

## VMAT - volumetrična modularna ločna terapija

Primož Peterlin, Emir Kuduzović, Primož Strojčan

### Izveček

Volumetrična modularna ločna terapija (angl. Volumetric Modulated Arc Therapy, VMAT) je ena izmed najsodobnejših obsevalnih tehnik, ki jo od marca 2011 uporabljamo tudi v Sektorju radioterapije na Onkološkem inštitutu v Ljubljani. Temeljna značilnost VMAT je, da linearni pospeševalnik seva fotonski snop ves čas kroženja glave obsevalnika okoli bolnikovega telesa. Pri tem sočasno prihaja do spreminjanja 3 parametrov: oblike obsevalnega polja, hitrosti vrtenja roke oz. glave obsevalnika ter hitrosti doze izsevanega fotonskega snopa. Nasprotno pa pri intenzitetno modularnem obsevanju (angl. Intensity Modulated RadioTherapy, IMRT) uporabljamo statična obsevalna polja in je hitrost doze ves čas nespremenjena. Najpomembnejši prednosti VMAT pred IMRT sta krajše obsevanje in s tem manjša verjetnost, da se bo bolnik (ali tarča, tj. tumor v njem) na mizi obsevalnika premaknil, ter manjša dozna obremenitev zdravih tkiv v okolici tarče, pri čemer sta konformnost porazdelitve doze v območju tarče in stopnja zaščite zdravih organov in tkiv v okolici najmanj primerljiva s tisto, ki jo dosežemo z IMRT, v nekaterih primerih (obsevanje območja medenice) pa celo izboljšani. V prispevku predstavljamo VMAT: njene značilnosti, potek, indikacije za izbiro in nevarnosti, s katerimi se srečamo pri tako natančnem obsevanju.

### Uvod

V širšem kontekstu lahko volumetrično modularno ločno terapijo (angl. Volumetric Modulated Arc Therapy, VMAT) razumemo kot izpopolnjeno izpeljanko intenzitetno modularnega obsevanja (angl. Intensity Modulated RadioTherapy, IMRT), ki je bilo v Sloveniji uvedeno leta 2009 (1). Obema je skupna intenzitetna modulacija (zato »modularna« terapija) žarkovnega snopa, ki je dosežena z nadzorovanimi premiki, stopnjskimi ali zveznimi, lamel večlistnega kolimatorskega sistema (angl. MultiLeaf Collimator, MLC). Ta je eden od osnovnih sestavnih delov linearnega pospeševalnika, brez katerega to obsevanje ni mogoče. VMAT – ne pa tudi klasična IMRT – ima naslednje 3 dodatne značilnosti. Bolnik je obsevan ves čas potovanja glave obsevalnika okoli njegovega telesa (zato ločna terapija). Medtem se po prej določenem vzorcu spreminjata hitrost premikanja glave naprave in hitrost doze (angl. dose-rate) fotonskega snopa (2) (tabela 1).

Kaj je korist spreminjanja kar 3 parametrov hkrati oz. VMAT nasploh? V prvi vrsti večji manevrski prostor pri izdelavi obsevalnega načrta. To se kaže v večji konformnosti razporeditve doze v prostoru ali – povedano drugače – v večji skladnosti med tridimenzionalno (3D) obliko tarče, ki jo je treba obsevati z dovolj visoko dozo, ter 3D-obliko visokodoznega volumna, ustvarjenega z žarkovnimi snopi, usmerjenimi iz različnih smeri v prostoru proti tarči. Druga nič manj pomembna značilnost VMAT je krajši čas obsevanja, kar

Tabela 1. Podobnosti in razlike med IMRT in VMAT.

	IMRT	VMAT
Intenziteta modulacije žarkovnega(-ih) snopa(-ov)	da	da
Glava obsevalnika – premikanje – hitrost premikanja	ne (polja so statična) –	zvezno (ločna terapija) se spreminja
Hitrost doze	stalna	se spreminja
Dozna pokritost tarče oz. stopnja konformnosti	odlična	odlična
Čas obsevanja	≤ 20 min	≤ 5 min
Število monitorskih enot	veliko	≈ 50 % manjše kot pri IMRT

zmanjšuje verjetnost, da se bo bolnik (ali pa tarča v njegovem telesu) med obsevanjem premaknil. Zato je pomembno manjša tudi dozna obremenitev zdravih tkiv v okolici tarče, skozi katera potujejo žarkovni snopi.

Prva poročila o uporabi VMAT pri vsakodnevem obsevanju bolnikov segajo v leto 2008. Ker je VMAT doživela velik komercialen uspeh, ne čudi, da so za njeno izvajanje ustrezno opremljeni obsevalniki obeh vodilnih svetovnih proizvajalcev. Ameriški Varian jo trži pod imenom RapidArc™, švedska Elekta pa pod imenom VMAT™. V Sektorju radioterapije na Onkološkem inštitutu v Ljubljani (OIL) smo po nakupu ustrezne opreme ter zapletenih dozimetričnih in organizacijskih pripravah prvega bolnika z VMAT obsevali marca 2011. Zaradi velikih stroškov, povezanih z opremo, sta za obsevanje z VMAT na OIL trenutno opremljena 2 linearna pospeševalnika. V prvem letu (do konca marca 2012) je bilo v Ljubljani obsevanih 228 bolnikov.

### Pregled razvoja VMAT

Čeprav je VMAT razmeroma nova tehnika obsevanja, so njene korenine starejše. Omeniti moramo predvsem 2 predhodnici: konformno ločno terapijo in IMRT. Pri konformni ločni terapiji (3) glava obsevalnika opiše cel krog okoli bolnika. Obenem se z lamelami MLC oblikovana odprtina snopa pri vsakem kotu roke naprave, ki nosi obsevalno glavo, spreminja tako, da zaobjame projekcijo tumorskega volumna v smeri fotonskega snopa pri tem kotu. Žal zgolj s konformnim ločnim obsevanjem ni mogoče doseči homogene porazdelitve doze v tumorskem volumnu: potrebna je dodatna, intenzitetna modulacija fotonskega snopa.

Začetke IMRT lahko postavimo v leto 1992, ko je bilo opisano, kako je mogoče z dinamičnim gibanjem lamel MLC

ustvariti intenzitetno modulirano obsevalno polje (4). Številna druga dela, objavljena v prvi polovici 90. let, so metodo izpopolnila do te mere, da je bila v drugi polovici istega desetletja že vpeljana v klinično prakso. Istočasno z IMRT se je razvijala še ena obsevalna tehnika: tomoterapija. Pri tej se namesto s širokim obsevalnim poljem tumorski volumen po rezinah obseva z ozkim žarkom (ali pahljačo ozkih žarkov), podobno kot pri računalniški tomografiji, z modulacijo teh žarkov pa se doseže homogena doza v tumorskem volumnu (5).

Kot alternativo tomoterapiji je Yu predlagal intenzitetno modulirano ločno terapijo (angl. Intensity Modulated Arc Therapy, IMAT). Pri tej tehniki je enako kot pri konformni ločni terapiji bolnik obsevan ves čas potovanja glave obsevalnika okoli njegovega telesa, vendar pa so obsevalna polja intenzitetno modulirana (6). Ker je večina razlik glede na klasično 3D- konformno terapijo v delu, ki se nanaša na optimizacijo obsevalnega načrta, je mogoče – v nasprotju s tomoterapijo, ki zahteva povsem drugačen obsevalnik – za tehniko IMAT načeloma prilagoditi vsak linearni pospeševalnik z MLC. Po drugi strani pa ima tomoterapija ravno zaradi omejitev pri gibanju lamel MLC teoretično prednost pri zagotavljanju stopnje konformnosti dozne porazdelitve (7).

Pri IMAT optimizacija poteka v 2 korakih. V prvem se optimizira porazdelitev gostote fotonkega snopa glede na postavljena optimizacijska merila. V drugem koraku pa se tako dobljena porazdelitev gostote fotonkega snopa, ob upoštevanju omejitev gibanja lamel MLC, segmentira v obsevalna polja, ki jih obsevalnik lahko izseva. Ena od možnosti, kako skrajšati čas optimizacije, je ta, da se že v prvem koraku upoštevajo tudi omejitve MLC. To tehniko, imenovano neposredna optimizacija odprtine (angl. Direct Aperture Optimization, DAO), so najprej razvili za IMRT in jo kmalu zatem prenesli na IMAT (8).

Izvorna tehnika IMAT, pri kateri sta sočasno modulirani hitrost gibanja lamel MLC in hitrost vrtenja nosilca obsevalne glave, je bila nadgrajena še z modulacijo hitrosti doze (9). Dobljeni algoritem, ki izseva intenzitetno modulirano polje v enem obhodu obsevalne glave, je bil poimenovan VMAT. Računalniški algoritem ob trojni modulaciji (hitrosti gibanja lamel MLC, vrtenja nosilca obsevalne glave in doze) po načelu t. i. neposredne optimizacije odprtine (angl. Direct Aperture Optimization, DAO) stopenjsko optimizira veliko število (> 100) obsevalnih polj. Tako je mogoče zeleno dozno porazdelitev izsevati v enem samem obhodu obsevalne glave.

### Načrtovanje obsevanja z VMAT

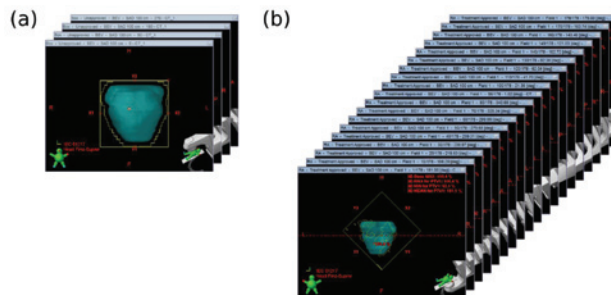
Kot rečeno, VMAT vključuje sočasno moduliranje 3 parametrov: oblike obsevalnega polja (s premikanjem lamel MLC), hitrosti vrtenja roke obsevalnika in hitrosti doze. Vse te parametre je mogoče spreminjati znotraj danih omejitev: pri obsevalnikih na OIL (Varian/BrainLab Novalix Tx in Varian Unique Performance Edition) sme biti hitrost gibanja lamel MLC največ 3 cm/s, hitrost vrtenja roke obsevalnika od 0,5 do 4,8 °/s, največja hitrost doze pa je 600 monitorskih enot (MU) na minuto. Dinamika spreminjanja parametrov mora biti natančno nadzorovana in usklajena. Sočasno koordinacijo vseh elementov zagotavlja veliko število kontrolnih točk (177 kontrolnih točk pri obhodu obsevalne glave za 360°), ki nadzirajo položaj lamel MLC, dozo, izsevanje do posamezne kontrolne točke, hitrost vrtenja nosilca obsevalne glave in hitrost doze (slika 1). Pri optimizaciji niso vsi parametri enako pomembni. Če je le

mogoče, optimizator pripravi tak načrt obsevanja, pri katerem je hitrost potovanja obsevalne glave okoli bolnika največja. Tako se skrajša čas obsevanja: pri največji hitrosti vrtenja opis polnega kroga traja približno 75 sekund. V 2 primerih pa optimizator na nekaterih delih krožnega loka hitrost vrtenja nosilca obsevalne glave upočasni: (a) če je razlika med položaji lamel MLC med sosednjima kontrolnima točkama tolikšna, da se te ne bi mogle pravočasno premakniti v zahtevano lego, ali (b) če se med optimizacijo izkaže, da je treba iz določene smeri izsevati več doze, kot bi jo lahko pri največji hitrosti doze žarkovnega snopa in ob najhitrejšem vrtenju nosilca obsevalne glave. Kompleksnost obsevalnega načrta in fizične omejitve pri izsevanju doze lahko torej nekoliko podaljšata čas obsevanja.

### Slika 1.

A – Pri 3D-konformni radioterapiji obsevamo tumorski volumen (označen s turkizno barvo) z manjšim številom obsevalnih polj, od katerih vsako obriše projekcijo tumorskega volumna iz smeri žarka.

B – Pri VMAT tumorski volumen obsevamo med vrtenjem roke obsevalnika. Oblika odprtine in intenziteta žarka se spreminjata v odvisnosti od kota zasuka roke obsevalnika. Odprtina praviloma ne obriše projekcije tumorskega volumna, ampak je določena tako, da šele vsota prispevkov doze iz vseh smeri zagotovi pokritost tumorskega volumna s predpisano dozo.



### Priprava

Enako kot pri vsakem drugem 3D-obsevanju radiološki inženirji bolnika, ki naj bi bil obsevan z VMAT, na mizi CT-simulatorja namestijo v stabilen in reproducibilen položaj. Radioterapevt v skladovnici CT-rezov označi tarčne strukture in rizične organe (slika 2A), predpiše dozo za posamezne tarčne strukture in največje dopustne doze za različne rizične organe.

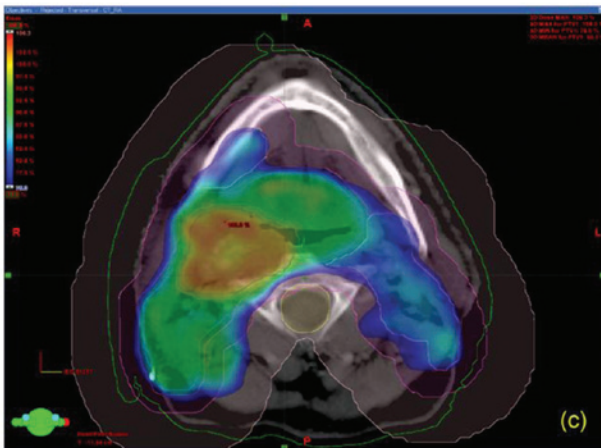
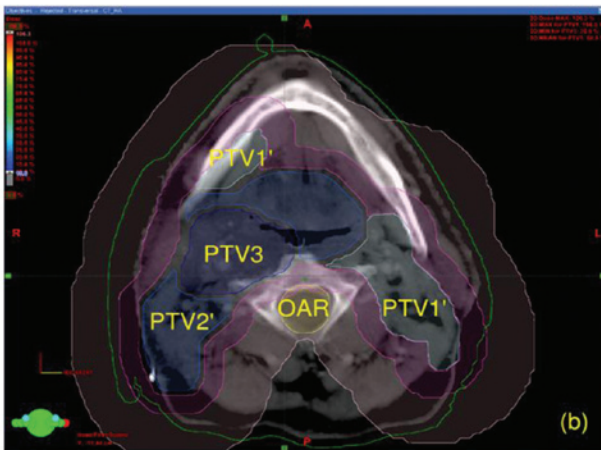
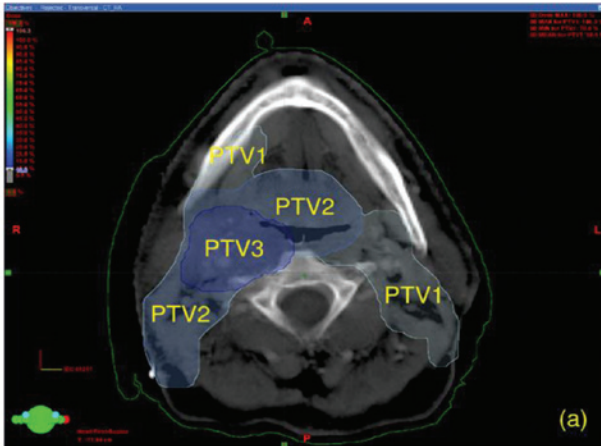
Za obsevanje z VMAT pa medicinski fizik ali dozimetrist pri pripravi obsevalnega načrta poleg teh struktur definira še nekaj pomožnih struktur (slika 2B). Pogosto se namreč zgodi, da se volumen tarčne strukture deloma prekriva z volumenom rizičnega organa: po eni strani torej zahtevamo, da prejme presek obeh volumnov terapevtsko dozo, po drugi strani pa čim nižjo dozo oz. tolikšno, kot jo še sme prejeti rizični organ. V takih primerih ne prepustimo optimizacijskemu algoritmu, da poišče srednjo rešitev, ampak se odloči radioterapevt, kaj ima prednost. Fizik ali dozimetrist glede na to odločitev pripravi ustrezne pomožne strukture. Če sočasno obsevamo več tarčnih volumnov z različnimi predpisanimi dozami (slika 2C), jih razdelimo tako, da se ne prekrivajo (slika 2B). Naslednja pomožna struktura so prehodna območja, ki obdajajo tarčni volumen in za katera predpišemo, kako naj v oddaljenosti od njih pada doza (NTO, angl. Normal Tissue Objective; slika 3).

**Slika 2.**

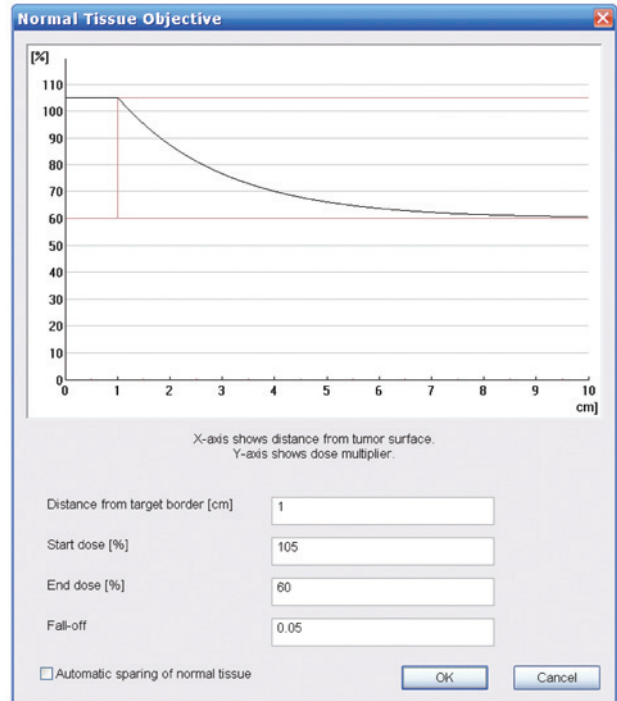
A – Vrisane tarčne strukture pri obsevanju karcinoma ustnega žrela: za tarčne volumne PTV1, PTV2 in PTV3 so predpisane doze 56 Gy, 63 Gy in 70 Gy.

B – Pomožne strukture za načrtovanje obsevanja z VMAT.

C – Izračunana porazdelitev doze na istem rezu.



**Slika 3.** NTO (angl. Normal Tissue Objective) določa predpis, kako se z oddaljenostjo od tumorskega volumna manjša doza v zdravem tkivu. Uporabljeni 4-parametrični model je do neke razdalje konstanten, od tam pa pada eksponentno.



**Optimizacija**

VMAT omogoča obsevanje z enim samim ločnim poljem oz. v enem samem krožnem obhodu obsevalne glave okoli bolnika. Pri zapleteni geometriji (tj. kompleksni 3D-obliki tarče in bližini pomembnih zdravih struktur v njeni okolici) pa se je izkazalo, da je bolje izbrati 2 polji in dozo izsevati v 2 obhodih obsevalne glave. Optimizator običajno v teh primerih poišče boljše kompromis med zahtevano dozo za tumorski volumen in največjo dovoljeno dozo za rizične organe. Ti polji sta modulirani pri komplementarnih kotih kolimatorja, s čimer se zmanjša vpliv utorov v lamelah MLC.

Načrtovalni sistem Eclipse, ki ga uporabljamo na OIL, za optimizacijo obsevalnih polj uporablja algoritem s progresivno ločljivostjo (angl. Progressive Resolution Optimizer, PRO). Vizualni vmesnik za nastavitev algoritma je podoben kot pri načrtovanju IMRT (slika 4). V tem vmesniku za vsako od tarčnih struktur predpišemo največjo in najmanjšo še sprejemljivo dozo (10), za vsakega od rizičnih organov pa največjo dovoljeno dozo. Vsaki od teh zahtev lahko dodamo tudi poseben utežni faktor. Obenem lahko prek vmesnika npr. določimo kotne intervale, iz katerih ne želimo obsevati (npr. zaradi kovinskega vsadka). Med optimizacijo PRO variira parametre obsevanja (položaj lamel MLC, hitrost vrtenja roke obsevalnika in hitrost doze), tako da je odstopanje med zahtevanimi in dejanskimi vrednostmi doze v podanih tarčah in organih čim manjše, pri čemer se upoštevajo tudi vrednosti podanih uteži. Optimizacija poteka v več stopnjah: začne se z majhnim številom kontrolnih točk in grobimi spremembami, na višjih stopnjah pa je kontrolnih točk vse več, spremembe pa so vse finejše. Na nižjih stopnjah optimizacije so dovoljene manjše nezveznosti obsevalnih parametrov, ker jih pri

spremembi ločljivosti algoritem nasilno zglati, kar se na grafu, ki prikazuje odstopanje med načrtovano in dejansko vrednostjo doze, kaže kot prehodno »poslabšanje« načrta obsevanja (slika 4, desno spodaj).

### Izračun doze

Algoritmi za izračun doze so bodisi natančni in počasni bodisi hitri in nenatančni. V postopku optimizacije se zapovrstjo izvedejo številni izračuni doze, zato načrtovalni sistem Eclipse uporablja algoritem za izračun doze pri več ločljivostih (angl. Multi-Resolution Dose Calculation, MRDC), ki spada v drugo skupino. Ko optimizator konča delo in določi parametre vseh kontrolnih točk, Eclipse dozo še enkrat preračuna, tokrat z anizotropnim analitičnim algoritmom (angl. Anisotropic Analytical Algorithm, AAA). Ta kombinira geometrijsko 3D-sliko s konvolucijo in superpozicijo (11), pri čemer uporablja rezultate simulacij Monte-Carlo za primarne fotone, sipane fotone ter na kolimatorju in lamelah MLC sipane elektrone. Anizotropno sipalno jedro omogoča boljše prilagajanje lokalnim heterogenostim v tkivu.

### Slika 4.

Optimizator VMAT.

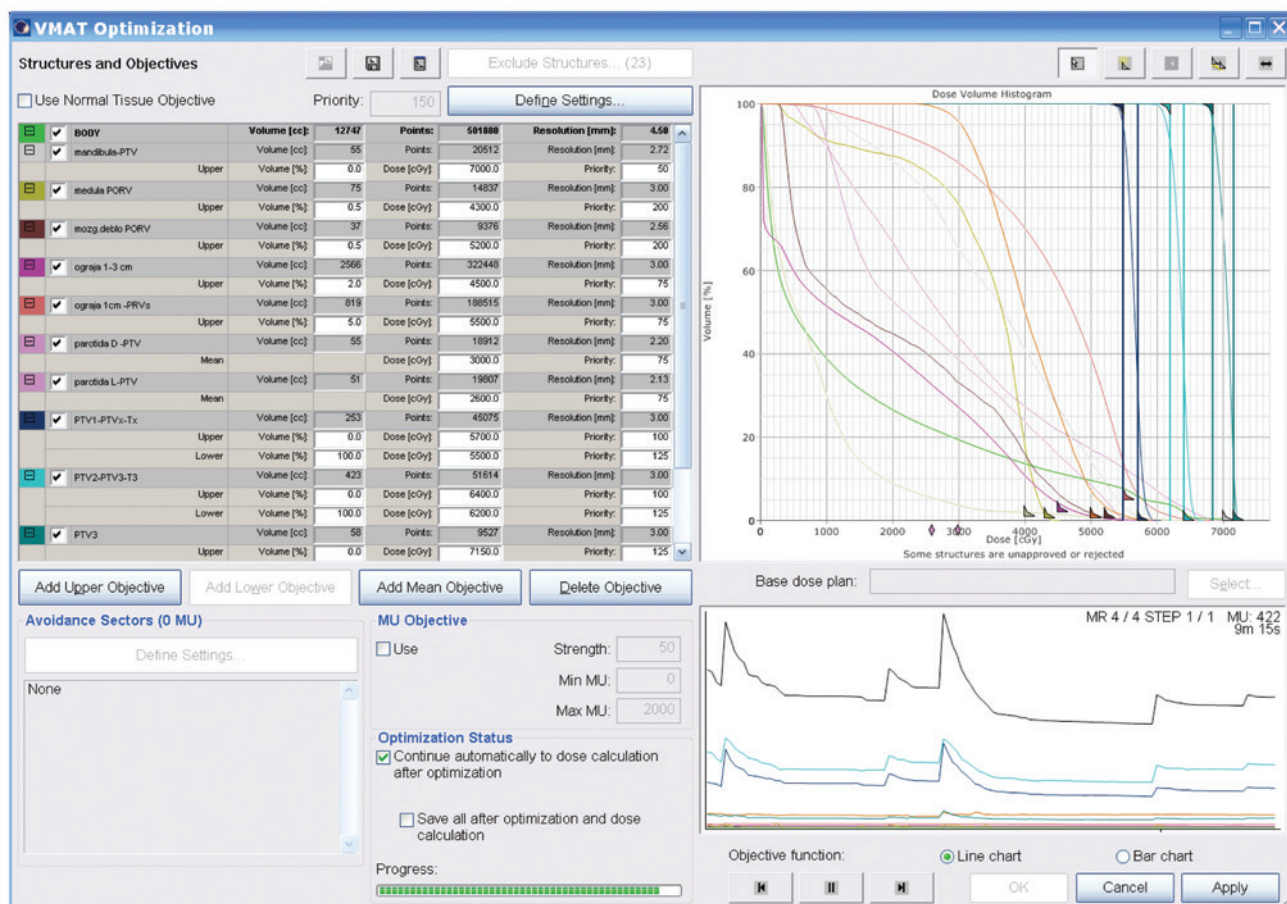
Levo zgoraj: Tabela s predpisi največjih dopustnih doz za različne rizične organe in pomožne strukture ter z največjimi in najmanjšimi dopustnimi dozami za posamezne tarčne volumne, skupaj z relativnimi utežmi posameznega predpisa.

Desno zgoraj: Dozno-volumski histogram, ki kaže odnos med volumnom vsake posamezne strukture in dozo, ki jo ta prejme, in ki se med optimizacijo dinamično spreminja.

Desno spodaj: Časovni potek uteženega odstopanja trenutnega dejanskega stanja od predpisanega.

### Meritev na fantomu

V okviru priprave obsevalnika za klinično delo fiziki izmerijo dozno značilnosti žarkovnega snopa pri različnih velikostih obsevalnih polj, od  $3 \times 3$  cm pa vse do  $40 \times 40$  cm. S tem zajamejo vse možne velikosti polj, ki se pojavljajo pri klasičnem 3D-konformnem obsevanju. Pri obsevalnih načrtih VMAT pa so nekatera obsevalna polja manjša od  $3 \times 3$  cm. Ker so uporabljeni algoritmi za izračun doze pri tako majhnih poljih nenatančni, je treba za vsak obsevalni načrt še pred začetkom obsevanja na posebnem fantomu preveriti, ali izsevana doza res ustreza izračunani za bolnika. Na OIL uporabljamo detektor Delta4 (ScandiDos, Uppsala, Švedska), ki vsebuje 2 med seboj pravokotni mreži polprevodniških detektorjev, zaprti v valj iz polimetilmetakrilata, ki se pri obsevanju obnaša podobno kot tkivo. Potem ko obsevalni načrt pregleda in potrdi radioterapevt, fizik ali dozimetrist isti načrt obsevanja znova preračuna, vendar tako, da namesto bolnikovih CT-rezin uporabi CT-rezine fantoma. Dobljeni izračun primerja z rezultati dozimetrične meritve istega obsevalnega načrta, izvedene s fantomom na obsevalniku. Če se rezultati meritve dovolj dobro ujemajo z izračunom, je načrt obsevanja primeren in bolnik lahko začne zdravljenje.



## Preverjanje natančnosti obsevanja

Zaradi visoke stopnje konformnosti VMAT oz. tesnega pokritja tarčnega volumna z visokodoznim, ustvarjenim z žarkovnimi snopi, je ključnega pomena, da je prostorski odnos med tarčo in žarkovnimi snopi konstanten, tako med obsevanjem (znotraj posamezne frakcije) kot tudi od ene do druge frakcije obsevanja (interfrakcijsko). Možnih vzrokov, ki lahko ta odnos spreminjajo, je več:

- variacije oblike tarčnega volumna (zaradi fizioloških procesov, kot so dihanje, bitje srca, peristaltika, polnost mehurja ali črevesa; zmanjšanje ali edem tumorja med obsevanjem ipd.);
- spreminjanje lege tarčne volumna glede na določeno točko v telesu (fiziološki procesi – kot zgoraj; sprememba lege, v kateri je bolnik obsevan – na trebuhu oz. hrbtu; izguba telesne teže);
- sprememba bolnikove lege glede na žarkovne snope (premikanje bolnika ali nenatančnost pri namestitvi bolnika na mizi, tehnični vzroki, npr. mehanske pomanjkljivosti obsevalnika in pridružene opreme, dozimetrična nenatančnost, napake pri prenosu podatkov od CT-simulatorja do obsevalnika).

Že najmanjši premiki oz. odkloni v prostorskem odnosu med tarčo in žarkovnimi snopi, kakršen je bil določen pri načrtovanju obsevanja, izpostavijo del tarče manjši (nezadostni) dozi, del zdravih, s tumorskimi celicami neinfiltiranih tkiv v neposredni okolici tarče pa »zaide« v visokodozno področje. Posledica so lahko t. i. robne ponovitve bolezni, povečana toksičnost zdravljenja ali oboje.

Redno preverjanje omenjenega odnosa je zato ključnega pomena in integralni del vseh sodobnih obsevalnih tehnik, tudi VMAT. To preverjanje poteka na različne načine in je zajeto v aktivnostih, ki jih skupaj poimenujemo slikovno vodena radioterapija (angl. Image Guided RadioTherapy, IGRT).

V uporabi je več sistemov in s tem načinov za preverjanje lege in oblike obsevalnih polj ter tarče oz. struktur v njeni okolici med obsevanjem (slika 5):

- sistem za elektronsko portalno slikanje (angl. Electronic Portal Imaging Device, EPID);
- slikovni sistem OBI (angl. On Board Imager);
- slikovni sistem ExacTrac.

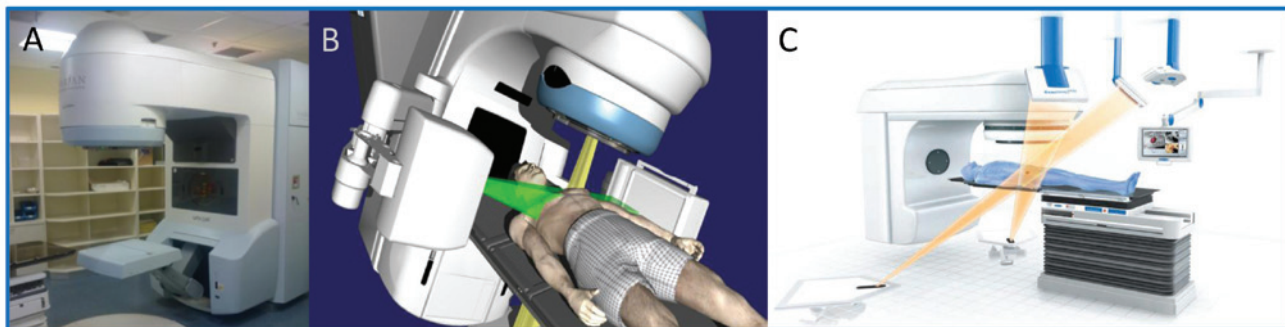
### Slika 5.

Slikovni sistemi za preverjanje natančnosti obsevanja.

A – Sistem za elektronsko portalno slikanje (EPID).

B – Slikovni sistem OBI (angl. On Board Imager).

C – Slikovni sistem ExacTrac.



## Sistem za elektronsko portalno slikanje (EPID)

To je najpreprostejši od sistemov IGRT za preverjanje natančnosti izvedbe radioterapije. Z EPID se opravljajo preverjanja, npr. preverjanje položaja bolnika oz. obsevalnega polja (vključno z njegovo obliko) glede na okolne strukture ali položaja označevalcev, vstavljenih v telo pred začetkom obsevanja (npr. zlatih zrn pri obsevanju prostate). Izhodišče za primerjavo (t. i. referenca) je digitalni rekonstruirani radiogram (angl. Digitally Reconstructed Radiograph, DRR) – 2D-rekonstrukcija CT-posnetka v ustrezni projekciji (navadno v antero-posteriorni in stranski projekciji) s superponiranim obsevalnim poljem. Ker se pri slikanju, ki poteka na obsevalniku, ko je bolnik že nameščen v ustrezen položaj, uporabljajo žarki z energijami v megavoltnem območju, posnetki niso primerni za prikaz mehkih tkiv. Računalniški program sam izvede primerjavo aktualnega posnetka z referenčnim in izračuna, za koliko se lega obsevalnega polja na pravkar narejenem posnetku razlikuje od lege na referenčnem posnetku (v vseh 3 prostorskih oseh), kar je izhodišče za morebitno korekcijo lege.

### Primerjava 2D/2D (angl. 2D/2D match).

To je orodje, ki določena območja na aktualni in referenčni sliki primerja na podlagi sivih odtenkov na eni in drugi sliki. Pri izračunu potrebnih premikov programska oprema upošteva rezultat fuzije slik iz 2 pravokotnih obsevalnih kotov, morebitni premiki pa so izračunani s povprečjem premikov iz obeh zajetih slik.

### Primerjava položaja označevalcev (angl. marker match).

To je način preverjanja lege obsevalnega polja pri bolnikih, ki imajo v obsevanem območju v ta namen vstavljene označevalce. Zaradi delovanja portalnega sistema v megavoltnem območju in slabšega prikaza mehkih tkiv vstavljene označevalce na sliki prepoznamo kot artefakte, ki posledično določajo lego organa na sliki EPID.

## Slikovni sistem OBI

Ta sistem omogoča izdelavo visokokvalitetnih slik ter hitrejšo obdelavo posnetkov, s tem pa učinkovitejše spremljanje dinamičnih tarč (zaznavanje premikov notranjih organov, npr. pri dihanju). Dozne obremenitve so majhne (v kilovoltnem območju), kar dovoljuje pogostejša, vsakodnevna preverjanja.

Ustreznost lege tarče oz. bolnika lahko preverjamo na 2 načina: z oceno lege kostnih struktur ali s predhodno vstavljenimi označevalci. Tudi v tem primeru (enako kot pri EPID) poteka preverjanje lege s primerjavo aktualnega posnetka z referenčnim, ki pa ni več nujno 2D, temveč je lahko 3D.

### Slikovni sistem ExacTrac

S slikovnim sistemom ExacTrac spremljamo premike prej vstavljenih ali na bolnikovem telesu nameščenih označevalcev (npr. zaradi dihanja, angl. Respiration Gating Management). Omogoča slikanje v kilovoltnem območju in avtomatske korekcije bolnikovega neustreznega položaja, ki poleg translacijskih vključujejo tudi rotacijske premike (6D-korekcija). Ker sistem dovoljuje natančnost v submilimetrskem območju, se uporablja tudi pri izjemno natančnem stereotaktičnem obsevanju, ki lahko poteka brez sočasne uporabe nastavitvenega okvirja, ter za sprotno prilagajanje obsevalnega načrta spremenjenim prostorskim razmeram, ugotovljenim med obsevanjem (npr. zmanjšan tumor kot rezultat uspešnega obsevanja, t. i. adaptivna radioterapija).

Prednosti slikovnega sistema ExacTrac pred drugimi sistemi so manjša sevalna obremenitev (v primerjavi z EPID, zaradi manjše energije pri ekpoziciji); visoka kakovost posnetkov (boljša ločljivost); korekcija bolnikove lege (in s tem tumorja, torej tarče) v 6 smereh, vključno s translacijskimi in rotacijskimi premiki (6D-robotska miza je integralni del sistema); velika natančnost (ki dovoljuje izvajanje stereotaktične radiokirurgije brez uporabe nastavitvenega obroča); avtomatizacija postopkov (ki učinkovito zmanjšuje verjetnost napak zaradi človeškega dejavnika); hitrost izvedbe verifikacije in korekcije bolnikove lege.

### Klinična uporabnost VMAT

Ker VMAT v tehnološkem smislu obravnavamo kot izpopolnjeno izpeljanko klasične IMRT, lahko upravičeno pričakujemo, da bodo rezultati njene uporabe boljši. Možnosti spreminjanja hitrosti ločnega potovanja glave obsevalnika in hitrosti doze žarkovnega snopa predstavljajo dodatna orodja (poleg kontinuirane intenzitete modulacije žarka), ki jih medicinski fiziki in dozimetri s pridom uporabljajo pri ustvarjanju konformne razporeditve doze v obsevanem tkivu. Zato tudi pri VMAT velja, da ga uporabljamo predvsem za obsevanje oblikovno zapletenih (konkavnih) tarčnih volumnov oz. pri kompleksnih prostorskih odnosih med tarčo in okolnimi zdravimi tkivi. Primer takega tkiva je hrbtenjača, ki lahko prenese pomembno manjše doze od tistih, s katerimi obsevamo tumorje v njeni neposredni bližini, npr. v ustni votlini, žrelu ali grlu. Prevelika doza lahko povzroči poškodbe, ki so za bolnika usodne.

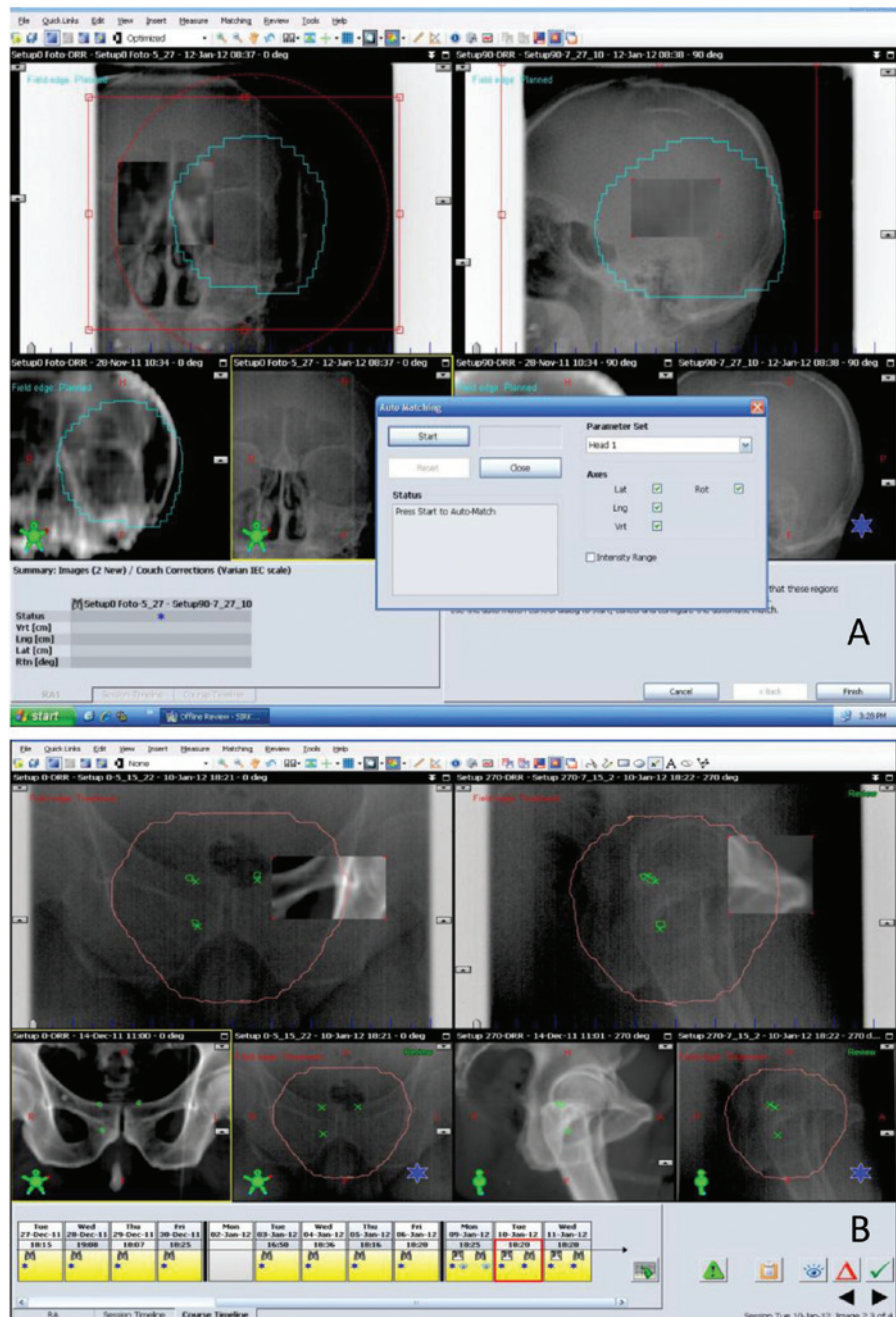
Pri pregledu 2 osrednjih revij za radioterapijo – evropske Radiotherapy and Oncology in ameriške International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics – smo med članki, objavljenimi v letih 2010 in 2011, našli na 16 člankov, v katerih avtorji neposredno primerjajo IMRT in VMAT pri bolnikih s tumorji v različnih delih telesa (spisek publikacij je na voljo pri avtorjih tega zapisa). Glede razporeditve doze v prostoru (tj. konformnosti in dozne pokritosti tarč) lahko

### Slika 6.

Načini primerjave portalnih slik (EPID) in referenčnih slik (DRR) (za razlago glej besedilo).

A – Primerjava 2D/2D.

B – Primerjava položaja označevalcev.



ugotovimo, da je pri VMAT vsaj primerljiva z rezultatom, doseženim pri IMRT. V nekaterih primerih, kot je obsevanje območja medenice (npr. pri tumorjih prostate), je dozna obremenitev zdravih tkiv oz. organov v okolici tarče z uporabo VMAT pomembno manjša kot pri IMRT, kar ugodno vpliva na pogostost in/ali resnost neželenih učinkov obsevanja oz. omogoča zvišanje doze, s katero je obsevana tarča. Seveda pa se je treba pri takih primerjavah zavedati, da so predstavljeni rezultati tudi odraz različnih možnosti oz. variant, ki se ponujajo znotraj posamezne obsevalne tehnike (npr. število obsevalnih polj pri IMRT ali lokov pri VMAT) (2).

Prepričljiva prednost VMAT pred IMRT se kaže v skrajšanju obsevanja: pomembno krajši, tudi za 50 % ali celo več, je čas proženja žarka, število MU, pa tudi skupni čas obsevanja. Zato je verjetnost, da se bo bolnik na mizi obsevalnika premaknil, pomembno manjša, natančnost obsevanja pa večja. Hkrati je manjša sevalna obremenitev tkiv v telesu, skozi katera potujejo obsevalni žarki do tarče. Kaj bo prineslo obsevanje velike prostornine tkiva z nizko dozo (angl. low-dose bath), pa ta trenutek ne ve nihče (2).

### Sklep

VMAT predstavlja novo in učinkovito možnost, da z visoko dozo obsevamo res samo tarčo ter da so tkiva in organi v njeni okolici obsevani s čim nižjo dozo. Čeprav je glede na klasično IMRT pri VMAT razporeditev doze v prostoru pomembno izboljšana le v nekaterih primerih, pa je občutno skrajšanje časa obsevanja dovolj velik razlog za vsakodnevno klinično uporabo. Argument večje učinkovitosti je nedvomno na strani VMAT: večje število dnevno obsevanih bolnikov na linearnem pospeševalniku, ki je opremljen z opcijo VMAT, že samo po sebi opravičuje večje začetne (investicijske) stroške, povezane z nakupom ustrezne opreme. Nič manj pomembni pa niso pozitivni učinki na čakalne vrste za obsevanje in z njimi nedvomno povezana večja učinkovitost takega zdravljenja.

### Literatura

1. Strojjan P, Verk T, Hudej R. Intenzitetno modulirano obsevanje (IMRT) zdaj tudi na Onkološkem inštitutu v Ljubljani. *Onkologija* 2010; 14: 92–6.
2. Teoh M, Clark CH, Wood K, et al. Volumetric modulated arc therapy: a review of current literature and clinical use in practice. *Br J Radiol* 2011; 84: 967–96.
3. Takahashi S. Conformation radiotherapy. Rotation techniques as applied to radiography and radiotherapy of cancer. *Acta Radiol Diagn (Stockholm)* 1965; Suppl. 242: 1–142.
4. Convery DJ, Rosenbloom ME. The generation of intensity-modulated fields for conformal radiotherapy by dynamic collimation. *Phys Med Biol* 1992; 37: 1359–74.
5. Mackie TR, Holmes T, Swerdloff S, et al. Tomotherapy: a new concept for the delivery of conformal radiotherapy. *Med Phys* 1993; 20: 1709–19.
6. Yu CX. Intensity-modulated arc therapy with dynamic multileaf collimation: an alternative to tomotherapy. *Phys Med Biol* 1995; 40: 1435–49.
7. Bortfeld T, Webb S. Single-arc IMRT? *Phys Med Biol* 2009; 54: N9–N20.
8. Earl MA, Shepard DM, Naqvi S, et al. Inverse-planning for intensity-modulated arc therapy using direct aperture optimization. *Phys Med Biol* 2003; 48: 1075–89.
9. Otto K. Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc. *Med Phys* 2008; 35: 310–7.
10. ICRU Report 83. Prescribing, recording, and reporting photon-beam intensity-modulated radiation therapy (IMRT). *J ICRU* 2006; 48: 121–9.
11. Ulmer W, Harder D. A triple Gaussian pencil-beam model for photon beam treatment planning. *Z Med Phys* 1995; 5: 25–30.