

jovací trubice do aplikátoru v těle pacienta. Po ozáření, trvajícím zpravidla několik málo minut, je zdroj opět zasunut do bezpečné polohy ve stíněném trezoru.

Oproti technikám manuálního zavádění radioaktivních zdrojů, které se prováděly od zrodu využívání ionizujícího záření v medicíně již od počátku 20. století, poskytuje technika automatického afterloadingu inherentně vyšší radiační ochranu personálu. Zdravotnický personál již není přítomen zavádění vlastního radioaktivního zdroje, lékař má dostatek času k umístění neaktivního aplikátoru. Polohu zaváděných aplikátorů je navíc možné dodatečně upravit tak, aby výsledné rozložení dávky ionizujícího záření bylo co nejlepší. Rovněž použití různých zdrojů záření prošlo více než stoletým postupným vývojem: od radiových či radonových zdrojů s nízkým dávkovým příkonem (LDR = low dose rate), přes kobaltové jehly, tantalové či iridiové drátky až po umělé radioizotopy s vysokým dávkovým příkonem (HDR = high dose rate). Širší využití automatických afterloadingů v osmdesátých letech 20. století umožnilo využívání vysokoaktivních radionuklidových zdrojů, a tedy i rychlejší dodání požadované dávky záření. Nicméně zvýšení dávkového příkonu má i své konsekvence radiobiologické (1).

Zobrazovací modality pro plánování brachyterapie

Pro výpočet ozařovacího plánu se standardně používá trojrozměrné zobrazení výpočetní tomografií (CT). Pro lepší zobrazení měkkých tkání je ve specifických případech vhodné doplnit zobrazení magnetickou rezonancí (MR) a obě tato zobrazení vzájemně zaregistrovat. Pro výpočty ozařovacích plánů brachyterapie lze v principu využít i samotné MR zobrazení. V případě CT zobrazení je vhodnější namísto kovových jehel volit jehly či katetry plastové. Kovové materiály vytváří v CT obraze nechtěné artefakty, které mohou znemožnit kvalitní zobrazení nádorového ložiska. Podobná situace nastává, pokud se ve zobrazované oblasti nacházejí kovové implantáty. Např. přítomnost zubních výplní velmi komplikuje zobrazení nádorů jazyka. MR zobrazení nelze využít, jsou-li zavedeny feromagnetické aplikátory. Proto je vhodnější namísto ocelových jehel použít jehly titano-

vé nebo plastové, případně plastové katetry. Z výše uvedených důvodů se jako optimální jeví použití plastových aplikátorů, nicméně proti hovoří jejich cena, běžně několikanásobně vyšší v porovnání s aplikátory kovovými.

Při intersticiální brachyterapii prostaty využíváme zobrazení transrektálním ultrazvukem. Při této aplikaci zavádíme do prostaty ocelové jehly. Ultrazvukové zobrazení jehel přímo při jejich zavádění nám umožňuje jejich přesnou polohu průběžně upravovat. Nasnímáním série rovnoběžných řezů vytvoříme trojrozměrný obraz prostaty i zavedených jehel, použitelný pro výpočet ozařovacího plánu.

Do jednotlivých řezů trojrozměrného obrazu, ať už CT, MR nebo UZ, zakresluje lékař tzv. cílové objemy a kritické orgány. Nádorový objem GTV (gross tumor volume) je makroskopicky zhubný nádor, jehož rozsah a umístění jsou buďto hmatná, nebo viditelná, či jinak prokazatelná. U intersticiální brachyterapie nelze často GTV definovat, neboť předchozím chirurgickým zákrokem byl tumor odstraněn (např. u sarkomu měkkých tkání nebo karcinomu prsu). Klinický cílový objem CTV (clinical target volume) je tkáňový objem obsahující makroskopicky prokazatelný GTV a/nebo subklinický mikroskopický rozsev zhoubného onemocnění, který je nutné odstranit. Tento objem musí být léčen tak, aby se dosáhlo léčebného záměru. Plánovací cílový objem PTV (planning target volume) jako geometrický koncept, bez kterého se neobejdeme v zevní radioterapii za účelem zohlednění všech možných geometrických změn a nepřesností, je v intersticiální brachyterapii ve většině případů identický s CTV (2, 3).

Výpočet a optimalizace ozařovacího plánu

Záměrem brachyterapie je dodat předepsanou dávku ionizujícího záření, pokrývající cílový objem, a zároveň dosáhnout nejvyšší možné homogenity dávkové distribuce v cílovém objemu. K dosažení vhodné dávkové distribuce v cílovém objemu byly vypracovány tzv. dozimetrické systémy, jejichž účelem je určit pravidla, jak nejlépe umístit zářiče pro dosažení co nejlepší dávkové distribuce při zachování homogenity a pokrytí cílového objemu, umožnit stanovení dávky a posky-

Obr. 1. Automatický afterloadingový přístroj pro HDR brachyterapii GammaMed plus iX, výrobce Varian Medical Systems. Vysokoaktivní radionuklidový zdroj vyjíždí ze stínění přístroje do aplikátorů zavedených v těle pacienta. Lze zapojit až 24 propojovacích trubic, kterými zdroj postupně putuje do jednotlivých aplikátorů



nout data pro porovnání jednotlivých aplikací jak na jednom pracovišti, tak i mezi různými pracovišti.

Manchesterský dozimetrický systém, uveřejněný v roce 1934, byl koncipován pro aplikace s radiovými zdroji. Výpočet distribuce dávky byl prováděn ručně, bez použití výpočetní techniky, a vycházel z uspořádání jehel pro ideální aplikaci. V roce 1944 vznikl dozimetrický systém podle Quimbyové jako adaptace Manchesterského dozimetrického systému na americké poměry, kde bylo k dispozici radium o vyšších aktivitách než ve Velké Británii. Dnes se radiové implantáty ani výše uvedené dozimetrické systémy v klinické praxi již nepoužívají. Pro LDR intersticiální aplikace s novým typem zdroje, flexibilními iridiovými drátky, byl v roce 1966 vytvořen Pařížský dozimetrický systém. Teoreticky může být použit též pro zdroje s vysokým dávkovým příkonem (HDR), které se pohybují krokově se stejnou délkou kroku a ve všech pozicích setrvávají po stejný čas (2).

Moderní automatické afterloadingové přístroje umožňují, aby se zdroj pohyboval krokovým způsobem a v jednotlivých pozicích („dwell positions“) setrval po různě dlouhé časové intervaly („dwell times“). Přizpůsobením Pařížského dozimetrického