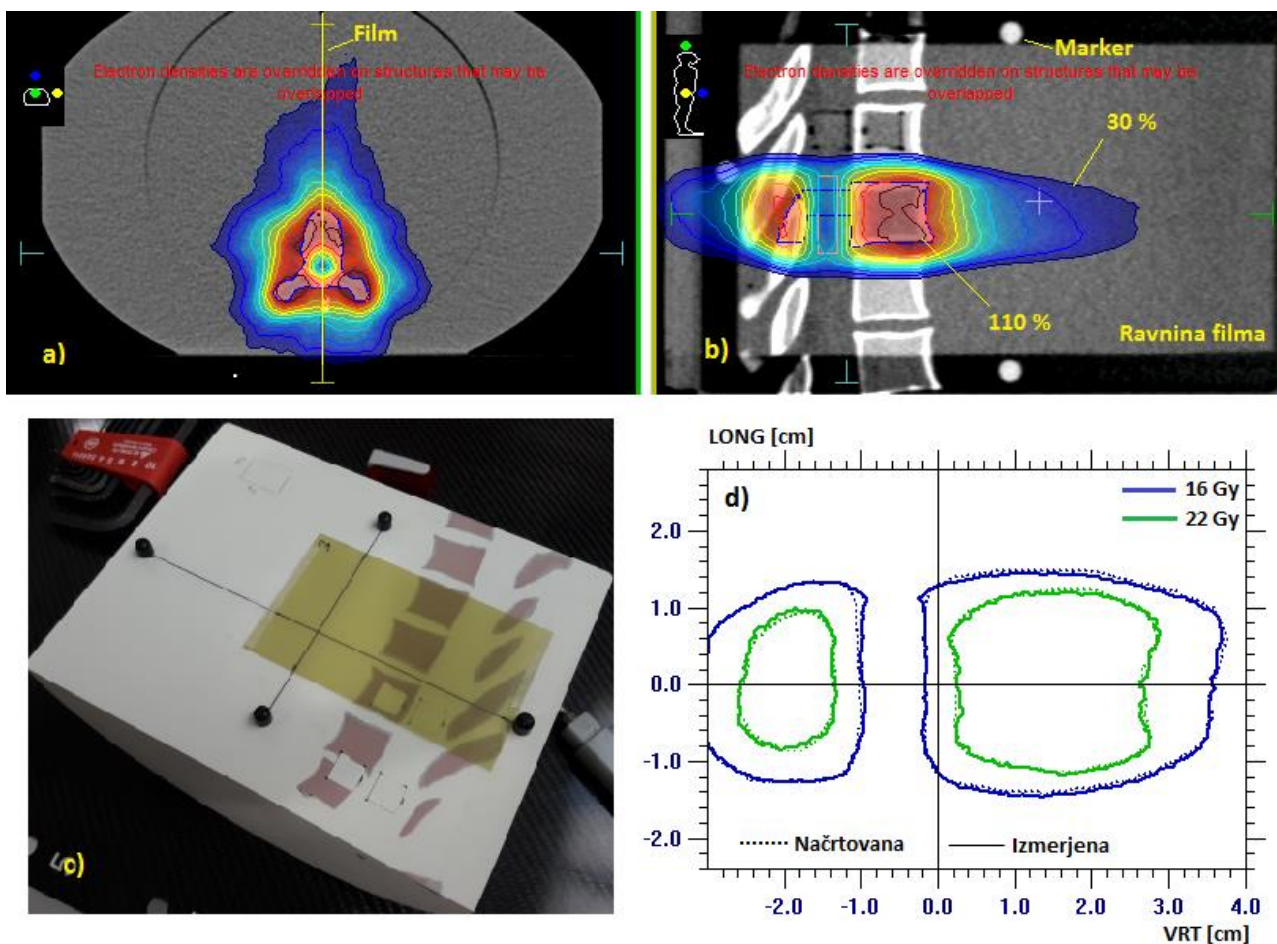
Merjenje vplivov vseh teh napak je zahtevno početje. Stereotaksija hrbtenice se od drugih vrst stereotaksije, na primer stereotaksije pljučnih tumorjev ali tumorjev v abdomnu, loči po dveh pomembnih značilnostih. Hrbtenica na tomografskih CT-posnetkih dobro izstopa od preostalega mehkega tkiva, kar omogoča natančno zlivanje tomografskih slik med slikovno vodeno terapijo. Obenem pa je razmeroma negibljiva – posedanje zaradi sproščanja telesa ali druge manjše premike je mogoče zmanjšati s pogostim slikanjem in repozicioniranjem. Ob predpostavki, da je slikovni material točen in da smo dosegli zavidljivo natančnost pri vrisovanju kontur, telo pa smo primerno imobilizirali in s tem zmanjšali možnost premikov, se morda lahko nadejamo prej omenjene natančnosti. Natančnost opreme v tem pogledu postane pomembna. Ponujata se vprašanji: kolikšna je natančnost opreme in ali je enaka v vseh primerih?

## KAKO NATANČNA JE OPREMA?

Ne da bi raziskovali natančnost vsakega posameznega kosa opreme, si pogledajmo test *end-to-end* (angl. od enega do drugega konca), ki uporabi vso opremo in razkrije, kakšen je njen prispevek h končni natančnosti. Tak test vključuje vse klinične korake, od priprave do slikovno vodene obsevanja. Pri njem bolnika nadomestimo s fantomom, to je priprava iz plastike, v katero lahko vstavljamo merilnike doze. Eden takih fantomov je *E2E SBRT Spine Phantom* (slika 1: a, b in c). Vanj lahko kot merilnik doze vstavimo radiokromski film. Tovrsten film je občutljiv na sevanje: na mestu, kjer prejme večjo dozo, je bolj črn kot drugje, kjer je doza manjša (več v [1]). Fantom ima v sebi štiri markerje, ki jih uporabimo kot referenco za določanje položaja anatomije in filma znotraj fantoma. Podobno kakor kosti v bolniku ali pa kovinski markerji, ki jih vgrajujejo v

abdomen in služijo nastavljanju anatomije pod obsevalni žarek. Ti markerji so vidni na CT-posnetku, na katerem računamo absorbirano dozo, označeni pa so tudi na filmu (slika 1: c).

Pot fantoma je docela klinična. Najprej ga slikamo na CT-simulatorju, vrišemo konturo, ki predstavlja tumor, in konturo, ki predstavlja kritični organ (slika 1: a in b). Nato predpišemo primerno dozo, denimo  $1 \times 24$  Gy, in pripravimo obsevalni načrt. V prikazanem primeru načrtujemo obsevanje za pospeševalnik VersaHD proizvajalca Elekta. Uporabili bomo volumetrično modulirano ločno tehniko (angl. *Volumetric Modulated Arc Therapy, VMAT*), pri kateri žarek cilja na tarčo z vseh strani med obračanjem roke aparata, kolimacija žarka pa se vmes dinamično spreminja. Obsevanje fantoma bo slikovno vodeno. Po začetni namestitvi fantoma na obsevalno mizo zajamemo tomografski posnetek CBCT (angl. *Cone Beam CT*) in ga zlijemo s CT-posnetkom. CBCT se razlikuje od CT-posnetka samo v tem, da ga zajamemo s širokim kilovoltnim snopom v enem obratu roke aparata. Pri zlivanju opazujemo predvsem kovinske markerje. Izračunana razhajanja med markerji zmanjšamo s premikom robotske mize. Robotska miza lahko izvaja premike z natančnostjo okoli 0,2 mm in vrteže okoli glavnih osi z natančnostjo okoli 0,2 stopinje. Slikanje in repozicioniranje lahko večkrat ponovimo. Ko smo zadovoljni z lego fantoma, ga obsevamo po načrtu. Na koncu primerjamo izmerjeno dozo z načrtovano tako, da sliko filma in sliko načrtovane doze naložimo eno nad drugo, da se markerji dobro pokrijejo. Dobimo rezultat, ki ga kaže slika 1: d. Prikazani sta dve značilni izodozni krivulji pri 16 Gy in 22 Gy. Črčkana krivulja je načrtovana izodoza, neprekinjena pa izmerjena. Med njima je razvidno predvsem longitudinalno razhajanje in pa morebitna deformacija izodoznih krivulj. Podrobnejša analiza pokaže, da je krajevni zamik med izodozami okoli 0 mm v vertikalni smeri in 0,5 mm v longitudinalni smeri. Tolikšen je pogrešek pri ciljanju. Ker smo merili samo v sagitalni ravnini, o lateralni napaki ne moremo soditi.



**Slika 1:** (a) VMAT-načrt za  $1 \times 24$  Gy. Tarča je vretence, kritični organ pa hrbtenični kanal. (b) Načrtovana dozna distribucija v ravnini filma. (c) Film med polovicama fantoma. (d) Izračunana in merjena para izodoz (16 Gy in 22 Gy) v sagitalni ravnini filma.

## **NATANČNOST OPREME JE LE POL ENAČBE**

Ponavljanje te meritve in meritve v drugih ravninah bi pokazali podobne rezultate. Venomer bi bila skupna krajevna napaka v odloženi dozi manjša ali enaka 1 mm. Takšna je torej natančnost moderne obsevalne opreme.

A ne pozabimo, v meritvi ni vsebovanega vpliva gibanja anatomije, ki je v realnosti vedno prisotno, kakor tudi ne netočnost vrisanih kontur. To dvoje povečuje končno napako, ki ne sme biti večja od okoli 2 mm. Pri vzdrževanju opreme, kot tudi v postopku načrtovanja obsevanja, moramo biti zato skrbni in karseda minimizirati posamezne napake. Le tako lahko dosežemo želeno končno natančnost.

## **LITERATURA**

1. Gallo JJ, Kaufman I, Powell R, et al, Single-fraction spine SBRT end-to-end testing on TomoTherapy, Vero, TrueBeam, and CyberKnife treatment platforms using a novel anthropomorphic phantom, *J Appl Clin Med Phys.* 2015; 16(1):5120.