

VÝPOČETNÍ TOMOGRAFIE A MAGNETICKÁ REZONANCE V UROLOGII

MUDr. Antonín Srp, CSc.

Radiodiagnostická klinika, 3. lékařská fakulta Univerzity Karlovy v Praze a
Fakultní nemocnice Královské Vinohrady

1 Výpočetní tomografie

1.1 Úvod

Vývoj prvního přístroje pro výpočetní tomografii znamená jeden z největších pokroků v radiologii. Jeho autoři **Hounsfield** a **McCormack** obdrželi v roce 1979 za svůj objev Nobelovu cenu.

Výpočetní (počítačová) tomografie (computed tomography – CT) je od začátku 70. let 20. století první praktickou metodou digitálního zpracování rentgenového obrazu. Metoda je skutečně tomografickým postupem, neboť ostře zobrazuje pouze zvolenou vrstvu v hloubce těla, což dosahuje klasickým způsobem koordinovaného souhybu dvou ze tří prvků systému (pacient, zdroj záření, detektor) kolem nehybného třetího.

Základními konstrukčními prvky výpočetního tomografu jsou: 1. zobrazovací soustava, složená ze zdroje rentgenového záření a detekčního systému, uložená v gantry, 2. vyšetřovací stůl, 3. výpočetní systém a 4. zdroj vysokého napětí. Technické řešení systému se vyvíjelo od původního Hounsfieldova jednodetektorového, rotačně translačního systému (přístroj 1. generace, přes vícedetektorový rotačně translační systém (přístroj 2. generace) k plně rotačnímu systému rentgenka – sektor detektorů (přístroj 3. generace).

Dnes nejčastěji užívané **helikální (spirální) přístroje** jsou založeny na principu 3. generace. Umožňují takové vyšetření, kdy se nemocný uložený na vyšetřovacím stole pohybuje plynule v ose otáčení rotoru během kontinuálního načítání dat v detekčním systému. Geometrickým tvarem pomyslné trajektorie rentgenky kolem těla pacienta není spirála, ale prostorová křivka šroubovice (helix) – vhodnější název je tedy helikální CT než spirální.

Rozvoj helikálních výpočetních tomografů pokračoval od přístrojů, které pořizovaly jednu stopu dat během rotace (single – row detektor CT) přes přístroje se zdvojením detektorové řady až k přístrojům, které pořizují během rotace 16 i více datových stop

(multidetektorový tomograf, MDCT). Zároveň s rozvojem detekčního systému se také zkrátila doba jedné otáčky rotoru. U počátečních přístrojů byla nejkratší perioda cca 4 sekundy, v polovině 90. let kolem 1 sekundy, v současné době je běžně využívána perioda rotace 500 milisekund.

Významným pokrokem je také používání vysoce citlivých keramických detektorů, což umožňuje výrazné snížení radiační dávky.

Společně s hardwarovým vývojem CT dochází k bouřlivému vývoji výpočetního systému. Tento systém zabezpečuje ovládání přístroje, záznam datových stop hrubých dat (raw data), rekonstrukci obrazových dat, archivaci obrazů, jejich vyhodnocení a event. komunikaci s jinými informačními systémy.

1.2 CT přístroj

Výkonná rentgenka jako zdroj a vhodný systém kolimace rentgenova záření. Je doplněna zařízením potřebným pro provoz a obsluhu rentgenového přístroje (transformátor vysokého napětí, kabely, spínací a obslužné prvky).

Čidla (detektory) přicházejícího záření s příznivým poměrem signál/šum a vysokou účinností registrace daného kvanta rentgenového záření. Detektory musí být připraveny v milisekundových intervalech k registraci kvant záření okamžitě následujících.

Výkonný řídicí počítač koordinující chod zařízení v době sběru a zpracování dat, rekonstrukce obrazu, jeho předání, eventuálně vyvolávání digitálního obrazu z paměťových medií. Je úzce spjat s kvalitním počítačem, který umožňuje převod matematicky zpracovaných údajů intenzit na stupně šedi, z nichž se tvoří dílčí plošky obrazu vyšetřované vrstvy. Různé odstíny šedi jsou podobně jako v klasickém rentgenovém obraze výrazem stupně oslabení záření při průchodu orgánem. Citlivost pro zachycení absorpce záření je pro CT rozhodujícím ukazatelem kvality a má přímý vliv na výsledný obraz.

Součástí CT přístroje jsou i **složky stativu, rentgenka a soustavy detektorů**, které jsou upevněny ve vyšetřovacím tunelu (gantry). Ve střední části tunelu je lehátko pro uložení nemocného.

Všechny složky musí umožnit v potřebném rozsahu a rychlosti pohyby systému, manipulaci s pacientem a postavení projekcí (možnost sklopení gantry). Vyšetřování se řídí a hodnotí od vyšetřovací konzole. Nedílnou součástí CT přístroje je bohatý software pomocí něhož je možno provádět rozmanitá vyšetření, která jsou pro dosažení diagnostického záměru nejvhodnější.

1.3 Vyšetření

Vyšetření ledvin a ostatních částí urogenitálního systému je součástí přehledného vyšetření břicha a pánve. Ledviny jsou obklopeny tukem, jsou tedy dobře rozlišitelné, jen u dětí a štíhlých nemocných naléhají na ventrální kontury ledvin střední kličky. Vyšetření se obvykle provádějí **dvěma sériemi skenů, po nativním vyšetření** (resp. po požití k.l. per os k odlišení středních kliček) následuje postkontrastní vyšetření (po podání neionické k.l. i.v.). Obvyklé množství k.l. je až 300 ml jódu na 1 kg hmotnosti pacienta. Tloušťka vyšetřované vrstvy je 5 – 10 mm. Každé vyšetření je nutné provádět individuálně. Příčný obraz je možno doplňovat rekonstrukcemi v různých rovinách. U moderních přístrojů je možná i prostorová rekonstrukce (3D obraz). Pacienta je možno vyšetřovat v poloze na boku či na břiše.

Ledviny jsou uloženy v retroperitoneu vcelku stranově symetricky v paravertebrální oblasti v úrovni obratlových těl L1-L3 a jsou obklopeny perirenálním a pararenálním tukem. Od zbytku retroperitonea jsou odděleny renální facií. Parenchym ledviny se skládá z kůry a dřeně. Kůra se ve fázi nástřiku kolem 30. sekundy silně sytí kontrastní látkou a odlišuje se v této části od hypodenzní dřeně. Tato fáze, kdy lze velmi dobře rozlišit kůru a dřeň se nazývá fáze kortikomedulární diferenciace a využívá se k zobrazování parenchymových patologických procesů. Dřeň se silně sytí až přibližně po 80 sekundách, ve 2. minutě po nástřiku se kontrastní látka začíná vylučovat, kolem 5. minuty je u zdravé ledviny vývodný systém naplněn vyloučenou k.l. - urografická fáze. Zevně je parenchym ledvin ostře ohraničen. Dutý systém je nativně štíhlý, hypodenzní, kontrastní látky se plní homogenně. Močovody sestupují v retroperitoneu kolem mm. psoas, kříží pánevní tepny a sestupují z dorzolaterální strany k močovému měchýři, kde šikmo ústí do jeho dutiny. Ledvinné tepny odstupují ve výši 2. bederního obratle, pravá ventrolaterálně, levá pak dorzolaterálně. Levostranná renální žíla kříží aortu pod úhlem odstupující a. mesenteria superior a vlévá se do dolní duté žíly. Velikost ledviny je v kraniokaudálním směru cca 10 – 12 cm, příčně do 6 cm, v sagitální rovině do 4 cm. Šíře parenchymu ledviny je kolem 15 mm, přičemž kortex zaujímá asi ¼ této šíře.

1.4 Výhody a nevýhody

Vývoj CT přístrojů spolu s rozvojem ultrasonografie zcela změnil postup téměř u všech radiodiagnostických vyšetření. Výhodou CT je zobrazení v příčné rovině, možnost rekonstrukcí či 3D obrazů. Metoda má široké pole záběru, detekuje minimální denzitní

rozdíly různých tkání dané rozdílným pohlcováním rentgenového záření. CT má i dobrou prostorovou rozlišovací schopnost, podle typu přístroje **0,5 - 1 mm**. Na rozdíl od UZ nezávisí tolik na zkušenosti vyšetřujícího. Nevýhodou CT je **menší rozlišovací schopnost měkkých tkání, nutnost aplikace kontrastní látky per os a intravenózně a radiační zátěž**.

2 Magnetická rezonance

2.1 Úvod

Vyšetřování magnetickou rezonancí (MR) se opírá o **zjišťování magnetických momentů souboru jader některých atomů v tkáních nebo jiném materiálu po aplikaci radiofrekvenčního impulsu**. Touto metodou lze za určitých podmínek získat obrazovou informaci (tomografie magnetickou rezonancí) a jinými postupy získat analytickou informaci o biochemické struktuře vyšetřované tkáně (spektroskopie magnetickou rezonancí).

Základem jsou vlastnosti jader atomu vodíku, která obsahují jediný proton. V lidském těle je více než 100 triliónů atomů vodíku a každý má vlastnosti spinu, tj. v magnetickém poli spontánně rotuje kolem své osy a to různými směry (izotropně). Různorodé směry magnetických momentů se navzájem ruší. Pokud jsou jádra atomu vodíku v silném magnetickém poli, dochází k jejich orientaci podle tohoto pole a spiny se orientují paralelně. Jsou-li současně stimulována krátkými radiofrekvenčními pulzy vysoké frekvence a určité vlnové délky, absorbují pak jejich energii a jsou elevována do stavu vyšší energie. Tento jev se nazývá **rezonance jader**. Po odeznění pulzu ustává příliv přídatné energie a nabuzené spiny se vrací různou rychlostí do své původní orientace v magnetickém poli. Přitom vydávají energii, dochází k relaxaci jader. Uvolněnou energii ve formě elektromagnetických vln lze změřit speciálními cívkami orientovanými kolmo ke spinu jader, ve kterých se indukuje slabý elektrický proud – MR signál. Tento jev se nazývá nukleární magnetická rezonance. Vydávaná energie rezonujících jader atomu vodíku je zaznamenávána a transformována výkonnými počítači do analogového obrazu vyšetřované tkáně. MR obrazy jsou dány hustotou protonu vodíku v různých tkáních, které jsou modifikovány buněčnými, fyzikálními, chemickými a dalšími vlastnostmi vyšetřovaných tkání. Obraz vzniká pod přímým vlivem a za využití nejméně tří faktorů (hustoty sledovaných atomových jader v daném tkáňovém objemu, relaxační doby T1 a relaxační doby T2). Obě relaxační doby jsou závislé na biologických vlastnostech a magnetických vazbách mezi sebou a okolím. MR přístroje umožní v obrazu buď zvýraznění či potlačení relaxační konstanty T1 (podélný relaxační čas)

a T2 (příčný relaxační čas) a hustoty protonů. Na tomto základě získáváme tři základní obrazy, které zobrazují vlastnosti zachycené tkáně – **T1 vážený obraz (T1W)**, **T2 vážený obraz (T2W)** a případně **protonovou denzitu (PD)**. Zobrazené tkáně jsou buď izosignální, hypersignální (s vyšší signálovou intenzitou – zobrazen jako světlé okrsky), hyposignální (tmavé okrsky), až bez signálové intenzity (černé okrsky).

Princip MR je již znám delší dobu, spektroskopie se v laboratorních podmínkách studuje od 50. let 20. století. První MR obraz se podařilo sestavit v roce 1980 - s využitím nových technologických postupů (vhodné magnety, počítače, elektronika, zobrazovací technika) se magnetická rezonance rozšiřuje rychleji a dokonaleji než CT. Spektroskopie in vivo se teprve propracovává a do budoucni jsou do ní vkládány velké naděje pro možnost diagnostikovat vybrané patologické stavy včetně problémů biochemických a patofyziologických.

2.2 MR přístroj

Mezi stavební prvky přístrojů MR patří:

- **základní magnet** (permanentní – do 0,3T, častěji supravodivý – v klinické praxi do 3 T)
- **vysokofrekvenční vysílače** (speciální vysokofrekvenční cívky, které vydávají periodicky radiofrekvenční pulzy, jejichž rovina je kolmá k ose magnetického pole)
- **přijímač signálu**, který přijímá signály vydávané nabuzenými signály jader při jejich relaxačním návratu do výchozího stavu
- **cívky pro gradienty polí** (narušují homogenitu základního magnetického pole a tím vznikají lokálně zjistitelné rozdíly – gradienty)
- **řídící počítač** (zachycuje a zpracovává zjištěné údaje, z nichž vyhodnocuje obraz nebo spektrum)
- **stativ přístroje** (podobá se CT, je však robustnější a hlubší)
- **obslužný pult** (ovladač pro dialog s počítačem, zadávání úkolů, zobrazení dat, manipulace s obrazem a volbou způsobu jeho dokumentace)
- **dokumentační a archivační složky**.

2.3 Užití MR v urologii

MR přes všechny svoje přednosti není používána jako základní metoda pro diagnózu onemocnění uropoetického aparátu, zejména pro časovou a ekonomickou náročnost. Častěji se používá při onemocnění orgánů pánve. Metoda je zatím převážně indikována v případech,

kdy jiné zobrazovací metody nepřinášejí definitivní stanovení diagnózy. Pro zobrazení morfolgie orgánů uropoetického traktu a charakteristiku jejich abnormalit je nutno obvykle použít základní sekvence v axiální, sagitální a koronární rovině. Doporučená šířka vrstvy je 5 mm. T1W obrazy přinášejí nejlepší informaci o anatomickém uspořádání tkání, dobře demonstrují normální kortikomedulární hranici, optimálně zobrazují stav mezi retroperitoneálním tukem a uzlinami a ohraničují šíření patologického procesu do perirenálního prostoru. T2W obrazy nejlépe demonstrují patologické stavy. Umožňují dobře sledovat rozsah šíření renálních tumorů či zánětlivých procesů do okolních orgánů a přispívají k další charakteristice tkáňových postižení. Jako u vyšetření jiných orgánů začínáme obvykle s vyšetřením v T2W, poté v T1W a nakonec provádíme vyšetření po nitrožilní aplikaci kontrastní látky. Aplikuje se chelát gadolinia (gadolinium DTPA) obvykle v množství kolem 10 ml (cca 0,1 mmol/1 kg). Kontrastní látka má vynikající toleranci a podobně jako jódomé kontrastní látky se vylučuje glomerulární filtrací. Gadolinium je paramagnetický kov, který místně mění magnetické pole a zvyšuje T1 signál. Jako u kontrastní látky při CT lze prokázat průtok gadolinia po jeho aplikaci renální tepnou, korou, pyramidou i pánvičkou ledviny. Zobrazení gadolinia v MR obraze je senzitivnější než jódu při CT, zvýraznění patologických struktur (enhancement) je patrné i při negativním enhancement při CT vyšetření. Vyšetření po aplikaci kontrastní látky nám dává další informace o anatomii a funkci uropoetického aparátu.

2.4 Výhody a nevýhody

Výhodou MR je především možnost multiplanárního zobrazení vyšetřovaných tkání. Metoda má velkou **rozlišovací schopnost měkkých tkání**, neuzivá ionizačního záření a nezávisí na vyšetřujícím. Další výhodou je **negativní kontrast proudící krve**, což umožňuje dobré zobrazení cév bez užití kontrastní látky. Tuto vlastnost lze využít i při MR angiografii, lze tak detekovat i stenózy např. renální tepny.

K nevýhodám patří v současné době především **časová i ekonomická náročnost metody**. Také čistota obrazu je nižší než u CT, vznikají artefakty z dýchacích exkurzí a činností střevní peristaltiky. **Absolutně kontraindikován je majitel pacemakeru, intrakraniálních svorek (pokud nejsou vyrobeny z titanu), kovových intraokulárních kovových fragmentů a ostatních mechanicky aktivních implantátů (kochleární implantáty, biostimulátory)**. Neferomagnetické implantáty používané např. v ortopedii nejsou absolutní kontraindikací, způsobují však výrazné artefakty.

Pacienti s klaustrofobií (i před vyšetřením dosud nepoznanou) rovněž nelze bez eventuální celkové anestézie na MR vyšetřit.

Jako u každé zobrazovací metody je tedy nutno vždy zvážit přínos a eventuální rizika vyšetření např. u těhotných, jejichž vyšetření není absolutně kontraindikováno.

Obrázky:

CT obraz při zobrazování uropoetického traktu:

1. objemná dilatace pánvičky levé ledviny při subrenální obstrukci, postkontrastní vyšetření
2. pyelo a kalikolitiáza vpravo se známkami městnání, svrůstělá levá ledvina, nativní vyšetření
3. subkapsulární hematom levé ledviny, postkontrastní vyšetření
4. objemný nádor přední části pravé ledviny, nativní vyšetření
5. objemné nádory Grawitzova typu v obou ledvinách
6. nádor pánvičky levé ledviny
7. stav po nefrektomii vlevo, normální postoperační nález
8. recidiva nádoru pravé ledviny v lůžku po nefrektomii
9. nádor levé části močového měchýře, defekt náplně v postkontrastně naplněném měchýři
10. nádorová infiltrace stěny močového měchýře se šířením do semenných váčků vlevo
11. hyperplazie levé nadledviny
12. adenom levé nadledviny, vícečetné cysty jater
13. karcinom levé nadledviny

MR obraz při zobrazování orgánů uropoetického traktu

1. normální nález v úrovni ledvin v axiální rovině – T1W
2. normální nález v úrovni ledvin v axiální rovině – T2W
3. sagitální obraz ledviny (T2W)
4. nefrolitiáza vpravo
5. subkapsulární hematom vlevo
6. cysty pravé ledviny – obraz na CT a MR
7. objemný nádor levé ledviny
8. polycyklická degenerace obou ledvin
9. transplantovaná ledvina v úrovni pánve

10. normální nález malé pánve v axiální rovině (T2W)

11. nádor levé strany močového měchýře (T1W)

12. nádor levé stěny močového měchýře (T2W)

13. nádor levého varlete (T2W)