

systému těmto možností včetně optimalizace časů, po které zdroj setrvává v určité pozici vznikl Stepping source dozimetrický systém. Pozice zdroje jsou obvykle definovány ekvidistantně, s krokem 3–5 mm. Tato technika bývá nazývána brachyterapií s modulovanou intenzitou (intensity-modulated brachytherapy, IMBT).

Nutnou podmínkou pro dosažení optimální dávkové distribuce je optimální zavedení aplikátorů (jehel či plastových katétrů) s ohledem na lokalizaci cílového objemu a kritických orgánů, tedy prostorová geometrie implantace. Již ve fázi zavádění aplikátorů je nutná úzká spolupráce radiačního onkologa s radiologickým fyzikem, který vytváří ozařovací plán. Nevhodné geometrické rozložení aplikátorů již nelze vyvážit sebelepší optimalizační procedurou. Proto je často vhodné provést zobrazení ozařované oblasti ještě před zavedením aplikátorů a dopředu důkladně zvážit nejvhodnější geometrii aplikátorů. V případě intersticiální brachyterapie karcinomu prostaty je zobrazení transrektálním ultrazvukem jeden den před plánovanou brachyterapií standardem. Na tomto zobrazení lze dopředu vytvořit ozařovací plán, který se následně při vlastní aplikaci již pouze mírně upraví na základě aktuální geometrie. Podobně lze doporučit provedení MR zobrazení ještě před aplikací kombinované intrakavitární a intersticiální brachyterapie karcinomu hrdla dělohy.

Nejvhodnější se zpravidla jeví pravidelné rozložení aplikátorů souběžně ve vzdálenosti 5–10 mm ve čtvercové či trojúhelníkové mřížce tak, aby co nejlépe pokrývaly cílový objem. Výjimkou není ani rozložení aplikátorů pouze v jedné řadě (ret, tvář, hrudní stěna). Celkový počet implantovaných aplikátorů se pohybuje od 1–2 (ret), přes 2–8 (tvář, jazyk, penis) až po cca 10–20 (prs, prostata) (Obr. 2).

Rozvoj výpočetní techniky a moderních plánovacích systémů umožnil přesný výpočet trojrozměrné dávkové distribuce. Optimalizační algoritmy nabízejí řadu možností pro dosažení optimálního pokrytí cílového objemu předepsanou dávkou a maximalizaci homogenity dávkové distribuce. Vstupem do plánovacího systému jsou 3D zobrazení cílové oblasti se zavedenými aplikátory. V nich lékař zakreslí cílové objemy a kritické orgány. Dále lékař předepíše požadovanou dávku a její frakcionaci,

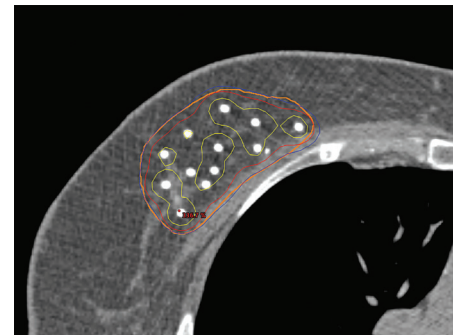
tedy dávku na jednu ozařovací frakci, celkový počet frakcí a počet frakcí denně. Radiologický fyzik identifikuje jednotlivé aplikátory a vytvoří tak 3D model pro výpočet dávkové distribuce, kterou následně optimalizuje. Princip automatické inverzní optimalizace je obdobný jako u optimalizace ozařovacích plánů s modulovanou intenzitou v zevní radioterapii: po zadání požadavků na dávky v cílových objemech a kritických orgánech je vypočtena optimální dávková distribuce v závislosti na relativních váhách (důležitost splnění požadavku) jednotlivých požadavků. Po automatické optimalizaci zpravidla následuje přímá grafická úprava dávkové distribuce specifickými softwarovými nástroji plánovacího systému v jednotlivých řezech 3D zobrazení. Výstupem z plánovacího systému jsou časy setrvávání zdroje záření v jednotlivých pozicích a zobrazení příslušné 3D dávkové distribuce.

Hodnocení ozařovacího plánu

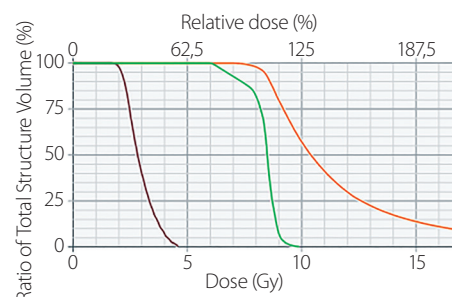
Hodnocení kvality ozařovacího plánu probíhá hodnocením dávkové distribuce v jednotlivých transverzálních řezech ozařovacího plánu. Hodnotí se zde, zda je dostatečné pokrytí cílového objemu předepsanou dávkou a zda nejsou překročeny dávky na kritické orgány. Komplexní zhodnocení 3D dávkové distribuce poskytuje tzv. dose-volume histogram (DVH). Z něj lehce vyčteme, jaká část objemu dané struktury (relativní objem v % nebo absolutní objem v cm^3) obdrží určitou (nebo vyšší) dávku (absolutní hodnoty dávky v Gy nebo relativní hodnoty v % vztahené k předepsané dávce) (Obr. 3). Každá zakreslená sktruktura je v DVH reprezentována monotónní křivkou. Z křivky pro cílový objem CTV jsou pro nás zajímavé zejména parametry V100 (objem, který obdrží předepsanou dávku či dávku vyšší), V90 (objem, který obdrží 90 % předepsané dávky či dávku vyšší), V150 (objem, který obdrží 150 % předepsané dávky či dávku vyšší), případně D90 (dávka, kterou obdrží 90 % cílového objemu). Vše za předpokladu, že 100 % dávky odpovídá dávce předepsané, tj. dávka je předepsána tzv. na 100% izodózu.

Pro hodnocení homogenity používáme tzv. index dávkové homogenity (dose homogeneity index – DHI). Ten vypočteme z objemů V100 (objem, který obdrží předepsanou dávku

Obr. 2. Rozložení aplikátorů (dutých plastových katétrů, CT provedeno se zavedenou kontrastní výplní) v CTV (oranžová kontura) při intersticiální brachyterapii pravého prsu, transverzální řez. Červeně zobrazena 100% izodóza (tj. předepsaná dávka 3,4 Gy/frakci, plánováno 10 ozařovacích frakcí, 2 frakce denně), žlutě 150% izodóza, modře 80% izodóza



Obr. 3. Příklad dose-volume histogramu jedné frakce intersticiální brachyterapie karcinomu prostaty. Vodorovná osa odpovídá absorbované dávce v Gy (resp. v procentech dávky předepsané), svislá osa udává odpovídající část objemu dané struktury. Oranžová křivka cílového objemu CTV, zelená uretra, hnědá rektum. Z DVH je zřejmé 98% pokrytí CTV předepsanou dávkou 8 Gy, tj. V100 = 98%. Z DVH pro CTV lze vypočítat DHI = 69%. Maximální dávka na uretru 10 Gy, maximální dávka na rektum 4,6 Gy. Generováno plánovacím systémem BrachyVision, výrobce Varian Medical Systems



či dávku vyšší) a V150 (objem, který obdrží 150 % předepsané dávky či dávku vyšší) vztahem $DHI = 1 - V150/V100$. DHI může v principu nabývat hodnot v intervalu od 0 do 1 – čím vyšší hodnota, tím lepší homogenita dávkové distribuce. Teoreticky by byla ideální hodnota $DHI = 1$, v praxi se snažíme dosáhnout hodnot alespoň $DHI \geq 0,8$.

Ideální ozařovací plán splňuje následující požadavky. Obecně se snažíme dosáhnout alespoň 90% pokrytí cílového objemu 90% předepsané dávky, tj. parametr $V90 \geq 90\%$ cílového objemu, při maximalizaci indexu dávkové homogenity. Samozřejmě nesmí být překročeny toleranční dávky pro všechny kritické orgány. Požadavky na ozařovací plány se mohou lišit dle lokality. Vždy postupujeme v sou-