

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav radiologických metod

Ivona Kropová

Historie diagnostického zobrazování

Bakalářská práce

Vedoucí práce: Mgr. Lada Skácelová

Olomouc 2014

ANOTACE BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

Název práce v ČJ: Historie diagnostického zobrazování

Název práce v AJ: History of diagnostic imaging

Datum zadání: 2013-09-20

Datum odevzdání: 2014-05-12

Vysoká škola, fakulta: Univerzita Palackého v Olomouci, Fakulta zdravotnických věd

Ústav: Ústav radiologických metod

Autor práce: Kropová Ivona

Vedoucí práce: Mgr. Lada Skácelová

Oponent práce: MUDr. Jan Hrbek

Abstrakt v ČJ: Tato práce je zaměřena na historický vývoj diagnostického zobrazování v oblasti ultrasonografie, výpočetní tomografie a magnetické rezonance. Cílem této práce je předložit poznatky o historických objevech v oblasti obrazové diagnostiky, které jsou časově zmapovány a jsou základem současných zobrazovacích systémů. Bude pojednáno o technickém vývoji diagnostických přístrojů pro ultrazvuk, pro systémy výpočetní tomografie a pro zobrazovací systém magnetické rezonance.

Abstrakt v AJ: This thesis focuses on the historical development of diagnostic imaging in ultrasonography, computed tomography and magnetic resonance imaging. The aim of this study is to present the knowledge of historical discoveries in the field of diagnostic imaging which are mapped in time and which basis of current imaging systems. It describes the technical development of diagnostic devices for ultrasound systems for computed tomography and magnetic resonance imaging system.

Klíčová slova v ČJ: Ultrazvukové vlnění, ultrasonografie, klasická tomografie, výpočetní tomografie, magnetická rezonance

Klíčová slova v AJ: Ultrasonic waves, ultrasonography, classical tomography, computed tomography, magnetic resonance

Rozsah: 57 stran, 26 stran příloh

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracovala samostatně a použila jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

Olomouc 30. dubna 2014

podpis

Ráda bych touto cestou poděkovala vedoucí své bakalářské práce Mgr. Ladě Skácelové za její cenné rady, trpělivost a ochotu při vedení mé práce.

Obsah

Úvod	6
1. Ultrasonografie	9
1.1 Historický vývoj v České Republice.....	11
1.2 Zvuková vlna a fyzikální principy diagnostického ultrazvuku	12
1.3 Vznik ultrazvukového obrazu a typy zobrazení.....	15
1.4 Moderní trendy v ultrasonografii	16
1.5 Přístrojové vybavení a ultrazvukové sondy	22
1.6 Výhody a nevýhody ultrazvukového vyšetření.....	24
2. Výpočetní tomografie	26
2.1 Historický vývoj metody.....	26
2.2 Historický a technický vývoj přístrojů CT.....	28
2.3 Princip výpočetní tomografie.....	32
2.4 Výhody a nevýhody CT vyšetření.....	36
3. Magnetická rezonance	38
3.1 Historický vývoj metody.....	38
3.2 Princip magnetické rezonance.....	40
3.3 Tvorba MR obrazu	41
3.4 Základní vyšetřovací techniky	42
3.5 MR přístroj.....	43
3.6 Speciální vyšetřovací metody	44
3.7 Výhody a nevýhody MR vyšetření	46
Závěr	47
Literatura a zdroje	49
Elektronické zdroje	50
Seznam zkratek	52

Seznam tabulek	54
Seznam příloh.....	55
Přílohy.....	57

Úvod

Historie diagnostického zobrazování začíná datem 8.11.1895, kdy německý fyzik Wilhelm Conrad Röntgen (1845-1923) objevil při svých pokusech s katodovými trubicemi nový druh neznámého záření, který nazval zářením X. Své poznatky shrnul v práci „O novém druhu záření“. Po jejím zveřejnění, ještě téhož roku, se vědci dostalo velké pozornosti a uznání ve vědeckém světě a bylo navrženo, aby neznámé záření bylo pojmenováno po svém objeviteli. Svůj objev Röntgen nenechal patentovat, předal jej k obecnému užívání a tím se zasloužil o rychlé rozšíření a používání nového záření, a to nejen v oblasti medicíny. V roce 1901 získal jako první Nobelovu cenu za fyziku.

Röntgenův objev slouží v oblasti diagnostického zobrazování už více než jedno století. Paprsky X se v medicíně začaly uplatňovat nejen v diagnostice, ale i v terapii. Vznikl samostatný lékařský obor radiologie, jehož součástí je radiodiagnostika. Za základ rentgenové diagnostiky lze považovat snímek ruky Röntgenovy manželky, který byl zhotoven 22. prosince 1895. Podstatou rtg snímku je interpretace stínového obrazu vznikajícího díky odlišné schopnosti různých částí lidského těla absorbovat rentgenové záření. Ke zviditelnění tohoto jevu použil vědec fotografickou desku. Při dopadu záření na ní vznikne latentní obraz. Tento princip je základem analogového zobrazování, které plně ovládlo dvacáté století a využívá se až do současnosti. Neustálý vědecký a technický pokrok v oblasti fyziky, chemie, strojírenství a elektrotechniky vede ke konstruování stále lepších a výkonnějších diagnostických přístrojů. Moderní polovodičové technologie a výpočetní technika umožnily přechod od analogového záznamu k digitálnímu zobrazování a současně se rozvíjejí nové zobrazovací metody jako jsou ultrasonografie, výpočetní tomografie a magnetická rezonance.

Z hlediska historického vývoje některé diagnostické metody zanikají a jsou nahrazovány novými. Zmapovat vývoj všech radiodiagnostických metod by značně ovlivnil doporučený rozsah práce. Z tohoto důvodu se tato práce bude zabývat ultrasonografií, výpočetní tomografií a magnetickou rezonancí. Pro tvorbu bakalářské práce byly položeny tyto otázky:

1. Jaký byl historický a technický vývoj diagnostického zobrazování v ultrasonografii?
2. Jaký byl historický a technický vývoj radiodiagnostických přístrojů pro výpočetní tomografii?

3. Jaký byl historický vývoj v oblasti diagnostického zobrazování pomocí magnetické rezonance?
4. Jaké jsou výhody a nevýhody zkoumaných diagnostických zobrazovacích metod?

V souladu s položenými otázkami byly stanoveny tyto cíle práce:

1. Představit historický vývoj a technický pokrok v oblasti sonografického zobrazování.
2. Ukázat technický vývoj radiodiagnostických přístrojů pro výpočetní tomografii.
3. Zmapovat vývoj v oblasti diagnostického zobrazování pomocí magnetické rezonance.
4. Uvést výhody a nevýhody u všech zmiňovaných zobrazovacích metod.

Pro splnění cílů byla vyhledána tato vstupní odborná literatura:

HRAZDIRA, Ivo. Biofyzikální základy ultrasonografie. 1. vyd. Olomouc: Vydavatelství Univerzity Palackého v Olomouci, 2011. 69 s. čz 2011/560. ISBN 978-80-244-2895-6.

DRASTICH, Aleš. Tomografické zobrazovací systémy. Skripta. Brno: VUT FEKT, ÚBEMI, 2004. 208 s. ISBN: 80-214-2788-4.

VOMÁČKA, Jaroslav, Josef NEKULA a Jiří KOZÁK. Zobrazovací metody pro radiologické asistenty. 1. vyd. V Olomouci: Univerzita Palackého, 2012, 153 s. ISBN 978-80-244-3126-0.

Přehled informací a poznatků o historickém vývoji diagnostického zobrazování v oblasti sonografie, výpočetní tomografie a magnetické rezonance byl vypracován na základě vyhledávání v odborných publikacích. Byly použity i internetové vyhledávače Google Scholar a Google Advanced Search. Pro vyhledávání byly využity i odborné databáze přístupné on-line prostřednictvím počítačové sítě Univerzity Palackého v Olomouci (MEDLINE), české odborné časopisy (Česká radiologie, Zdravotnické noviny) a internetové zdroje. Jako klíčová slova byly použity výrazy ultrazvuková vlna, ultrasonografie, klasická tomografie, výpočetní tomografie, multidetektorová tomografie, magnetická rezonance. Pomocí klíčových slov bylo nalezeno 36 článků, pro potřeby této práce jich bylo použito 22. Vyhledávacím jazykem

byla zvolena čeština. Vzhledem k tomu, že se práce věnuje zmapování historie diagnostického zobrazování, nebylo období vyhledávání omezeno časově.

1. Ultrasonografie

Diagnostický ultrazvuk je zobrazovací metoda, která využívá ultrazvukového vlnění o vysoké frekvenci pro anatomické zobrazení tkání a orgánů ve vyšetřované oblasti lidského těla. Historický vývoj v oblasti poznání ultrazvukového vlnění začíná koncem 18. století, kdy si italský biolog Spallanzani při studiu letu netopýrů všiml, že se dokážou obratně vyhýbat překážkám i v úplné tmě. Ve své knize z roku 1794 vyslovil hypotézu, že tato vlastnost nesouvisí se zrakovým vjemem, ale s dosud neznámými, lidským uchem neslyšitelnými zvukovými vibracemi. Tuto hypotézu potvrdili o 250 let později zoologové Galambos a Griffin. V roce 1847 se podařilo anglickému fyzikovi Jamesovi Prescottovi Joulovi jako prvnímu ultrazvuk uměle vygenerovat. Pomocí magnetostrikce dosáhl frekvence až 200kHz. V roce 1880 sestrojil britský psycholog a antropolog sir Francis Galton píšťalu, která generovala zvuk o frekvenci 40kHz a vyzoroval, že ho jsou schopni vnímat psi, ačkoliv je pro lidské ucho neslyšitelný. Převratným objevem v historii ultrazvuku se stal v roce 1880 objev bratrů Jacqua a Pierra Curie. Popsali piezoelektrický jev – vznik volného elektrického náboje na povrchu krystalu jako důsledek působení tlaku. Popsali i děj opačný – deformace krystalu v elektrickém poli. Střídavé přívádění kladného a záporného elektrického náboje na povrch krystalu způsobovalo jeho smršťování a roztahování. Tento objev umožnil generovat ultrazvukové vlnění o podstatně vyšších frekvencích, než umožňovaly píšťaly a magnetostrikce (řádově MHz). První piezoelektrický měnič je připisován francouzskému fyzikovi Paulu Langevinovi, který jej sestrojil v roce 1916. Piezoelektrický zdroj se dal dobře využít pro vyzařování ultrazvukových vln do kapalného prostředí a elektrické vlastnosti vln umožnily přesně regulovat jejich výkon. Stejný princip byl současně využit i pro měření intenzity ultrazvuku.

V roce 1918 si dali Paul Langevin a Constantin Chilowsky patentovat systém pro podmořskou ultrazvukovou echolokaci. Tento systém byl schopen vyhledávat neviditelné překážky pomocí odraženého ultrazvukového vlnění. V civilní oblasti se patent uplatnil jako výstražný systém lodí před blížícími se ledovci. Ve vojenské oblasti se uplatnil jako vyhledávací systém pro nepřátelské ponorky. Stal se také odrazovým můstkem pro vývoj moderních technických a lékařských ultrazvukových diagnostických systémů. Ultrazvukové systémy byly ovlivněny rychlým rozvojem elektrotechniky. Především generátory vysokofrekvenčního elektrického proudu

a elektronické zesilovače byly nutnou podmínkou pro další technický pokrok. Rozhodující význam pro lékařské zobrazování měl výzkum amerického vědce F. A. Firestonea. Jeho ultrazvukový odrazový reflektoskop byl vybaven osciloskopem, na jehož obrazovce bylo možné vidět odrazy ultrazvukových vln od akustických rozhraní (patenty v USA 1942, 1943). Tento přístroj se stal předchůdcem dnešních diagnostických ultrazvukových systémů. V roce 1937 ohlásil svou metodu elektrické detekce prošlého ultrazvuku rakouský vědec Karl Theodore Dussik. Svou průchodovou metodu, zvanou hyperfonografie, využíval pro zobrazení mozkových komor a pro detekci tumorů mozku. Výsledky Dussikovy práce převzaly výzkumné laboratoře Siemens. Skotský profesor Ian Donald rozvinul metody hlavně v porodnictví počátkem 50. let. Odrazovou metodu detekce ultrazvuku zavedli do medicíny D. Ludwig a F. W. Struthers v roce 1949. Podařilo se jim získat odrazy od cizích těles a žlučových kamenů v těle. V roce 1950 bylo poprvé popsáno zařízení pro dvojrozměrné zobrazení Johnem Julianem Wildem, který pracoval jako asistent na katedře chirurgie univerzity v Minnesotě. Počátkem roku 1951 spolu s Johnem Reidem (elektrotechnik) sestavili první nemocniční „echograph“. Pomocí tohoto přístroje získávali klinické důkazy o diferenciální povaze odrazu ultrazvukových vln od nádorových tkání. Výsledky svých prací veřejně publikovali v roce 1952 (Obstetric Ultrasound, 2006). V téže roce představili svůj pulz – echo skener také americký lékař Douglass Howry spolu se dvěma inženýry Roderickem Blissem a Geraldem Posakonem. Přístroj se nazýval somacope (příloha 1) a získané obrazy se nazývaly somagramy (příloha 2) (Obstetric Ultrasound, 2006).

Dalším významným milníkem byl v roce 1955 Jaffeho objev syntetického piezoelektrického materiálu. Tyto keramické elektrostrikční materiály (olovnatý zirkonát titanát, bariem titanát) a později monokrystaly (lithium niobát) zcela nahradily přírodní materiály. Byly z nich sestaveny citlivé a výkonné ultrazvukové měniče - sondy (Čech, 1982). Začátkem 60. let se ve Velké Británii a v Japonsku začaly vyrábět první komerčně dostupné lékařské ultrazvukové přístroje pro dvojrozměrné zobrazování. Ve stejném časovém období se začaly objevovat i první ultrazvukové metody založené na Dopplerově principu. Tento princip popsal rakouský fyzik Christian Andreas Doppler již v roce 1842. Metody umožňovaly zjistit směr a rychlost pohybu struktur odrážejících ultrazvuk. První aplikace v medicínské praxi se týkaly detekce pohybu srdečního svalu. Tímto výzkumem se zabýval japonský fyzik Shigeo Satomura (institut pro vědecký a průmyslový výzkum v Osace), který první výsledky svých

měření zveřejnil v roce 1955. Zabýval se i dopplerovským měřením rychlosti toku krve a výsledky svých prací zveřejnil v roce 1959. Završení vývoje ultrazvukových systémů sepsal ve své práci F. E. Barbera a spolupracovníci, vydané v roce 1974. Je v ní popsán duplexní systém, který spojuje výhody dvojrozměrného zobrazení s měřením Dopplerovského signálu rychlosti proudění krve (Wikipedia, 2013).

Od konce osmdesátých let 20. století se začal ultrazvuk prosazovat do popředí zobrazovacích metod díky své minimální rizikovosti a dobré dostupnosti. Je součástí rychlého diagnostického vyšetření. Je běžně dostupný v nemocničních zařízeních i v každé odborné ambulanci. Jeho přístrojové vybavení odpovídá specializaci, pro kterou se používá.

1.1 Historický vývoj v České Republice

Studium ultrazvuku má u nás poměrně dlouhou tradici. První vědecké práce o biologických účincích ultrazvuku na rostlinný materiál byly publikovány na začátku 40. let 20. století. Jejich autory byli významní brněnští lékaři a vědci F. Herčík, J. Špryndrich, T. Martinec a M. Hrdlička. Již o něco dříve publikovala své poznatky o technických a biologických aspektech ultrazvuku J. Šimonová – Čeřovská.

V prosinci 1953 vyšel článek profesora Milana Jirsy (Fakulta všeobecného lékařství Univerzity Karlovy) pojednávající o jednom z prvních diagnostických využití ultrazvuku v medicíně. Profesor Jirsa mohl být v Čechách opravdu první, kdo se díval na orgány dutiny břišní. Přivezl tehdy ultrazvukový defektoskop z ČKD a díval se, jak vypadá pohled do břicha, na stehno a jak vypadá skleněná tyčinka vložená do jater na patologii. O tom pak napsal do Časopisu lékařů českých (Medical tribune cz, 2012).

Tradici výzkumu biofyzikální účinků ultrazvuku převzal nynější biofyzikální ústav lékařské fakulty Masarykovy univerzity. Nejvíce prioritních výsledků bylo získáno v kolektivech vedených I. Hrazdirou. Profesor Hrazdira patří v ČR k hlavním organizátorům odborného „ultrazvukového života“. Je předsedou Sekce pro ultrazvuk v biologii a lékařství v rámci Biologické společnosti při AVČR. Mezinárodním uznáním jeho přínosu ke studiu biologických účinků ultrazvuku je jeho dlouhodobé členství v odborné skupině pro bezpečnost ultrazvukových aplikací při Evropské Federaci společností pro ultrazvuk v medicíně a biologii (EFSUMB).

V 60. letech dosáhly mezinárodního uznání práce E. Černého v oblasti ultrazvukové léčby Ménirovy choroby. V mezinárodním měřítku vynikli také

J. Vanýsek a J. Preisová. Oba se zaměřili na oblast ultrazvukového vyšetření oka – detekce cizích těles v oku, rok 1955. Velké zásluhy o rozvoj ultrazvukové diagnostiky u nás patří také E. Čechovi (ultrasonografie v porodnictví) a M. Nevrtalovi (dopplerovské metody). Profesor E. Čech napsal první knihu o ultrazvuku v porodnictví a ta byla vydána v roce 1982.

Od druhé poloviny 60. let byla ultrazvuková diagnostická zařízení vyvíjena přímo na FE VUT v Brně. Zdejší vědecký tým výrazně přispěl k rozvoji ultrazvukové měřicí techniky. V oblasti výzkumu ultrazvukové kavitace a jejich teoretických modelů dosáhl mezinárodního uznání tým O. Taraby a L. Samka na elektrotechnické fakultě ČVUT Praha (Mornstein, 1998).

1.2 Zvuková vlna a fyzikální principy diagnostického ultrazvuku

Pokud je částice tkáně stimulována ke kmitání kolem její střední polohy, potom se toto kmitání přenáší na sousední částice tkáně, z těchto zase na další a tak dále. Takto se přenáší z jedné částice na druhou pohybová energie, která se v prostředí šíří ve tvaru sinusoidy. Toto plynulé vedení kinetické energie se nazývá pokračující **vlna**. Ve hmotě při tom dochází střídavě ke kompresi a expanzi částic. Vzdálenost mezi dvěma fázemi komprese nebo dvěma fázemi expanze se označuje jako vlnová délka λ . Ultrazvukem rozumíme mechanické kmity o frekvenci vyšší než je frekvenční mez slyšitelnosti lidského ucha, tedy vyšší než 20 kHz. Zvukové vlnění používané v medicínské diagnostice se pohybuje ve frekvenčním pásmu od 1 – 20 MHz. Částice tkáně mohou obecně kmitat buď podélně, nebo kolmo na směr šíření zvukového vlnění. Z tohoto důvodu rozlišujeme vlnění longitudinální (podélné, podél směru šíření vlnění) a transverzální vlnění (příčné, kolmo na směr šíření). V plynech a tekutinách se může šířit pouze formou vlnění podélného a fyzikální charakter biologické tkáně lze přirovnat k husté tekutině. Platí, že čím je tkáň pevnější, tím vyšší je rychlost šíření zvuku. Průměrná rychlost šíření zvuku v měkkých tkáních lidského těla je 1540 m/s. Seznam rychlosti zvuku v různých tkáních ukazuje tabulka 1.

Tabulka 1: Hustota lidských tkání a rozdílné hodnoty rychlosti zvuku v nich

Tkáň	Rychlost zvuku m/s	Hustota g/cm ³
Tuk	1470	0,970
Sval	1568	1,040
Játra	1540	1,055
Mozek	1530	1,020
Kost (kompaktní)	3600	1,700
Voda (20°C)	1492	0,9982
Vzduch	331	0,00013

Zdroj: C.F. Dietrich a kol, 2008, s. 2

Každé prostředí, ať živé či neživé, je z akustického hlediska charakterizováno několika parametry. Pro šíření ultrazvuku ve tkáních platí zákony vlnové optiky. Jsou to tyto fyzikální jevy:

- **Odraz**

Narazí-li ultrazvuková vlna při průchodu lidským tělem *kolmo* na hranici mezi dvěma orgány tvořenými tkáněmi s rozdílnými akustickými impedancemi, přejde větší část vlny do druhého orgánu a menší část vlny se od této hranice odrazí (reflexe) a vrací se zpět k ultrazvukové sondě. Akustická impedance je odpor, který klade vyšetřovaná tkáň ultrazvukové vlně. S rostoucím rozdílem mezi impedancemi tkání obou orgánů, roste i intenzita odražené ultrazvukové vlny (Zuna, Poušek, 2007, s. 61).

Síla reflexe je tedy závislá na rozdílu hustot tkání tvořících akustické rozhraní. Například při přechodu z jaterní tkáně do ledvinové tkáně, které mají podobnou hustotu, se na tomto rozhraní odrazí méně než stotisícina vyslané energie. Při přechodu z tukové tkáně do vzduchu je to více než 99% vyslané energie. To znamená téměř totální odraz. Za tímto rozhraním už není k dispozici žádná ultrazvuková energie, která by mohla dále pronikat do tkáně. Ultrazvukem tedy nelze zobrazit například části střeva, které jsou vyplněny plynem nebo plící. Při vyšetření je nutné odstranit vzduchovou vrstvu v místě kontaktu mezi povrchem ultrazvukové sondy a kůží, čehož dosáhneme aplikací kontaktního gelu (C.F. Dietrich a kol, 2008, s. 2).

- **Lom**

Nedopadá-li ultrazvuková vlna na hranici mezi dvěma orgány s tkáněmi o rozdílné akustické impedanci *kolmo*, ale pod *úhlem*, dochází k jejímu lomu. Při přechodu ultrazvukové vlny z prostředí z akusticky hustšího do prostředí akusticky řidšího dochází k lomu ke kolmici. Lom ultrazvukové vlny na hranici mezi orgány nepřispívá k diagnosticky využitelné informaci v reflektovaném signálu, naopak způsobuje jeho nežádoucí deformaci a vede ke vzniku rušivých obrazových artefaktů (Zuna, Poušek, 2007, s. 61).

- **Rozptyl**

Rozhraní mezi tkáněmi různé akustické impedance zpravidla nejsou hladké, ale nerovné. Na těchto nerovných rozhraních není vlnění odraženo přímo, ale je rozptýleno. Jsou-li struktury tkáně menší než vlnová délka vlnění, dochází převážně k rozptylu (Rayleighův rozptyl). Rozptylová echa a jejich interference tvoří typickou hrubě zrnitou echotexturu parenchymových orgánů (speckle – fenomén). Jsou-li struktury tkáně podstatně větší než vlnová délka, dochází k odrazu (C.F. Dietrich a kol, 2008, s. 2).

- **Interference**

Překryjí-li se dvě nebo více zvukových vln, může se stát, že se setkají vlny s odlišnou fází (fáze komprese s fází relaxace), čímž se navzájem oslabí. Podobně mohou reagovat dvě vlny se stejnou fází, přičemž se navzájem zesílí. Tento jev se nazývá interference a prostorové rozložení oblastí zesílení a oslabení se označuje jako struktura interference. Tato struktura interference z velké části určuje vizuální dojem z ultrazvukového obrazu (C.F. Dietrich a kol, 2008, s. 3).

- **Absorpce**

Energie zvukového vlnění postupně slábne podél směru jeho šíření, protože v důsledku vnitřního tření kmitajících molekul je část této energie přeměněna na teplo – zvukové vlnění je tedy absorbováno. Míru absorpce ultrazvuku v jednotlivých tkáních lze vyjádřit pomocí tzv. koeficientu absorpce, který je pro danou frekvenci a danou tkáň specifický. Absorpce (také označována jako útlum či oslabení)

ultrazvukového vlnění je závislá na jeho frekvenci, přičemž vyšší frekvence jsou spojeny s vyšší absorpcí. Pro dosažení vyššího rozlišení zobrazení jsou vyhovující vysoké frekvence ultrazvuku (tedy kratší vlnové délky). Na druhé straně pro zobrazení orgánů uložených hluboko pod povrchem jsou lepší nízké frekvence ultrazvuku s dlouhými vlnovými délkami, protože při nízkých frekvencích dochází k menšímu oslabení echosignálu. Hloubka průniku při užití frekvence 3,5 MHz je zhruba 15 centimetrů a při užití frekvence 7,5 MHz zhruba 5 centimetrů (C.F. Dietrich a kol, 2008, s. 3).

Na některých strukturách může docházet též k **difrakci** (ohybu) ultrazvukových vln, což vede často ke vzniku obrazových artefaktů. V důsledku popsanych fyzikálních jevů neodpovídá ultrazvukový obraz zcela histologické struktuře zobrazované tkáně - označujeme ji jako echostrukturu (Hrazdira, 2011, s. 8).

1.3 Vznik ultrazvukového obrazu a typy zobrazení

Pro diagnostické účely v oblasti medicíny se používá vysokých frekvencí v megahertzové oblasti. Zdrojem ultrazvukových kmitů jsou převážně elektricky buzené piezoelektrické měniče. Diagnostická informace je získána zachycením, zpracováním a zobrazením ultrazvukových signálů, odražených od tkáňových rozhraní. Druhy zobrazení v UZ diagnostice se nazývají mody.

Typy zobrazení

- **A – mod**

Nejjednodušší a nejstarší způsob zobrazení je jednorozměrné zobrazení A (označení A je z anglického slova Amplitude). Amplitudy elektrických signálů vzniklých na ultrazvukové sondě po příjmu echosignálů z jednotlivých rozhraní tkáně jsou zobrazeny na obrazovce v odstupech, které jsou úměrné vzdálenostem jednotlivých akustických rozhraní ve vyšetřované tkáni. Tato metoda nachází v současnosti použití v oblasti oftalmologie (stanovení síly rohovky) a v otorinolaryngologii (neinvazivní diagnostika vedlejších dutin nosních).

- **B – mod**

Rozhodujícím mezníkem ve vývoji ultrazvukových diagnostických metod bylo zavedení dvojrozměrného zobrazení označovaného jako B – mod. Při tomto typu zobrazení nejsou na rozdíl od A – modu amplitudy zobrazeny jako výchylky na osciloskopu, ale jsou zobrazeny na obrazovce jako světelné body (pixely). Jas každého bodu odpovídá intenzitě elektrických signálů, tedy echosignálů. Čím je signál silnější, tím je bod světlejší. Tento postup se označuje jako zobrazení **Brightness** (brightness = jas, svítivost). U moderních ultrazvukových systémů lze zpravidla zobrazit 256 různých stupňů jasu, tzv. stupňů šedi. (příloha 3) (C.F. Dietrich a kol, 2008, s. 4).

- **M – mod**

U původního tzv. statického B – modu vznikal obraz velmi pomalu ručním posunem a nakláněním sondy, tvořené jediným měničem. Tímto způsobem nebylo možno zachytit a posoudit obrazy pohyblivých struktur (srdeční stěny, chlopní apod.). Pro potřeby kardiologického vyšetření byla vypracována metoda M – zobrazení (z anglického slova Time Motion = pohyb v čase). Při zachycení pohybující se struktury A – modem se na obrazovce objeví tzv. plovoucí echo, z něhož je možné rozeznat jen hranice pohybu. Nahrazením výchylek časové základny svítícími body je možné zaznamenat časový průběh jejich vzájemného pohybu (příloha 4) (Hrazdira, 2011, s. 10 - 11).

V současné době se výhradně využívá **B – mod dynamického typu** s rychlým způsobem snímání a širokou stupnicí šedi (256 – 512 stupňů šedi).

1.4 Moderní trendy v ultrasonografii

- **Digitální zpracování obrazu**

V začátcích vývoje ultrazvukových diagnostických metod byly odrazy od tkáňových struktur zpracovávány analogově. Odraz signálu byl v elektroakustickém měniči převeden na elektrický signál. Ten byl dále zpracován a zobrazen na speciálních obrazovkách. Současné ultrazvukové přístroje zpracovávají zachycená echa pomocí počítačové technologie. Analogovou část přístroje tvoří detekční systém. Následuje analogově digitální převodník, který převede elektrický signál do číselné podoby. Výhodou počítačové technologie je především možnost programování. Je možné

naprogramovat optimální podmínky pro jednotlivá vyšetření (preprocessing) a dodatečně upravovat zachycený obraz (postprocessing). Další možností je ukládání obrazu na vhodná paměťová média nebo uskutečnit jeho přenos v rámci internetu (Hrazdira, 2011, s. 11).

- **Harmonické zobrazení**

V současnosti je běžně využívané harmonické zobrazování, které pracuje s odrazy, jež jsou násobky nosné frekvence vysílané při odrazech na tkáňových rozhraních. Asi 20 - 25 % pacientů je konvenčním dvourozměrným ultrazvukovým zobrazením obtížně vyšetřitelných. K dosažení hodnotitelného obrazu je nutno výrazně zvýšit akustický výkon vysílaných ultrazvukových impulsů a prodloužit dobu vyšetření. Signifikantního zvýšení kvality obrazu u těchto pacientů a zvýšení kontrastního rozlišení u všech ostatních lze dosáhnout i bez aplikace kontrastních látek, a to pomocí tzv. **přirozeného harmonického zobrazení** (příloha 5, 6). Tato nová technologie zobrazení je do praxe zaváděna v posledních letech. Někteří významní odborníci v ultrazvukové diagnostice přirovnávají tuto technologii zpracování obrazu významem k barevnému dopplerovskému zobrazení.

Princip metody: do tkáně je vyslán intenzivní ultrazvukový impuls o základní frekvenci f_0 . Přijímač však nezachycuje odrazy této základní frekvence, nýbrž kmity harmonické o frekvenci $2f_0$. Tyto kmity jsou pak dále obrazově zpracovávány. Harmonické kmitočty vznikají přímo ve tkáňových strukturách v důsledku nelineárního šíření ultrazvukového budícího impulsu. Realizace výše uvedeného principu je složitá. Energie harmonických kmitů, vznikajících ve tkáních, je ve srovnání s energií vysílaného impulsu velmi nízká. Jejich efektivní využití pro vznik obrazové informace předpokládá velký dynamický rozsah zesílení a dokonalé potlačení odrazů v oblasti vysílané základní frekvence. Je nutné použití širokopásmových měničů s dostatečnou citlivostí. Klinický přínos přirozeného harmonického zobrazení tkání spočívá:

- a) v možnosti dokonalého vyšetření pacientů s nadváhou,
- b) ve zkrácení doby vyšetření těchto pacientů,
- c) ve zvýšení kontrastu při zachování laterální rozlišovací schopnosti u běžných pacientů.

- **Panoramatické zobrazení**

Tato obrazová technika umožňuje souvislé sejmutí obrazu tkáně nebo orgánu v požadovaném směru a jeho převedení do paměti přístroje. Vznikne tak prodloužený pohled, který umožňuje posouzení rozměrů i morfologie celé vyšetřované oblasti. Používá se zejména při vyšetřování parenchymových orgánů na krku (příloha 7) (Hrazdira, 2011, s. 14).

- **Ultrazvuková elastografie**

Je nová zobrazovací technika napodobující palpaci. Vychází ze skutečnosti, že patologie ve tkáni se projeví změněnými mechanickými vlastnostmi, především změnou tuhosti. Tumory, zejména zhoubné, mají 5 – 28x nižší elasticitu než okolní tkáně. Zobrazení elastických vlastností tkání probíhá ve dvou fázích. V první fázi je rozsah posunutí tkání zjišťován pomocí ultrazvukových signálů odražených z vyšetřované oblasti před a po kompresi. Ve druhé fázi je rekonstruováno zobrazení skutečněného posunutí jednotlivých tkáňových struktur podle jejich mechanických vlastností. To je kódováno barevně. Měkké tkáně se většinou zobrazují žlutě až zeleně, tuhá ložiska červeně až modře (příloha 8). V posledních letech se vyvíjí nová technologie označovaná jako elastografie střížnými vlnami (SWE – Shear Wave Elastography). Ta místo tlakového účinku sondy využívá radiační síly ultrazvukové vlny. Akustické komprese je dosaženo dlouhými opakovanými fokusovanými pulsy podél zobrazovací linie. Akustické střížné vlny se šíří mnohem pomaleji než podélné tlakové vlny a jejich rychlost je úměrná elasticitě tkáně (Youngův modul). Částice elastického prostředí se pohybují v rozmezí jen několika mikrometrů. Zobrazení tohoto pohybu vyžaduje speciální zobrazovací mód, označovaný jako supersonické zobrazení. Informace o tkáňové elasticitě je kvantitativní a barevné spektrum je kalibrováno v kPa (příloha 9) (Hrazdira, 2011, s. 15 - 17).

- **Trojrozměrné (3D/4D) zobrazení**

Obecně je nevýhodou všech zobrazovacích metod ztráta jednoho rozměru. Ultrazvuková technika se snaží tento nedostatek odstranit změnou snímané roviny během vlastního zobrazení. Toho je dosaženo pohybem sondy v průběhu snímání obrazu. Sondou se během snímání může lineárně posunovat, naklánět nebo rotovat. Údaje o odrazech v jednotlivých rovinách jsou převedeny do paměti počítače. Ten provede matematickou rekonstrukci objemového obrazu ze sekvence plošných obrazů. Této sekvence se dosáhne pomocí speciální 3D sondy nebo pomocí běžné 2D sondy jejím lineárním posunem či náklonem.

Technologie rekonstrukce obrazu je obdobná jako u jiných moderních tomografických metod (příloha 10).

Nevýhodou dosavadních systémů 3D zobrazení je příliš dlouhý čas, nutný k rekonstrukci zvoleného obrazu. V současné době se vyvíjejí systémy trojrozměrného zobrazení pracující v reálném čase. Používá se pro ně označení 4D zobrazení, přičemž čtvrtým rozměrem se rozumí velmi krátký časový úsek, potřebný k rekonstrukci obrazu. Tento typ 3D zobrazení bude nesporně výrazným rozšířením diagnostických možností ultrasonografie.

- **Dopplerovské zobrazení**

Dopplerův jev představuje základ pro všechny dopplerovské techniky. Je nazván po svém objeviteli, rakouském fyzikovi Johannovi Christianovi Dopplerovi. Jev byl popsán již v roce 1842. Doppler zjistil, že světlo hvězd, které se přibližují směrem k zemi, se posouvá do oblasti modré barvy, tedy k menším vlnovým délkám a vyšším frekvencím. Podobně se světlo hvězd vzdalujících se od země mění ve směru k červené barvě (C.F. Dietrich a kol, 2008, s. 14).

Tento efekt byl popsán i u zvukového vlnění – pokud se zmenšuje vzdálenost mezi zdrojem vlnění a pozorovatelem, tak pozorovatel vnímá vlnění o vyšší frekvenci. Zvětšuje – li se vzdálenost od zdroje vlnění, pak pozorovatel vnímá frekvenci nižší, než byla frekvence původně vyslaného vlnění (např. průjezd houkající sanitky či závodního automobilu). Měřitelný je tzv. dopplerovský posuv, což je rozdíl frekvencí vysílaného a přijímaného ultrazvukového vlnění. V případě medicínského zobrazování umožňuje dopplerovská sonografie sledovat rychlost a směr pohybu krve v krevním řečišti. (Česká radiologie, 2004, s. 339 – 340).

Základním typem dopplerovského záznamu je záznam kontinuální a pulzní. Liší se ve způsobu získávání signálů. **Kontinuální** (CW = Continuous Wave) je technicky méně náročný. Využívá dvou oddělených krystalů ultrazvukové sondy, z nichž jeden slouží jako kontinuální vysílač a druhý současně nepřetržitě přijímá přicházející echo signály. U tohoto typu nelze přesně vymezit místo detekce odraženého signálu. Jsou zachycovány signály toku vycházející z různých hloubek a není dobře možné odlišit rychlosti toku v jednotlivých cévách. V současné době jsou tyto systémy konstruovány jen jako směrové a jsou určeny k detekci a měření toku především v povrchově

uložených cévách. **Pulzní** (PW = Pulsed Wave) záznam umožňuje měřit rychlost proudění selektivně na jistém místě. Pro vysílání a přijímání impulzů slouží jediný společný krystal ve vyšetřovací sondě. Ten vysílá do těla impulsy v krátkých časových odstupech a to umožní přesně určit místo, ze kterého záznam měříme. Děje se tak pomocí tzv. vzorkovacího objemu, který lze umístit do zobrazované cévy (Česká radiologie, 2004, roč. 58, č.5, str. 340).

Úzký vzorkovací objem umístěný do středu artérie měří maximální rychlost toku krve. Vzorkovací objem, který zahrnuje celý průměr cévy, umožňuje měření průměrné rychlosti. Výhodou této metody je možnost měření rychlostních parametrů ve zvolené hloubce bez negativního ovlivňování toků v jiných cévách (Hrazdira, 2011, s. 24).

Modernější variantou dopplerovského zobrazování je **barevný záznam**. Pro barevné kódování proudění (CFM – Colour Flow Mapping) se využívá střední rychlosti toku. Tok od sondy má modrou barvu, tok k sondě červenou. Jas barvy je funkcí rychlosti toku a turbulence se zobrazuje přidáním barvy zelené.

Duplexní a triplexní metody zobrazení

Duplexní ultrasonografické zobrazení je kombinací dvojrozměrného dynamického zobrazení a impulsního dopplerovského měření rychlosti. Triplexní ultrasonografie je kombinací B – modu s barevným a spektrálním typem dopplerovského záznamu (Hrazdira, 2011, s. 26 – 27).

Základem novějšího typu zobrazení je zobrazení energie dopplerovského signálu označovaná jako energetický doppler – ED. Toto zobrazení bývá nazýváno „colour doppler energy“ nebo také „doppler angio“ a má vyšší citlivost než barevný dopplerovský záznam. Tato metoda umožňuje zobrazení i velmi pomalých toků a je proto předurčena k zobrazování perfuze orgánů a tkání. Tok u této metody je kódován nejčastěji odstíny oranžové barvy. Nevýhodou této metody jsou chybějící informace o směru toku.

Nová diagnostická ultrazvuková metoda založená na kombinaci zobrazení krevního toku i tkáňových struktur v reálném čase se nazývá **B-flow** (označovaná též jako dynamický tok v B-modu). Je založena na širokopásmové dopplerovské technologii. Diagnostická informace o cévní struktuře, perfuzi a typu leze je zobrazena s vysokým prostorovým, kontrastním i časovým rozlišením. Hlavní výhodou této technologie oproti barevným zobrazovacím

metodám je, že nepřebarvuje hranice cévních stěn a lépe zobrazuje skutečnou cévní strukturu. Metoda je velmi citlivá k zobrazení pomalých toků.

Nejnovější dopplerovská zobrazovací modalita nazývaná **barevné zobrazení tkání** (Tissue Doppler Imaging) umožňuje získat barevnou informaci o rychlosti a směru pohybu tkání. Byla vyvinuta v roce 1994. Tato metoda je zcela digitalizovaná a jsou jí vybaveny špičkové ultrasonografické přístroje jen několika světových firem. Dopplerovské zobrazení tkání nachází uplatnění především v kardiologii, sonoangiologii a lze předpokládat, že tato metoda nalezne uplatnění také v ortopedii při posuzování svalové kontrakce a pohybů šlach (Hrazdira, 2011, s. 30).

- **Alternativní ultrazvukové metody**

- **vibro–akustikografie** – využívá dvou ultrazvukových paprsků s mírně odlišnou frekvencí, které jsou směřovány na zobrazované ložisko. Interferencí těchto dvou paprsků dojde k vibraci ložiska nízkou frekvencí a tu lze zachytit citlivým mikrofonem.
- **akustická mikroskopie** – je schopna s pomocí malých sond o velmi vysoké frekvenci (30 – 100 MHz) posoudit mikroskopické složení tkáně. Byly již publikovány výsledky studií se zobrazením žaludeční sliznice, povrchu kůže či oka (Česká radiologie, 2004, s. 341 – 342).

- **Endoluminální ultrazvukové zobrazení**

Miniaturizace sond umožňuje intravaskulární zobrazení s podrobným zobrazením stěny cévy a její přesné charakteristiky, a to i blízkého okolí. Miniaturní měniče o vysokých kmitočtech (20-40MHz) jsou zaváděny jak do cév, tak i do dutých orgánů. Vysoká rozlišovací schopnost zajišťuje detekci i drobných patologických změn (Česká radiologie, 2004, s. 341 – 342).

- **Intervenční sonografie**

Ultrazvuk je ideální metodou k navádění intervenčních výkonů díky své dostupnosti, ceně i zobrazování v reálném čase. Existuje řada speciálních nástavců na sondy i příslušného instrumentária. Intervenční sonografií rozumíme odebrání vzorku tkáně tenkou punkční jehlou, odsátí obsahu cysty nebo abscesu nebo zavedení tenkého katétru. Na ultrazvukových pracovištích se běžně provádějí biopsie či drenáže pod ultrazvukovou kontrolou. Výjimkou není

ani sledování termoablace či endoskopické výkony pod ultrazvukovou kontrolou (Česká radiologie, 2004, s. 341 – 342).

- **UZ zobrazení pomocí kontrastních látek**

Kontrastní látky se začaly v ultrazvukovém zobrazování používat až v 90. letech minulého století. Zvyšují amplitudu dopplerovského signálu a zlepšují zobrazení cévního zásobení až na úroveň nejmenších cév. Jejich základem jsou mikrobubliny. Rozlišujeme preparáty se vzduchem (produkty první generace) a preparáty s obtížně rozpustnými plyny (produkty druhé generace). Velikost mikrobublin je 2 - 10 mikrometrů a je porovnatelná s velikostí erytrocytů. Na rozdíl od běžných CT a MR kontrastních látek nepronikají tyto mikrobubliny do intersticiální tekutiny, ale zůstávají v krevním řečišti. Jedná se tedy o tzv. kontrastní látky v krevním poolu (blood - pool kontrast). Jsou efektivnímu odražení a zvyšují echogenitu krve (C.F. Dietrich a kol, 2008, s. 26).

1.5 Přístrojové vybavení a ultrazvukové sondy

Ultrazvukový diagnostický přístroj je zařízení, které slouží k vytváření tomografických obrazů vyšetřované tkáně. Podle zpoždění odrazu ultrazvukového signálu poskytuje informaci o hloubce odrazu. Výška amplitudy odraženého signálu poskytuje informaci o odrazivosti zkoumané struktury. Současné ultrasonografy jsou plně digitalizovány. Počítačová technologie umožňuje předprogramování optimálních podmínek pro jednotlivá vyšetření, dodatečné zpracování a manipulaci s obrazem a uložení obrazu i textu na vhodné paměťové médium. Je možný i přímý přenos do nemocniční počítačové sítě (příloha 11).

Ultrasonograf se skládá z těchto součástí:

- Monitor (obrazovka)
- Samostatná elektronická jednotka s ovládacím panelem
- Vyšetřovací sondy s kabeláží
- Záznamová jednotka

Umístění jednotlivých ovládacích prvků na panelu přístroje se liší podle jednotlivých výrobců i typu přístroje a je uvedeno v uživatelském manuálu. Monitor se nachází v centru zorného pole vyšetřujícího, pod ním jsou umístěny jednotlivé ovládací prvky v podobě tlačítek, otočných prvků a klávesnice. Špičkové přístroje mají zabudován

program pro automatickou kompenzaci zesílení (snížení zesílení odrazů z blízké oblasti a zvýšení zesílení ze vzdálené oblasti). Kompenzaci tohoto zesílení zajišťují prvky označené TGC (Time Gain Compensation). Dalším důležitým regulačním prvkem na ovládacím panelu je kulový ovladač (trackball). Tento multifunkční prvek podle zvolené funkce ovládá pohyb po obrazovce (pohybuje vzorkovacím objemem, mění polohu a velikost barevného sektoru, pohybuje značkami kaliperu apod.). Další součástí panelu je klávesnice, pomocí které se zadávají identifikační údaje pacienta a provádí se popis vyšetření. Dalšími důležitými ovládacími prvky jsou tlačítka pro manipulaci s obrazem (zmrazení, zvětšení, zdvojení) a tlačítka, které ovládají videotiskárnu a záznam na zvolené paměťové médium. Výběr přístroje se řídí podle konkrétní potřeby nemocnice, kliniky nebo odborných soukromých praxí. Může být pojízdný nebo přenosný (Hrazdira, 2011, s. 35 – 39).

Vyšetřovací sondy prošly složitým technickým vývojem. Nejstarší ultrazvukové přístroje pracovaly s mechanickou jednoměničovou sondou. Současné moderní přístroje pracují s mnohoměničovými sondami s analogově digitálními převodníky. Používají se širokopásmové vyšetřovací sondy, obsahující piezokrystaly. Podle tvaru ultrazvukového obrazu rozlišujeme sondy lineární, konvexní a sektorové.

Lineární sondy (linear – array) – tento typ sondy má krystalové elementy uspořádané vedle sebe na rovném řádku. Počet elementů jedné lineární sondy je 60 – 196. Jejich frekvenční pásmo leží mezi 5 – 15 MHz. Používají se pro vyšetřování povrchově uložených orgánů. V kombinaci s dopplerovskými technikami pro vyšetřování cév.

Konvexní sondy (curved – array) představují určitou formu lineárních sond. Rozdíl je v konvexním uspořádání řady krystalů, která vytvoří vějířovité ultrazvukové pole. Úhel pole je většinou 60 – 90 stupňů. Počet elementů v sondě je minimálně 96 a jejich frekvenční pásmo leží mezi 2,5 – 9 MHz. Nejčastěji se používají pro vyšetření břicha a pánve.

Sektorové sondy mají poloměr menší než sondy konvexní, menší než 25 mm. Sektorový úhel je menší než 90 stupňů. Předností těchto sond je akustický řez vyšetřovanou oblastí z malé vstupní plochy. Využívají se především při transtorakálním vyšetření srdce nebo při vyšetřování jaterní krajiny přes interkostální prostory.

Fázově řízené sondy (phased – array) také vytváří sektorové pole. Mají malou kontaktní plochu 12 – 20 mm a počet elementů 64 – 128. Sektorový úhel leží mezi 80° – 90°, frekvenční pásmo 2 – 7 MHz. Tyto sondy se uplatňují především v kardiologii a transkraniální sonografii (příloha 12) (C.F. Dietrich a kol, 2008, s. 10).

Maticové sondy (matrix transducers) – v současné době poskytují nejlepší obraz. Jsou tvořeny velkým počtem miniaturizovaných piezoelektrických elementů, které vysílají širokopásmový signál. Vysílací elementy jsou umístěny v centru, přijímacích elementů je dvakrát více a jsou na celé ploše matice. Kvalita ultrazvukového obrazu je vysoká, ale vysoká je i pořizovací cena.

Mezi speciální typy sond řadíme sondy endokavitární a endosonografické. Pomocí endokavitárních sond se vyšetřují orgány ležící v blízkosti přístupných tělesných dutin. Patří zde sondy transvaginální (vyšetření orgánů malé pánve u žen), transrektální (vyšetření rekta a prostaty), transesofageální (vyšetření srdce, umožňuje získat obraz srdce tzv. „ze zadu“), peroperační a laparoskopické (používány během chirurgických zákroků), endoluminální (jsou zaváděné katétrů do tenkých dutých orgánů k zobrazení jejich stěn). Endosonografické sondy jsou speciálním typem sond, které spojují výhody endoskopického a ultrazvukového vyšetření. Patří sem sondy endovaginální endorektální, endovezikální, esofageální a další.

1.6 Výhody a nevýhody ultrazvukového vyšetření

Výhody ultrazvukového vyšetření:

- jedná se o široce použitelné, snadno aplikovatelné a neinvazivní vyšetření
- malá časová náročnost
- vyšetření probíhá v přímém kontaktu lékaře a pacienta
- lze provést u lůžka nemocného
- cena ultrazvukového vyšetření je mnohem menší než cena vyšetření pomocí srovnatelných zobrazovacích metod
- nevyžaduje ozáření pacienta ionizačním zářením
- dobře zobrazuje měkké tkáně
- je možné provést bez přípravy pacienta na vyšetření
- možnost opakovaných kontrolních vyšetření
- v současnosti nejsou známa žádná závažná rizika nebo vedlejší účinky ultrazvukových vyšetření pro dospělého člověka, ani pro dítě či nenarozený plod.

Nevýhody ultrazvukového vyšetření:

- Sonografie není příliš vhodná pro zobrazování střev, protože ultrazvukové vlny jsou plynným prostředím odraženy. V tomto případě se často využívá vyšetření pomocí počítačové tomografie, eventuálně magnetické rezonance.
- Ultrazvukové vlny nepronikají kostmi. K zobrazování kostí se využívá rentgenové záření.
- Sonografie je nevhodná pro zobrazení mozkové tkáně (využívá se magnetická rezonance), pouze u dětí lze použít v rámci echoencefalografie (Havlík, 2011).
- Možné riziko poškození tkáně teplem. Ohřev tkáně během vyšetření je dán absorpcí akustické energie a její přeměnou na teplo. Tkáně dospělého člověka mohou být poškozeny zvýšením teploty nad 41°C. Embryonální tkáně jsou citlivější a teplotní mez je pro ně 39,5°C. Teplotní rozmezí mezi 37°C – 39°C je oblast bezpečná. Tento teplotní index (TI) je nutno zohledňovat především při porodnických a pediatrických aplikacích.
- Možné riziko poškození ultrazvukovou kavitací – mechanický index (MI). Jedná se o vznik bublin v podtlakové fázi ultrazvukové vlny. Kavítace může nastat až při určité hladině ultrazvukové intenzity. Možnost jejího vzniku zvyšuje aplikace echo kontrastních látek.
- Možnost chybně provedeného ultrazvukového vyšetření.
- Možnost chybné interpretace zachycených obrazů (Hrazdira, 2011, s. 42 – 44).

2. Výpočetní tomografie

Standardní rentgenová diagnostika prošla v průběhu dvacátého století bouřlivým vývojem. Vedle velkých úspěchů, ale začaly být zřejmé i její nedostatky. Snímek zhotovený pomocí rentgenového záření je dvourozměrným zobrazením trojrozměrného objektu. Orgány, kterými rtg paprsek postupně projde, jsou znázorněny sumárně, jejich obrazy se překrývají. Klasickou metodou tedy nelze získat anatomický řez lidským tělem – tomogram. Ten jako jediný vypovídá o vnitřní struktuře tkání a orgánů lidského těla. Problém dvourozměrného zobrazení trojrozměrného objektu a sumace (superpozice) byl tedy vyřešen pomocí metody, která se nazývá tomografie. Z hlediska historického vývoje jsou známy dva způsoby provedení tomografického vyšetření:

- geometrická (konvenční) tomografie – historie
- výpočetní tomografie – současnost

Konvenční tomografie přinesla do radiodiagnostiky princip zobrazení orgánů v řezu, ve zvolené rovině. Ten se pak dále uplatnil ve výpočetní tomografii, v ultrazvukové diagnostice i u magnetické rezonance. Zdokonalování klasických tomografických přístrojů bylo ukončeno v osmdesátých letech dvacátého století, kdy byly zavedeny do rentgenové diagnostiky počítače, a byl zkonstruován první výpočetní tomografický přístroj. Obrázek konvenčního tomografického přístroje se nachází v příloze 13.

2.1 Historický vývoj metody

Výpočetní tomografie (CT) je rentgenová diagnostická metoda, která zobrazuje anatomickou strukturu lidského těla v transverzální rovině. Metoda využívá schopnosti absorpce RTG záření ve tkáních a následně umožňuje matematicky vyjádřit intenzitu této absorpce. Jedná se o matematickou rekonstrukci obrazu získanou z řady rentgenových projekcí provedených v různých úhlech. Spojení rentgenu s počítačem předcházela řada výzkumných prací. Myšlenka zrekonstruovat trojrozměrný obraz ze sady polí snímaných z různých úhlů sahá již na začátek 20. století. V roce 1917 rakouský matematik Johann Radon vypracoval teorii rekonstrukce dvourozměrného obrazu z jednorozměrných projekcí. Tato Radonova transformace poskytla matematický základ pro výpočetní tomografii. V roce 1956 provedl první praktickou aplikaci Radonových výpočtů australský fyzik a matematik Ronald Newbold Bracewell (mikrovlnná emise ze Slunce). V letech 1961 – 1963 přenesli Oldendorf, Kuhl, Edwards

a Cormack rekonstrukční techniky do medicíny. Jednalo se o teoretické práce z oblasti rentgenové tomografie. V roce 1963 Allan McLeod Cormack z Tuftske Univerzity publikoval v časopise *Journal of Applied Physics* teorii snímkování vrstev, která obsahuje všechny podstatné prvky výpočetní tomografie. Je autorem analytické techniky v rekonstrukci rentgenového obrazu. Revoluční změnu v diagnostickém zobrazování přinesla práce sira Godfreye Newbolda Hounsfielda. Tento britský vědec jako první zkonstruoval výpočetní tomograf. Za objev výpočetní tomografie byla v roce 1979 G. N. Hounsfieldovi a A. M. Cormackovi udělena Nobelova cena za fyziologii a medicínu.

V počátečním Hounsfieldově modelu byl jako zdroj záření použit prvek Americium 95 (zdroj gama záření) a instalováno bylo 160 detektorů. Mezi zářičem a detektory se nacházel objekt, který se otáčel. Informace o množství absorbovaného záření a o poloze zdroje záření s detektorem byly předány počítači. Počítač tyto dílčí informace střídal a byl schopen je vyjádřit v číselné a obrazové formě. Sběr informací trval 9 dnů a rekonstrukce prvního obrazu 2,5 hodiny (příloha 14).

První klinicky využitelný CT skener byl instalován v nemocnici Atkinson – Morley ve Wimbledonu v Anglii roku 1971. Pod dohledem G. N. Hounsfielda a Dr. Jamese Ambrose bylo 1.10.1971 provedeno první klinické vyšetření. Jednalo se o tomografické vyšetření hlavy u pacienta s podezřením na tumor frontálního laloku (příloha 15). Zobrazení jedné vrstvy na tomto prvním CT skeneru firmy EMI trvalo 20 minut. Tento skener mohl snímat pouze mozek.

G. N. Hounsfield pracoval jako konstruktér a fyzik v laboratořích firmy EMI (Elektro - Musical – Instrument). Firma EMI získala mnoho finančních prostředků produkcí gramofonových desek skupiny Beatles a toto silné ekonomické zázemí pak využila ve výzkumu výpočetní tomografie. V roce 1975 uvedla firma EMI na trh celotělový CT skener typ EMI – 7070. Firma EMI sama vyrobila a prodala několik desítek kusů těchto CT přístrojů. V USA na tento vývoj jako první reagovala firma NUCLEAR – OHIO Inc. Její konstruktéři vyvinuli CT skener typu Delta – Scan 50. Přístroj umožňoval snímat dva řezy najednou. V roce 1978 byl instalován na radiologické klinice v Hradci Králové, kde byl v provozu 12 let (Šmoranc, 2004, s. 172 – 174).

Dnešní špičkové CT přístroje jsou výsledkem vývoje v oblasti mechaniky, elektrotechniky a programátorství. Výrobou těchto přístrojů se dnes zabývají světoznámé firmy jako například Siemens, Philips, GE Medical, Toshiba a další.

2.2 Historický a technický vývoj přístrojů CT

Ve více než čtyřicetiletém vývoji těchto přístrojů se v časovém sledu objevují významná technická zdokonalení, ze kterých čerpají dnešní konstruktéři špičkových CT systémů. Z pohledu technických inovací lze tyto systémy rozdělit na:

- konvenční/standardní CT
- helikální/spirální CT
- subsekundové CT
- „real time“ CT
- vícevrstvé „multi-slice“ CT
- rychlé 3D CT (4D CT)

Konvenční/standardní CT

Obvykle se definuje pět až šest generací CT systémů podle typu konstrukce skeneru:

1. **generace** – systém translace / rotace byl zkonstruován Hounsfieldem. K prozáření pacienta byl použit úzký svazek rtg záření z rentgenky, která byla pevně spojená s jedním detektorem. Systém rentgenka – detektor se otáčel kolem pacienta. Účinnost využití svazku rtg záření byla malá a způsob snímání pomalý (na jednu vrstvu bylo zapotřebí přibližně 5 minut).
2. **generace** – systém translace / rotace využíval už větší počet detektorů (až 60) umístěných v jedné řadě na kružnicové výseči proti rentgence. Svazek záření měl tvar úzkého vějíře s malým vrcholovým úhlem vějíře 3°- 15°. Svazek záření překrýval jen část zobrazovaného objektu. Zvýšila se účinnost využití svazku záření a rychlost snímání. Doba snímání jedné tomografické vrstvy se snížila na 10 – 20 sekund. Tyto přístroje byly využitelné nejen v zobrazování hlavy, ale bylo možné je využít i pro celotělové aplikace.
3. **generace** – systém rotace / rotace. Vějířovitý svazek rtg záření překrývá již celou plochu ozařovaného objektu. Vrcholový úhel vějíře svazku záření je 30° - 60°. Prošlé záření je detekováno velkým množstvím detektorů (400 – 1000) umístěných na kruhovém oblouku ve více řadách. Projekce jsou snímány během rotace rentgenky o 360°. Doba snímání jedné vrstvy se snížila na 3 – 5 sekund. Snímá se více řezů současně (multi – slice CT).

4. **generace** – systém stacionární / rotační, využívá umístění detektorů (řádově jsou jich tisíce) po obvodu stacionární části gantry. Rentgenka rotuje uvnitř prstence detektorů. Doba snímání jedné vrstvy se snižuje na jednu sekundu. Do čtvrté generace zařazujeme i přístroje se systémem rotace – nutace. Detektory jsou opět umístěny stacionárně po obvodu gantry, avšak menšího průměru. Rentgenka rotuje vně prstence. Během rotace rovina prstence detektorů před rentgenkou uhýbá. Naklání se o několik stupňů – vykonává nutační pohyb.
5. **generace** – do této generace patří CT přístroje, jejichž konstrukce umožňuje výrazně zvýšit rychlost snímání vrstev. Tím se umožňuje snímat i pohyblivé děje. Jejich využití je zaměřeno především na kardiologické aplikace (cardio-vascular CT = CVCT). Jedná se o systémy označované jako EBT (Elektron Beam Tomography). EBT systémy používají ke skenování elektromagnetické vychylování elektronového svazku rentgenky. To umožňuje zkrátit dobu snímání na 50 – 100 ms. Tento systém je velmi složitý a nákladný, proto se v praxi velmi málo využívá. V Evropě je instalován pouze na 15 pracovištích.
6. **generace** – systém rotace / rotace. Jedná se o technicky vylepšenou 3. generaci přístrojů se zavedenou slip – ring technologií (rok 1987). U konvenčních systémů 3. generace se převádělo vysoké napětí k rentgence pomocí kabelů. Odvod signálů z rotujících detektorů byl realizován také pomocí kabelů. Kabely se navíjely na bubny, pohyb skeneru byl omezen na $\pm 360^\circ$ („tam a zpět“). Slip – ring technologie umožnila při skenování kontinuální pohyb rentgenky v jednom směru. Vysoké napětí z generátoru je na rentgenku přiváděno přes třecí kartáče. Datový signál je převáděn v analogové formě na stacionární část gantry také přes třecí kontakty. Dnešní moderní systémy převádějí datové signály v digitální formě pomocí optické vazby mezi rotující a stacionární částí gantry. Počet otáček rentgenky je omezen její tepelnou kapacitou a rychlostí jejího chlazení.

Z hlediska výše uvedených generací CT přístrojů je v současné době nejvíce využívána 3. generace se slip – ring technologií. Čtvrtá generace se od roku 2001 komerčně nevyrábí. Její přínos pro klinickou praxi je malý ve srovnání s moderními konstrukčními řešeními přístrojů 3. generace. Pátá generace se stále

vyrábí, je však velmi drahá a má význam jen pro speciální, především kardiologické aplikace (Drastich, 2004, s. 21 – 23).

Helikální/spirální CT

V roce 1989 se objevuje helicální výpočetní tomograf. Vývoj tohoto systému umožnila „slip – ring“ technologie (1987), která umožňuje kontinuální rotaci rentgenky. Zároveň dochází k posouvání vyšetřovacího stolu s pacientem. Dráha rentgenky vzhledem k pacientovi se mění z kruhové na šroubovici (latinsky helix). Stoupání šroubovice je definováno tzv. „pitch faktorem“ což je poměr dráhy, kterou urazí stůl s pacientem na jednu rotaci vůči tloušťce tomografické vrstvy. Objev helicálního CT otevírá novou éru v CT diagnostice, startuje i vývoj nových postprocessingových metod. Od roku 1991 se datují počátky CT angiografie jako nového neinvazivního způsobu cévní diagnostiky.

Hlavním přínosem helicální techniky do klinické praxe je krátká doba sběru dat z velkého objemu, prostorově kontinuální získávání obrazových dat a po ukončení vyšetření rychlý postprocessing (Drastich, 2004, s. 24).

Subsekundové CT

Požadavky na zlepšení efektivity využití CT systému vedly ke zkracování akviziční doby. Od roku 1996 jsou dostupné systémy s 0,75s skenem, od roku 1998 systémy s 0,5s skenem. V roce 2002 jsou k dispozici systémy s 0,4s skenem, v roce 2003 systém s 0,37s skenem. Ten se už blíží technickému limitu spojenému s mechanickými silami při takto rychlé rotaci. Od roku 2009 je na trhu systém s 0,2s skenem. U špičkových subsekundových přístrojů tvoří rotující část přímo rotor elektromotoru. Jeho stator je součástí stacionární jednotky skeneru. Rotující část se pohybuje na magnetickém polštáři, který zajišťuje dlouhodobou stabilitu rotace s minimálním třením.

Hlavním přínosem subsekundových systémů do klinické praxe je rychlé vyšetření pacientů po úrazu, zefektivnění CT angio vyšetření, zlepšení zvýraznění kontrastní látkou, menší množství kontrastní látky, zkvalitnění vyšetření v plicní diagnostice, zkvalitnění zobrazení srdce a lepší využití v pediatrii (Drastich, 2004, s. 25).

Real – Time CT

Zavedení helicální akvizice bylo impulsem pro další inovace CT technologie. V roce 1993 byla vyvinuta rekonstrukce obrazu v reálném čase (Real – Time rekonstrukce). Komerčně je dostupná od roku 1995. Tato technologie s novým superrychlým obrazovým procesorem a s novým rekonstrukčním algoritmem umožnila kontinuální zobrazení s obrazovou frekvencí 6 obrázků za sekundu. V současné době se dosahuje

frekvence až 12 obr. za sekundu. Real – Time aplikace umožňuje po začátku skenování získat první rekonstruovaný obraz se zpožděním 0,25 sekundy. Každých následujících 0,083 sekundy (doba rekonstrukce) je k dispozici nový reálný obraz snímané oblasti. Tato technika je využívána především v oblasti intervenční radiologie, která vyžaduje mimořádnou přesnost a možnost kontinuálního monitorování intervenčního zásahu (např. řízené biopsie, drenáže, punkce). Při intervencích s použitím kontrastní látky se často využívá funkce „sure – start“. Jedná se o přednastavení oblasti průtoku kontrastní látky, ve které systém automaticky vyhodnocuje střední hodnotu Hounsfieldových jednotek. Při dosažení přednastavené úrovně se automaticky nebo manuálně spustí skenování. Obraz je získán v okamžiku, kdy je oblast zájmu nejlépe naplněna kontrastní látkou (maximální kontrast). Technologie sure – start zvyšuje efektivitu doby snímání, umožňuje redukovat množství kontrastní látky a minimalizuje počet opakovaných vyšetření. Zlepšuje se tím ekonomika provozu pracoviště a zvyšuje se průchodnost pacientů (Drastich, 2004, s. 26).

Multi – Slice CT - vícevrstevné

U těchto systémů se jedná o paralelní uspořádání několika řad detektorů. Je tím umožněno snímat několik tomografických řezu během jedné rotace rentgenky. První dvouvrstevný systém byl zkonstruován již v roce 1992. Obsahoval dvě řady detektorů pevné fáze (2 x 256 detektorů). V helikálním režimu může přístroj snímat dvě paralelní šroubovice současně. Významně se tím zkrátí expoziční čas a objem snímaných dat se zdvojnásobí. Od roku 1998 jsou postupně dostupné 2,4 a 6 – ti vrstvé systémy, v roce 2000 osmi vrstvé CT, v roce 2002 16-ti vrstvé (multi – slice). Od roku 2004 jsou k dispozici až 64 vrstvé systémy.

Přínosem vícevrstevných CT systémů do klinické praxe je významné zkrácení doby vyšetření, zvětšení objemu zobrazované oblasti, zlepšení kvality 3D a MPR, redukce ozáření pacienta (nové rekonstrukční algoritmy), lepší využití kontrastní látky. Volbou helikálního pitch faktoru lze ovlivnit výslednou kvalitu obrazu, velikost snímané plochy a dávku ionizujícího záření (Drastich, 2004, s. 27).

Rychlé 3D CT systémy (4D)

Současné požadavky na výpočetní tomografy směřují k naskenování velkého objemu dat v co nejkratším čase. Vzhledem k mechanickým fyzikálním limitům konstrukce rotační části skeneru nelze již zkracovat dobu plné rotace pod 0,2 sekundy. Vývoj CT systémů proto směřuje je zvětšování počtu řad detektorů a jejich hustoty. Jsou vyvinuty rychlé 3D CT systémy (high – speed 3D scanner), které umožňují sejmutí

požadovaného objemu pouze na jednu plnou otáčku a to bez helikální akvizice. Umožňují současný sběr dat z 256 - ti vrstev za 0,5 sekundy na jednu otáčku rentgenky. Touto technologií je umožněno sledovat dynamický vývoj 3D obrazu v čase (4D) (Drastich, 2004, s. 29).

DSCT – Dual Source CT

K nejmodernější technologii CT se řadí systém dual source, který má v gantry dvě rentgenky a dvě soustavy detektorů vzájemně na sebe kolmých (příloha 16). DSCT může pracovat ve dvou režimech:

1. Obě rentgenky pracují při stejném napětí. To vede ke zvýšení rychlosti a zkrácení akvizičního času se snížením časového rozlišení na 80 ms. Tento režim se využívá především u CT vyšetření srdce a věnčitých tepen.
2. Obě rentgenky pracují při různém anodovém napětí (např. 80kV a 140kV). Jedná se o snímání dvojí energií současně – DECT (Dual Energy CT). Kromě detailní anatomie umožňuje tento režim stanovovat složení tkání pomocí diferenciální densitní analýzy. Je možné provést fyzikálně – chemickou analýzu vyšetřované oblasti (Ullmann, 2009).

Od roku 2010 je instalován v pražské Nemocnici na Homolce nový přístroj DSCT. Jedná se o Somatom Definition Flash 2x128 řad firmy Siemens. Přístroj má dvě rentgenové lampy a dva detektorové systémy, které mohou pracovat samostatně nebo dohromady. Může tedy fungovat i jako jednolampové klasické helikální CT. Používá velmi citlivé keramické detektory a dávku záření moduluje podle tělesné konstituce pacienta v každém okamžiku vyšetřovacího cyklu metodou Care Dose 4D. Jedná se o jedno z nejrychlejších CT na světě v režimu Flash, při použití dvou lamp současně. Například vyšetření hrudníku netrvá ani jednu sekundu, vyšetření břicha trvá 2 – 3 sekundy. Při takto zkrácené expozici významně klesá dávka záření.

2.3 Princip výpočetní tomografie

Základní princip konvenčních CT přístrojů spočívá v rotaci rentgenky kolem vyšetřovaného objektu, v detekci procházejícího rentgenového záření a následné digitální rekonstrukci obrazu z naměřených dat. Rentgenka a protilehlý detekční systém jsou upevněny ve speciálním prstencovém stojanu, který se nazývá gantry. Vyšetření je založeno na oběhu rentgenky o 360° kolem pacientova těla. Poté následuje

zpracování dat, posunutí stolu s pacientem o určitou vzdálenost (vrstvu) a celý cyklus se opakuje. Postupným podélným posunem stolu s pacientem se vytvoří řada obrazů příčného řezu. Vlastní princip sběru obrazových dat spočívá v postupném měření absorpce rtg záření během rotačního pohybu soustavy rentgenka – detektor. Řez tkání se rozdělí na malé elementární objemy, tzv. voxely (volume element). Všechny voxely mají stejné geometrické rozměry. Transversální řez objektem je tvořen více než 250 000 voxely. Třírozměrný elementární objem voxel se na monitoru počítače zobrazí jako dvourozměrná elementární ploška zvaná pixel (picture element). Do jednotlivých pixelů (paměťové elementy matrice) se postupně sčítají všechny hodnoty absorpcí, které procházejí danými voxely vyšetřovaného objemu. Každý pixel obsahuje údaj o absorpci voxelu v daném místě řezu. Tímto způsobem se získá obraz absorpcí neboli denzit daného řezu. Nyní je úkolem výkonného počítače zrekonstruovat takto získaná data a vytvořit výsledný obraz na monitoru. Obraz je vypočítán z velké soustavy rovnic. Vzhledem k výpočetní náročnosti rekonstrukce obrazu lze toto provést pouze s pomocí počítače, a proto se tato metoda nazývá výpočetní tomografie (computerized tomography – CT) (Šmoranc, 2004, s. 174 – 177).

Nejmodernější multidetektorové přístroje pracují s izotropními voxely. Jejich rozměry v ose x, y, z jsou stejné a jsou proto možné postprocessingové rekonstrukce ve všech rovinách bez ztráty informace. Výsledná intenzita absorpcí voxelu (odstíny šedi) se udává jako CT číslo. Vyjadřuje se v Hounsfieldových jednotkách. Hounsfieldova stupnice stanovuje denzity zobrazovaných tkání v rozmezí od -1000 HU po +3096 HU. Počítač tedy vyhodnocuje 4096 odstínů šedi. V celé škále jsou definovány dva pevné body. Je to denzita vzduchu -1000 HU a denzita vody - 0 HU. Hodnota CT čísel z každého voxelu je vztažena k hodnotě vody. K vizualizaci rozdílů denzit je použito přiřazení stupnice šedi k jednotlivým stupňům Housfieldovy stupnice. Tak velký rozsah stupňů šedi není schopen monitor jasově zobrazit. Pro zobrazení tkání používáme jen výsek z celé škály. Nastaví se jen úzká část z celé škály denzit, tzv. okénko. Denzity v okénku se již zobrazí v celém jasovém rozsahu monitoru.

Tabulka 2: Základní prohlížečí okna u CT vyšetření

Vyšetřovaný orgán	Šířka okna	Střed okna
Mozek	75	30
Břicho	350	35
Mediastinum	400	40
Plíce	1 600	-600
Skelet 1	1 300	300
Skelet 2	3 700	600

Zdroj: Vomáčka, 2012, s. 43

Jiné je „okénko“ používané pro vyšetření mozku, jiné pro vyšetřování plic nebo pro skelet. Radiologický asistent musí tyto základní principy dokonale znát. Na základě dohodnutých protokolů v rámci postprocessingu zhotovuje dokumentaci v různých denzitních oknech. Základní parametry vyšetřovacích oken uvádí tabulka 3.

Tabulka 3: Denzity některých tkání

Druh tkáně	Denzita
Kosti, kalcifikace	>85 HU
Sražená krev	65 – 85 HU
Měkké tkáně, parenchymové orgány	25 – 70 HU
Tekutinné útvary (likvor, moč, žluč)	0 – 15 HU
Tuk	-40 až -120 HU
Vzdušná plíce	-800 až -900 HU

Zdroj: Vomáčka, 2012, s. 42

Konstrukce CT přístroje

Blokové schéma konstrukce CT přístroje je znázorněno v příloze 17. Základními komponenty výpočetního tomografu jsou gantry se soustavou rentgenka – detektory, vyšetřovací stůl, generátor vysokého napětí (příloha 18, 19) a výkonný počítač s potřebným softwarem.

Gantry – neboli vyšetřovací portál je největší částí celého CT přístroje. Uprostřed portálu se nachází otvor, kterým projíždí vyšetřovací stůl s pacientem. Zpravidla má průměr 700 – 800 mm. Pro zvolení roviny řezu lze portál naklánět $\pm 30^\circ$ podél horizontální osy. Uvnitř gantry je umístěná rentgenka, detektory, vysokofrekvenční generátor, kolimátor, motor a chladicí systém. Na vnitřní stěně otvoru v gantry je štěrbina, kterou prochází rtg záření. Na portálu jsou umístěny ovládací panely

a display, který zobrazuje nastavené hodnoty. Pro komunikaci pacienta s radiologickým asistentem se používá mikrofon umístěný na horní stěně tunelu.

Rentgenka – zdroj rtg záření. Využívá se nové konstrukční uspořádání rentgenky typu Straton (Siemens). Je podstatně lehčí a menší než klasické rentgenky. Hlavní výhodou její konstrukce je dokonalejší chlazení anodového disku, který dosahuje rychlosti 10 000 – 12 000 otáček za minutu. Ložiska, na nichž je rentgenka uchycena jsou dobře přístupná a mohou být účinně mazána. To vede k dosažení vyššího výkonu a prodloužení životnosti rentgenky.

Detektory – transformují rtg záření na elektrický signál pro další elektronické zpracování za účelem počítačové rekonstrukce obrazu. Základním požadavkem na detektory je vysoká citlivost a vysoká rychlost detekce rtg záření. Nejčastěji se používají dva druhy detektoru, kterými jsou ionizační komory plněné stlačeným plynným xenonem nebo scintilační detektory se scintilačními krystaly NaI (TI), CsI (TI). Řadíme zde i ultrarychlé keramické detektory UFC (Ultra Fast Ceramic) založené na keramických materiálech. Ty jsou dopovány vzácnými zeminami (gadolinium, ytrium).

Vyšetřovací stůl – vyšetřovací stůl s pacientem postupně projíždí gantry. Stůl se pohybuje ve dvou směrech – vertikálně a horizontálně. Vertikální posun slouží ke snadnějšímu uložení pacienta. Horizontálně se pohybuje pouze úložná deska stolu – projíždí otvorem v gantry. Nosnost stolu se pohybuje od 180 kg do 220 kg.

Generátor vysokého napětí – technické nároky na provoz výpočetního tomografu vyžadují stabilní a značný výkon. Moderní přístroje pracují s vysokofrekvenčními multipulsními generátory umístěnými uvnitř gantry. Zvýšení výkonu generátoru je závislé na technologickém vývoji CT přístroje.

Motor – motor s rotačním mechanismem slouží k zajištění rotace vnitřní konstrukce CT přístroje.

Chladicí systém – elektronické součásti výpočetního tomografu, které pracují na výrobě či detekci rtg záření jsou značně tepelně zatěžovány. Pro jejich správný chod je nutné je chladit. Využívá se chlazení vzduchové nebo vodní.

Kolimátor – slouží k vymezení směru dopadajících fotonů na detektor. Jedná se o clonu vyrobenou z vysoce absorpčního materiálu, která dobře pohlcuje záření (olovo, wolfram). Kolimátor má deskovitý tvar s rovnoměrně a hustě rozmístěnými otvory daného tvaru velikosti a směru. Kolimace v blízkosti ohniska rentgenky potlačuje rozptýlené záření mimo stanovenou vrstvu.

Výkonný počítač a software – výpočetní technika řídí celý proces akvizice dat. Výkonný počítač umožní matematické zpracování nasnímaných dat z vyšetření, konstrukci zdrojových obrazů, jejich ukládání a následné postprocessingové operace. Obrazové data jsou v současnosti ukládána v jednotném formátu DICOM (Digital Imaging Communications in Medicine). Tím je zabezpečena vzájemná kompatibilita zdravotnických digitálních zobrazovacích systémů nezávisle na výrobci. Na základě programového vybavení (software) počítače je pak možné na pracovních stanicích CT přístroje provádět postprocessingové zpracování dat z vyšetření. K základním post processingovým operacím patří vhodná filtrace, zvětšení obrazu, měření vzdálenosti, úhlu, měření denzit ve vybrané ploše ROI (Region of Interest). Často užívaný je cine mode, v němž obrazy transversálních vrstev přecházejí v dlouhé ose objektu a je možné dobře sledovat anatomické návaznosti jednotlivých tkáňových struktur. Dále je možno provádět 2D a 3D rekonstrukce. Základním typem 2D rekonstrukce je multiplanární rekonstrukce (MPR), umožňující zobrazení objektu v různých rovinách. 3D rekonstrukce umožňují prostorové zobrazení trojrozměrných objektů s možností jejich otáčení v různých osách. Další technikou zobrazení je povrchové stínování (SSD – Shaded Surface Display), která umožňuje lepší zobrazení povrchového reliéfu objektu. SSD je také základem pro provádění virtuálních endoskopií. Rekonstrukce MIP (Maximal Intensity Projection) zobrazí z rekonstruovaného obrazu jen pixely s vysokou denzitou a umožní tak zobrazit cévy naplněné kontrastní látkou při CT angiografii.

VRT (Volume Rendering Technique) je komplexním trojrozměrným zobrazením, při němž je různým voxelům přiřazován různý stupeň sytosti neboli průhlednosti – využívá se u cévních a skeletálních rekonstrukcí.

2.4 Výhody a nevýhody CT vyšetření

Výhody

- Výborná prostorová rozlišovací schopnost
- Umožňuje zobrazit i málo kontrastní měkkou tkáň
- Dostupnost
- Rychlost
- Prakticky neexistující kontraindikace při nativním vyšetření
- Menší ekonomická náročnost ve srovnání s MR

- Možnost využití v oblasti nukleární medicíny – hybridní přístroje PET/CT
- Možnost využití v oblasti radioterapie – plánovací CT protokol

Nevýhody

- Relativně vysoká pořizovací cena
- Obsluha CT přístrojů vyžaduje vysoce školený personál
- Při CT vyšetření je pacient vystaven ionizujícímu záření v mnohonásobně vyšších dávkách než u klasického rtg zobrazení. Dávka záření závisí na vyšetřované oblasti, fyzické konstituci pacienta, počtu a typu skenování, na požadované přesnosti a kvalitě zobrazení. Pro názornost je uvedena tabulka v příloze 20. Na základě těchto znalostí musí být indikace k CT vyšetření vždy pečlivě zvážena a medicínsky zdůvodněna.

3. Magnetická rezonance

Magnetická rezonance je v současnosti jeden z největších výdobytků diagnostického zobrazování. Je to neinvazivní zobrazovací metoda, která poskytuje informace o vnitřní stavbě lidského těla, o fyziologii a funkci jednotlivých orgánů. Metoda je založena na fyzikálním jevu jaderné magnetické rezonance v živých systémech. Využívá chování některých atomových jader umístěných do silného magnetického pole při interakci s vysokofrekvenčním elektromagnetickým impulzem. Výsledkem této interakce je elektromagnetický signál, který lze zaznamenat měřicí technikou a z naměřených hodnot je rekonstruován výsledný obraz. Metodu lze aplikovat pouze na atomy, jejichž jádra mají lichý počet protonů nebo neutronů.

Podstatou lékařského zobrazování je skutečnost, že různé biologické tkáně mají různé magnetické vlastnosti. Pro diagnostické zobrazování jsou nejvhodnější jádra vodíku. Obsahují pouze jeden proton, lze je snadno detekovat a jsou ve velké míře zastoupena v molekulách vody, která tvoří více než 60 % hmotnosti lidského těla. Kromě jader vodíku lze v lékařství zobrazovat například i jádra uhlíku, fluoru, sodíku nebo fosforu.

3.1 Historický vývoj metody

Počátky magnetické rezonance jsou spojeny se vznikem kvantové teorie na začátku dvacátých let minulého století a objevem jaderného spinu Wolfgangem Paulim v roce 1924. Tento významný švýcarský fyzik vyslovil teorii, že vystavení atomových jader silnému magnetickému poli by mělo vést k rozštěpení jejich energetických hladin. Za jeho objevy mu byla v roce 1945 udělena Nobelova cena. Roku 1938 fyzik Isidor Isaac Rabi z Kolumbijské univerzity se svými spolupracovníky dokázal, že lze získat informaci o chování molekul chloridu lithia pomocí manipulace s magnetickými spiny atomových jader molekul. Za svůj objev získal v roce 1944 Nobelovu cenu. Roku 1946 americký fyzik Edward Mills Purcell z Harvardské univerzity a Felix Bloch ze Stanfordské univerzity nezávisle na sobě prováděli první pokusy s magnetickou rezonancí u vzorků pevných látek a kapalin. Vyvinuli metodu NMR pro jádra atomů vodíku a v roce 1952 za svůj objev obdrželi Nobelovu cenu. Felix Bloch v roce 1946 publikoval matematickou formulaci popisující jev zvaný nukleární indukce, dnes označovaný jako magnetická rezonance. Bloch také zavedl dvě časové konstanty

označované dodnes T1 a T2. Blochova rovnice popisuje chování jednoduchého modelu jevu magnetické rezonance (Natura plus, 2003).

První aplikace jevu NMR v medicíně se objevují až v 70. letech minulého století. V roce 1971 americký lékař Raymond V. Damadian zjišťuje, že chování různých biologických tkání v magnetickém poli je různé. Ukázal, že jaderné magnetické relaxační časy se u zdravých a nemocných tkání liší. V roce 1972 poprvé navrhuje využít MR jako tomografickou zobrazovací metodu a motivuje tím vědce a lékaře, aby se začali zabývat MR v rámci detekce onemocnění. V roce 1973 Paul S. Lauterbur, americký profesor chemie, získal první MR sken dvou trubic naplněných vodou. V roce 1974 spolu se svým spolupracovníkem J. M. S. Hutchinsonem vytvořil první MR sken živého organismu – laboratorní myši. Ve stejném časovém období se magnetickou rezonancí zabýval i anglický fyzik Peter Mansfield. Zabýval se matematickou analýzou rádiových signálů a jejich následnou interpretací do obrazu. Za své objevy tykající se MRI dostal spolu s Paulem Lauterburem v roce 2003 Nobelovu cenu za fyziologii a medicínu.

V roce 1975 švýcarský fyzikální chemik a nositel Nobelovy ceny za chemii (1991) Richard Ernst navrhl techniky fázového a frekvenčního kódování a zavedl Fourierovu transformaci pro matematickou analýzu NMR signálů. Tato metoda je základem současných technik MRI jak v chemii, tak i v medicíně (Wikipedie, 2014). Vylepšenou matematickou analýzu signálů a použití gradientních polí pro kódování pozice protonů publikuje v roce 1977 Peter Mansfield. Na základě svých výzkumů vyvinul tzv. echo-planární zobrazování (EPI). Ve stejném roce konstruuje R. Damadian první celotělové MRI zařízení a publikuje první MR obraz lidského hrudníku.

V roce 1980 vyrábí americká společnost FONAR první komerční MRI systém. V té době trvalo pořízení jednoho skenu několik minut. Od roku 1986 se čas potřebný pro tvorbu obrazu snížil na několik sekund a to vedlo k vývoji nových zobrazovacích MR technik. Je již možné provést např. kontinuální sledování srdeční funkce. V roce 1987 se poprvé v medicínské praxi objevuje MR angiografie (MRA) pro zobrazování toku krve. Zásluhy o rozvoj této vyšetřovací metody jsou připisovány Charlesovi Dumoulinovi. MRA dokáže za použití speciální kontrastní látky na bázi gadolinia velmi dobře zobrazit krevní řečiště, s vysokým rozlišením i kontrastem. V roce 1992 se zrodila funkční magnetická rezonance. V roce 2002 byla udělena Nobelova cena za chemii švýcarskému vědci Kurtu Wüthrichovi, který se zasloužil o rozpracování a zdokonalení NMR technik v rámci MR spektroskopie. Je v současnosti považován

za jednoho z nejvýznamnějších vědců, kteří se zabývají magnetickou rezonancí. Svého času úzce spolupracoval i s R. R. Ernstem (Wikipedia, 2014).

Mimo standardní zobrazení magnetickou rezonancí existuje v současné době také řada dalších speciálních MR zobrazovacích modalit. Patří sem funkční magnetická rezonance (fMRI), mozková difuze (DWI) a perfuze (PWI), MR spektroskopie (MRS).

3.2 Princip magnetické rezonance

Atomová jádra všech prvků jsou složena z protonů a neutronů. Protony jsou částice s kladným nábojem. Mechanismus magnetické rezonance je možné dobře osvětlit na nejjednodušším atomu, který má v jádru pouze jeden proton – atom vodíku. Pro lékařskou MR tomografii má atom vodíku mimořádný význam, protože je součástí molekul vody, kterých lidské tělo obsahuje více než 60%. Samotný proton je charakterizován rotací kolem své podélné osy. Tento pohyb se nazývá spin – proton vykazuje mechanický moment. Pohybující se kladný proton generuje magnetické pole – vykazuje magnetický moment. Vloží – li se proton vykazující oba tyto momenty do stacionárního magnetického pole B_0 , má výsledný pohyb charakter **precese**. Precese je rotační pohyb protonu v transverzální rovině, po obvodu kužele. Tento pohyb se přirovnává k točení dětské káče. Frekvence tohoto pohybu se nazývá **Larmorova frekvence**. Ta závisí na intenzitě vnějšího magnetického pole B_0 a na typu atomového jádra, vyjádřeném gyromagnetickou konstantou. Tuto závislost vyjadřuje Larmorova rovnice $\omega = B_0 * \gamma$ (ω - rychlost otáčení, B_0 – intenzita statického magnetického pole, γ - gyromagnetický poměr). Statické magnetické pole dále způsobí to, že se protony uspořádají rovnoběžně se silami magnetického pole (příloha 21). Větší počet z nich je v poloze, kdy jejich magnetický moment je orientovaný paralelně (souhlasně) s vektorem vnějšího magnetického pole. Menší počet protonů je orientován antiparalelně (opačně o 180°). V tomto postavení je velikost magnetického momentu protonů vodíku velmi malá, prakticky neměřitelná. Aby bylo možné měřit rezonanční frekvenci protonů vodíku ve tkáni, je nutné vychýlit jejich úhrnný vektor magnetizace z jeho rovnovážné polohy a tím docílit vzniku vektoru transverzální tkáňové magnetizace. Vychýlení lze dosáhnout dodáním energie v podobě **vysokofrekvenčního elektromagnetického impulsu**.

Aby došlo k absorpci elektromagnetického vlnění protony je potřeba, aby frekvence vysílaného impulsu byla shodná s Larmorovou frekvencí zobrazovaných

protonů. Tento fyzikální jev se nazývá **rezonance**. Vlivem elektromagnetického impulsu začnou protony provádět precesi synchronně a jsou zdrojem zvýšené transverzální magnetizace. Longitudinální magnetizace se utlumuje. Po skončení působení elektromagnetického impulsu se protony vrací do původního, energeticky výhodnějšího paralelního postavení a mizí jejich synchronní pohyb. Tento děj se nazývá **relaxace** (příloha 21). Dochází při něm k postupnému zvětšování podélného (longitudinálního) vektoru magnetizace a čas, za který dojde k obnovení tohoto vektoru na 63%, se označuje **T1** (podélná relaxace neboli spin – mřížka relaxace). Zároveň dochází ke ztrátě vektoru příčné magnetizace vymizením synchronního pohybu protonů. Čas, za který klesne vektor příčné magnetizace na 37% své původní hodnoty, se nazývá **T2** (příčná relaxace neboli spin- spin relaxace) (Wikiskripta, 2014).

Velikost magnetizace v transverzální rovině závisí na velikosti rotujících molekul a na chemickém složení tkání. Relaxační časy v biologických tkáních jsou různé. Obecně platí, že struktury s velkým obsahem tekutin mají dlouhý relaxační čas. Naopak v tukové tkáni, která obsahuje velké makromolekuly, jsou relaxační časy krátké. Rozdíly těchto relaxačních časů ve zdravých a patologicky změněných tkáních jsou základem MR zobrazování. V diagnostickém zobrazování je nutné **lokalizovat** polohu jednotlivých protonů v trojrozměrném prostoru. K tomu se používají přídatná gradientní magnetická pole. Ta jsou vložena do hlavního statického pole B_0 ve třech na sebe kolmých rovinách (x,y,z). Gradientní pole musí být dostatečně silná a rychlá. Rychlost, po kterou gradientní pole působí, ovlivňuje délku vyšetřování. Jejich síla umožňuje rychlejší registraci dat a vyšší rozlišení (Vomáčka, 2012, s. 48).

3.3 Tvorba MR obrazu

Výsledek MR zobrazení závisí na **výběru vrstvy** a na **kódování prostorových souřadnic**. Výběr vrstvy ovládají gradientní cívky. Usměrní magnetické pole do třech rovin – x, y, z. Vyšetřovaná oblast je tedy zobrazena ve třech základních rovinách – transverzální, koronální a sagitální. Šířka vrstvy je také nastavena pomocí gradientních cívek. Kódování prostorových souřadnic se děje v horizontálním směru nebo jako spirála. Konstrukce obrazu je velmi složitý matematický proces. Je založen na **Fourierově transformaci**. Pomocí této matematické transformace je možné převést signály z trojrozměrného prostoru vyšetřované vrstvy do dvojrozměrného obrazu. Plocha, na které se shromažďují všechny signály získané z vyšetření, se nazývá

K – prostor. V jeho centru je signál podstatně výraznější než na periférii. Při současných moderních metodách se signály v periférii vynulují a tím se podstatně zkrátí doba rekonstrukce a tvorby obrazu. Kvalita MR obrazu se hodnotí podle prostorového rozlišení detailů a kontrastu (Vomáčka, 2012, s. 50).

3.4 Základní vyšetřovací techniky

Základní vyšetření se nazývá spin – echo sekvence (SE). Nejpoužívanějšími technikami je zjišťování T1 a T2 relaxačních časů. Jednotlivé tkáně mají rozdílné T1 a T2 časy a tím i rozdíly v intenzitě signálu, které se projeví na monitoru jako rozdíly ve stupních šedi. Získané obrazy se nazývají **T1 a T2 vážené obrazy** (anglicky WI).

T1 vážený obraz je základní sekvencí u většiny vyšetření, používá se k přesnému anatomickému zobrazení.

T2 vážený obraz je velmi citlivý na počínající patologické léze spojené s větším množstvím vody. Má vysokou výpovědní hodnotu při posuzování tkáňových rozhraní.

Proton denzní obraz – PD závisí na hustotě protonů vodíku ve tkáních. Používá se především při zobrazování muskuloskeletárního systému.

Inversion recovery – IR jsou speciální sekvence. Využívají se hlavně při vyšetřeních, kde je nutné pro detailní diagnostiku potlačit signál vody (sekvence FLAIR) nebo tuku (sekvence STIR).

Rychlé sekvence – doba základních sekvencí je dlouhá, proto se hledají cesty k jejich zkrácení. V současnosti to umožňují **gradientní echa** (GE nebo GRE). U GE je vychylovací úhel jen 10 – 50°. Podélná magnetizace není kompletně utlumena, proto se použije série dalších rychlých pulsů. K tomu je využito magnetického pole gradientních cívek, které se na chvíli přidá k B₀ a Larmorova frekvence je jen ve vyšetřované vrstvě. Doba vyšetření se tím zkrátí z původních 5 – 7 minut na desítky sekund. Existuje velké množství rychlých sekvencí podloha názvy. Typické jsou názvy s předponou Fast nebo Turbo. Ultra rychlé sekvence mají vychylovací úhel 3- 6°, zkratky těchto frekvencí začínají na U (např. UFFE – Ultra Fast Field Echo). Single shot SE jsou rychlé sekvence s jednou excitací. K – prostor se redukuje na 50% a tím se zkrátí Fourierova rekonstrukce obrazu. Multi shot SE – registrují se data po každé excitaci pouze z části K – prostoru. Používají se např. při zobrazení žlučových a pankreatických vývodů (Vomáčka, 2012, s. 49 – 52).

3.5 MR přístroj

Schéma konstrukce MR přístroje je zobrazeno v příloze 22 a 23. Přístroj pro magnetickou rezonanci se skládá z těchto částí:

- **Homogenní stacionární magnet B0** s napájecím a chladicím zařízením. Jeho součástí je korekční magnetický systém na zlepšení homogenity B0. Síla B0 se udává v jednotkách Tesla. Podle síly B0 se přístroje rozdělují na velmi nízké (do 0,2T), nízké (do 0,3T), střední (0,5 – 1,0T) a vyšší (1,5 – 4,0T). Nejpoužívanějším typem je v současné medicínské praxi MR přístroj 1,5T, který umožňuje všechny druhy vyšetření včetně MR spektroskopie.
- **Gradientní cívky** a jejich elektrické zdroje. Tento systém se skládá ze tří gradientních cívek a jejich proudových zdrojů. Jsou umístěny v prostoru stacionárního magnetu. Nejsou vidět, ale jsou zdrojem hluku, který doprovází každé měření. Gradientní systém určuje rovinu řezu a šířku vrstvy. Pomáhá i při tvorbě rychlých sekvencí.
- **Vysokofrekvenční vysílač** a cívka na výrobu excitačního magnetického pole B1.
- **Vysokofrekvenční přijímač** a další druhy přijímacích cívek. Permanentně zabudované cívky jsou v gantry přístroje a nejsou přímo vidět. Objemové cívky slouží jako vysílač excitačních frekvencí B0 a současně pracují jako přijímač signálu. Obkružují celé tělo pacienta. Slouží jako celotělová cívka (whole – body coil). Vyrovňovací cívka (shim coil) slouží k vyrovnání nehomogenity B0. Povrchové cívky (surface coils) se přikládají k vyšetřovaným částem těla a jsou různě tvarovány (příloha 24). Slouží jako přijímací cívky. Signály z těchto cívek se zesilují a digitalizují, pak jsou přeneseny do počítače. Závity cívek musí naléhat co nejbližší povrchu vyšetřované tkáně, aby byly zachyceny i slabší signály z hloubky objektu. Nejpoužívanějšími typy povrchových cívek jsou:
 - hlavová cívka – k vyšetření mozku a hlavy
 - krční páteřní cívka – k zobrazení krční páteře
 - speciální cívka – k zobrazení hlavy a krku současně
 - cívka pro hrudní a bederní páteře – její délka je 30 – 35 cm
 - speciální cívky – ramenní, kolenní, zápěstní

- univerzální flexibilní cívky – můžeme je natvarovat kolem vyšetřované oblasti
- speciální cívka pro vyšetření břicha nebo hrudníku – obaluje se kolem vyšetřované části
- prsní cívka – pro vyšetření obou prsou současně

K vyšetření rekta a prostaty se používají endorektální cívky. K vyšetření dělohy lze využít i endovaginální cívky.

- **Počítačový systém** na zpracování signálu, rekonstrukci a archivaci obrazu. Ovládací konzole je podobná jako na CT, je spojena s řídicím počítačem. Umožňuje identifikovat vyšetřovanou osobu, zvolit typ vyšetření, poté vyšetření vyhodnotit a archivovat.
- **Vysokofrekvenční magnetické stínění.** MR pracoviště musí být důkladně stíněno. Pasivní stínění – tvoří silné pláty z ocelových bloků a měděného plechu (Faradayova klec). Aktivní stínění – moderní způsob stínění, kdy v okolí gantry jsou cívky, které vytvářejí magnetické pole v opačném směru a tím tlumí účinnost B_0 .
- **Vyšetřovací stůl** v otvoru magnetu přístroje. Je obdobný jako u CT přístroje. Jeho nosnost je 130 – 150 kg, je vyroben z neferomagnetického materiálu.
- **Doplňky.** MR přístroj má různá doplňující zařízení, která jsou nezbytná pro určitá vyšetření. Například zařízení pro monitoraci dechu a srdce, anesteziologický přístroj, tlakový injektor. Všechna tato zařízení musí být vyrobena z nemagnetických materiálů a jejich cena je velmi vysoká (Nekula, 2007, s. 20 – 25).

3.6 Speciální vyšetřovací metody

Funkční magnetická rezonance mozku (fMRI)

fMRI se začala rozvíjet v poslední dekádě 20. století a značně obohatila poznání v oblasti klinické neurofyziologie. Jedná se o moderní zobrazovací metodu, pomocí níž lze zmapovat funkční oblasti mozku při provádění určitého úkolu či stimulace. Mapování se děje na základě změny prokrvení dané oblasti (perfuze) nebo na základě změny oxygenace krve, tzv. BOLD efekt (Blood Oxygen Level Dependent). V současnosti se nejčastěji používá BOLD efekt. Jeho podstatou je změna poměru mezi diamagnetickou okysličenou krví (oxyhemoglobinem) a paramagnetickým

desoxyhemoglobinem. Tato metoda umožňuje detekovat ty části mozkové kůry, které se podílejí na provedení kognitivní, motorické nebo jiné úlohy vykonávané pacientem. fMRI je využívána především v neurofyziologickém výzkumu. V klinické praxi se využívá jako doplňující vyšetření před neurochirurgickou intervencí, při předoperačním plánování resekce u expanzivních nitrolebních procesů (tumory, AV malformace) (příloha 25). Její další doménou je diagnostika epileptického ložiska (Wikipedie, 2014). Využívá se dokonce i v oblasti ekonomického průzkumu, kdy se zkoumá např. účinnost reklamy (Vomáčka, 2012, s. 55).

Difuzní MRI

Tato metoda zobrazuje změny signálu způsobené difuzí molekul vody ve tkáních. Ve zdravé tkáni je difuze zachovalá, v poškozené dochází k její změně. Směr difuze může být náhodný všemi směry (např. v mozkomíšním moku nebo v šedé hmotě mozkové) nebo omezený jen na některé směry (např. v bíle hmotě mozkové převládá difuze ve směru dlouhých vláken axonů). Směr difuze lze zjistit mnohonásobným skenováním zvolené vrstvy tkáně v několika směrech. Směr difuze se vypočítává nejméně ze šesti směrů, obvykle z 12 až 256 směrů. Výsledkem difuzního zobrazení je buď šedoškálová mapa velikosti difuze – **DWI**, Diffusion Weighted Imaging, nebo barevná mapa mozku – **DTI**, Diffusion Tensor Imaging. Jednotlivé barvy určují směry difuze ve zkoumané oblasti (příloha 26) (Wikipedie, 2014).

Hlavní význam DWI spočívá v časném průkazu mozkové ischemie, kterou lze prokázat již za 20 minut po jejím vzniku. V současné době se uplatňuje i při hodnocení patologických stavů mozku, např. při posuzování buněčného složení mozkových nádorů nebo změny v důsledku Alzheimerovy choroby, autismu, schizofrenie apod. (Vomáčka, 2012, s. 55).

MR spektroskopie

Fyzikálně - chemická metoda využívající interakce atomových jader (s nenulovým spinem) s magnetickým polem. Na jejím základě lze získat informace o biochemickém složení tkání in vivo, bez bioptického odběru tkání. Detekují se nízkomolekulární metabolity obsahující jádra vodíku. Moderními metodami lze zjistit i jejich prostorovou strukturu. Jedná se o N-acetyl asparát (NAA), kreatinin, cholin, některé mobilní tuky, laktáty. MRS se využívá především v diagnostice metabolického onemocnění mozku, nádorů, aktivity roztroušené sklerózy. Speciální oblastí MRS je diagnostika svalových onemocnění, kde zkoumaným prvkem je fosfor (Vomáčka, 2012, s. 55).

MRS se provádí na vybraných pracovištích. MR přístroj musí mít nejméně 1,5 T, u experimentálních měření se používají přístroje 4 – 9 T. Personální obsazení vyžaduje zkušený tým pracovníků se znalostmi z oblasti chemie i matematiky (Nekula, 2007, s. 32).

3.7 Výhody a nevýhody MR vyšetření

Výhody

- Velkou předností MR je to, že se jedná o neionizující typ vyšetření
- Velmi kvalitní zobrazení parenchymatózních orgánů, měkkých tkání, fluidních struktur (likvor, moč, žluč) a proudící krve
- Vyšetření ve třech základních rovinách
- Zobrazení mozkových cév bez podání kontrastní látky
- Speciální vyšetřovací postupy – mozková difúze, funkční MR, MR spektroskopie

Nevýhody

- Vysoká pořizovací cena a provozní náklady
- Menší dostupnost oproti CT
- Poměrně dlouhá doba vyšetření – nižší „průchodnost“ přístroje ve srovnání s CT
- Relativně vyšší počet kontraindikací
- Vysoká cena za jedno vyšetření
- Nepříjemný hlasitý zvuk v průběhu vyšetření
- Více druhů artefaktů a jejich častější výskyt ve srovnání s CT

Závěr

Práce byla zaměřena na historii diagnostického zobrazování pomocí ultrazvuku, výpočetní tomografie a magnetické rezonance. Všechny stanovené cíle práce byly splněny.

V první kapitole bylo pojednáno o historickém vývoji a technickém pokroku v oblasti sonografického zobrazování. Díky svým minimálním vedlejším účinkům, dostupnosti a také nízké ceně se tato zobrazovací metoda rozšířila do většiny odborných specializací v medicíně. UZ vyšetření je metodou první volby při určování diagnózy nemoci a indikace k vyšetření jsou velmi široké. V současnosti je sonografické vyšetření nejrozšířenější zobrazovací metodou v oblasti lékařské diagnostiky.

Druhá kapitola se zabývá technickým vývojem radiodiagnostických přístrojů pro výpočetní tomografii. Z dohledaných informací vyplývá, že od svého vzniku v 70. letech 20. století se výpočetní tomografie stala standardním vyšetřovacím postupem. CT přístroje jsou dostupné ve všech větších nemocničních zařízeních. Jsou k dispozici i v některých ambulantních zařízeních. I když existují vyšetřovací metody bez ionizujícího záření (ultrazvuk, magnetická rezonance), jsou CT vyšetření v diagnostickém zobrazování nezastupitelná. Jejich informační hodnota je velmi vysoká a nelze je z vyšetřovacích postupů vyloučit. V rámci ochrany pacientů před rentgenovým zářením je nutné získat dostatečně kvalitní zobrazení v co nejkratším čase a při co nejmenší dávce ionizujícího záření. Tato snaha je současným trendem v oblasti vývoje moderních CT přístrojů.

Ve třetí kapitole je zmapován historický vývoj diagnostického zobrazování pomocí magnetické rezonance. MR byla uvedena do lékařské praxe v 80. letech 20. století a v současnosti je považována za nejpreciznější zobrazovací modalitu. Přinesla nové možnosti v oblasti diagnostického zobrazování mozku (především bílé hmoty mozkové), míšních struktur a muskuloskeletárního systému. To vše bez použití ionizujícího záření. Technologický pokrok v oblasti MRI vede v posledních letech k výraznému rozšiřování indikačního spektra této zobrazovací metody. Současným trendem je vývoj speciálních vyšetřovacích MR metod, které by umožnily zachytit a zobrazit i nejmenší části tkání až na úrovni molekul a mohly se tak přiblížit histologickému vyšetření.

V rámci každé kapitoly jsou vyjmenovány výhody a nevýhody dané zobrazovací metody. Na základě uvedených informací je možné konstatovat,

že v současnosti existují moderní zobrazovací metody, kterých lze v rámci diagnostiky patologických procesů využít dle konkrétních potřeb pacienta.

Literatura a zdroje

ČECH, E. a spol. *Ultrazvuk v lékařské diagnostice a terapii*. 1.vyd. Praha: Avicenum, 1982. 432 s. ISBN 08-085-82

DIETRICH, Christoph F. *Ultrasonografie: orgánové zobrazení pro základní, nadstavbové a závěrečné kurzy*. 5., přeprac. a rozšíř. vyd. Praha: Equilibria, 404 s. ISBN 978-808-9284-207.

DRASTICH, Aleš. *Tomografické zobrazovací systémy*. Skripta. Brno: VUT FEKT, ÚBMI, 2004. 208 s. ISBN: 80-214-2788- 4.

HRAZDIRA, Ivo. *Biofyzikální základy ultrasonografie*. 1. vyd. Olomouc: Vydavatelství Univerzity Palackého v Olomouci, 2011. 69 s. ISBN 978-80-244-2895-6.

MECHL, Marek a V. Válek. *Ultrazvukové vyšetření – současnost a budoucnost*. Česká radiologie, 2004, roč. 58, č. 5, 338 – 343 s. ISSN 1210 – 7883

NEKULA, Josef a Jana CHMELOVÁ. *Základy zobrazování magnetickou rezonancí*. 1. vyd. Ostravská univerzita v Ostravě, Zdravotně sociální fakulta, 2007, 67 s. ISBN 978-807-3683-351.

SEIDL, Zdeněk. *Radiologie pro studium i praxi*. 1. vyd. Praha: Grada, 2012, 368 s., ISBN 978-802-4741-086.

SVOBODA, Milan. *Základy techniky vyšetřování rentgenem*. 2. vyd. Praha: Avicenum, zdravotnické nakladatelství 1976. 604 s. ISBN 08-048-73

ŠMORANC, Pavel. *Rentgenová technika v lékařství*. 1. vyd. Pardubice: Střední průmyslová škola elektrotechnická a Vyšší odborná škola Pardubice, 2004, 264 s. ISBN 80-854-3819-4.

VOMÁČKA, Jaroslav, Josef NEKULA a Jiří KOZÁK. *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty*. 1. vyd. V Olomouci: Univerzita Palackého, 2012, 153 s. ISBN 978-80-244-3126-0.

ZUNA, Ivan a Lubomír POUŠEK. *Úvod do zobrazovacích metod v lékařské diagnostice I*. 2. vyd. V Praze, 2007c2000, 76 s. ISBN 978-80-01-03779-9.

Elektronické zdroje

HAVLÍK, Jan. *Ultrazvukové diagnostické přístroje*. [online]. 2011, [cit. 2014-03-22]. Dostupné z: http://noel.feld.cvut.cz/vyu/x31zle/Lectures/12_Ultrazvuk.pdf

MEDICAL TRIBUNE CZ, s.r.o. *Co viděl profesor Jirsa a co uvidíme v medicíně za 60 let*. [online]. 2012, [cit. 2014-03-14]. Dostupné z: <http://www.tribune.cz/clanek/31805-co-videl-profesor-jirsa-a-co-uidime-v-medicine-za-let>

MORNSTEIN, Vojtěch. *Ultrazvuk jako biofyzikální činitel*. [online]. 1998, [cit. 2014-03-14]. Dostupné z: www.med.muni.cz/~vmornst/ultrazv.htm

NATURA Plus. *Nobelova cena za fyziologii a medicínu*. [online]. 2003, [cit. 2014-03-29]. Dostupné z: <http://natura.baf.cz/natura/2003/11/20031107.html>

Obstetric Ultrasound. *Echograph* [online]. 2006, [cit. 2014-03-10]. Dostupné z: <http://www.ob-ultrasound.net/jjwildbio.html>

Obstetric Ultrasound. *Somascope* [online]. 2006, [cit. 2014-03-10]. Dostupné z: <http://www.ob-ultrasound.net/howry.html>

Zdravotnické noviny 21/2000, Příloha: lékařské listy II. *Proměny rentgenologie v průběhu století*. [online]. 2000, [cit. 2014-03-24]. Dostupné z: <http://zdravi.e15.cz/archiv/priloha-lekarske-listy/?id=3437>

Zdravotnické noviny 43/2012. *Dávky RTG záření lze účinně snižovat.* [online]. 2012, [cit. 2014-04-14]. Dostupné z: http://issuu.com/ambitmedia/docs/zn_43_2012/3

WIKIPEDIE. *Funkční magnetická rezonance.* [online]. 2014, [cit. 2014-04-05]. Dostupné

z:

http://cs.wikipedia.org/wiki/Funk%C4%8Dn%C3%AD_magnetick%C3%A1_rezonance#Difuzn.C3.AD_MRI

WIKIPEDIE. *Kurt Wüthrich.* [online]. 2014, [cit. 2014-04-15]. Dostupné z: http://en.wikipedia.org/wiki/Kurt_W%C3%BCthrich

WIKISKRIPTA. *Princip magnetické rezonanční tomografie.* [online]. 2014, [cit. 2014-04-06]. Dostupné

z:

http://www.wikiskripta.eu/index.php/Princip_magnetick%C3%A9_rezonan%C4%8Dn%C3%AD_tomografie

WIKIPEDIE. *Richard R. Ernst.* [online]. 2014, [cit. 2014-04-05]. Dostupné z: http://cs.wikipedia.org/wiki/Richard_R._Ernst

WIKIPEDIE. *Shigeo Satomura.* [online]. 2013, [cit. 2014-03-23]. Dostupné z: http://en.wikipedia.org/wiki/Shigeo_Satomura

Seznam zkratek

RTG, rtg	rentgenová / é / ý
UZ	ultrazvuková / é / ý
kHz	kilo Herz
MHz	mega Herz
SWE	Shear Wave Elastography / elastografie střižnými vlnami
CW	Countinouse Wave / označení pro kontinuální Dopplerovský záznam
PW	Pulsed Wave / označení pro pulzní Dopplerovský záznam
CFM	Colour Flow Mapping / barevné zobrazení proudění krve
ED	Energetický Doppler
TGC	Time Gain Compensation / ovládací prvky na panelu UZ přístroje, zajišťující kompenzaci zesílení či zeslabení odrazů z vyšetřované oblasti
CT	Computed Tomography / výpočetní tomografie
MR	Magnetic Rezonance / magnetická rezonance
NMR	Nuclear Magnetic Rezonance / nukleární magnetická rezonance
CVCT	Cardio – Vascular Copmputed Tomography
EBT	Elektron Beam Tomography
2D	Dvojrozměrné zobrazení
3D	Trojrozměrné zobrazení
4D	Trojrozměrné zobrazení v čase
DSCT	Dual Source Computed Tomography
DECT	Dual Energy Computed Tomography
NaI	Jodid sodný
CsI	Jodid cesia
Tl	Talium
UFC	Ultra Fast Ceramic
DICOM	Digital Imaging Communications in Medicine
ROI	Region of Interest
MPR	Multiplanární rekonstrukce obrazu
SSD	Shaded Surface Display
MIP	Maximal Intensity Projection
VRT	Volume Rendering Technique
SE	Spin – echo sekvence

PD	Protodenzní Obraz
IR	Inversion Recovery
GE, GRE	Gradientní Echa

Seznam tabulek

Tabulka 1: Hustota lidských tkání a rozdílné hodnoty rychlosti zvuku v nich.....	13
Tabulka 2: Základní prohlížečí okna u CT vyšetření.....	34
Tabulka 3: Density některých tkání	34

Seznam příloh

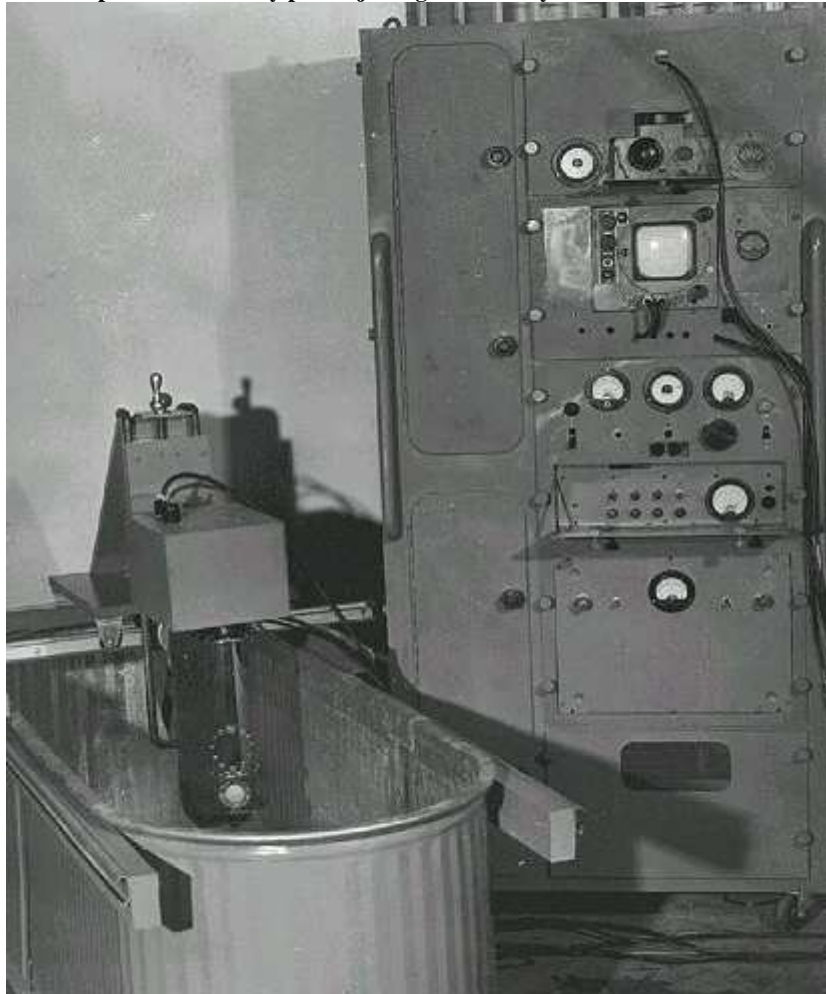
Příloha 1 Somascope – ultrazvukový přístroj Douglassa Howryho	I
Příloha 2 Somagram.....	II
Příloha 3 Princip zobrazení A a B	III
Příloha 4 Záznam pohybu srdečních struktur v A-obraze a v TM-obraze.....	IV
Příloha 5 Princip přirozeného harmonického zobrazení.....	V
Příloha 6 Konvenční a harmonické zobrazení ledviny s konkrementem.....	VI
Příloha 7 Panoramatický obraz epigastria	VII
Příloha 8 Elastografický průkaz pro ultrazvuk nekontrastního ložiska ve fantomu, šipka ukazuje kompresi	VIII
Příloha 9 Elastogram benigního (vlevo) a maligního (vpravo) ložiska v prsu	IX
Příloha 10 Různé formy snímání 3D obrazu	X
Příloha 11 Moderní ultrazvukový přístroj	XI
Příloha 12 Zleva sonda lineární, konvexní, fázově řízená.....	XII
Příloha 13 Univerzální tomografický přístroj s plošným i lineárním rozmazáním (Philips, Eindhoven)	XIII
Příloha 14 Vlevo první zkušební model výpočetního tomografu, vpravo model prvního, který byl využit v klinické praxi	XIV
Příloha 15 První klinický sken provedený 1.10.1971	XV
Příloha 16 Princip dvoudrojového výpočetního tomografu.....	XVI
Vnitřní konstrukce dvoudrojového výpočetního tomografu	XVI
Příloha 17 Základní součásti výpočetního tomografu	XVII
Příloha 18 Vnitřní konstrukce vyšetřovacího portálu (gantry)	XVIII
Příloha 19 Vnější design moderního CT přístroje	XIX
Příloha 20 Typické hodnoty efektivních dávek pro vybraná konvenční rentgenová a CT vyšetření.....	XX
Příloha 21 Normální rozložení protonů vodíku ve tkáni, paralelní a antiparalelní postavení protonů vodíku ve statickém magnetickém poli Vektor podélné magnetizace (silná šipka), precese – útlum vertikální magnetizace, vznik transversální magnetizace (šipka Y) a precesní kruhové pohyby vektoru Y	XXI
Příloha 22 Schéma konstrukce MR přístroje	XXII
Příloha 23 Pohled do vnitřku MR přístroje po odstranění předního krytu	XXIII

Design moderního MR přístroje	XXIII
Příloha 24 Druhy RF cívek	XXIV
Příloha 25 fMRI obraz během zátěže paměti.....	XXV
Příloha 26 DTI – barevná mapa mozku znázorňující směry difuze molekul vody ..	XXVI

Přílohy

Příloha 1

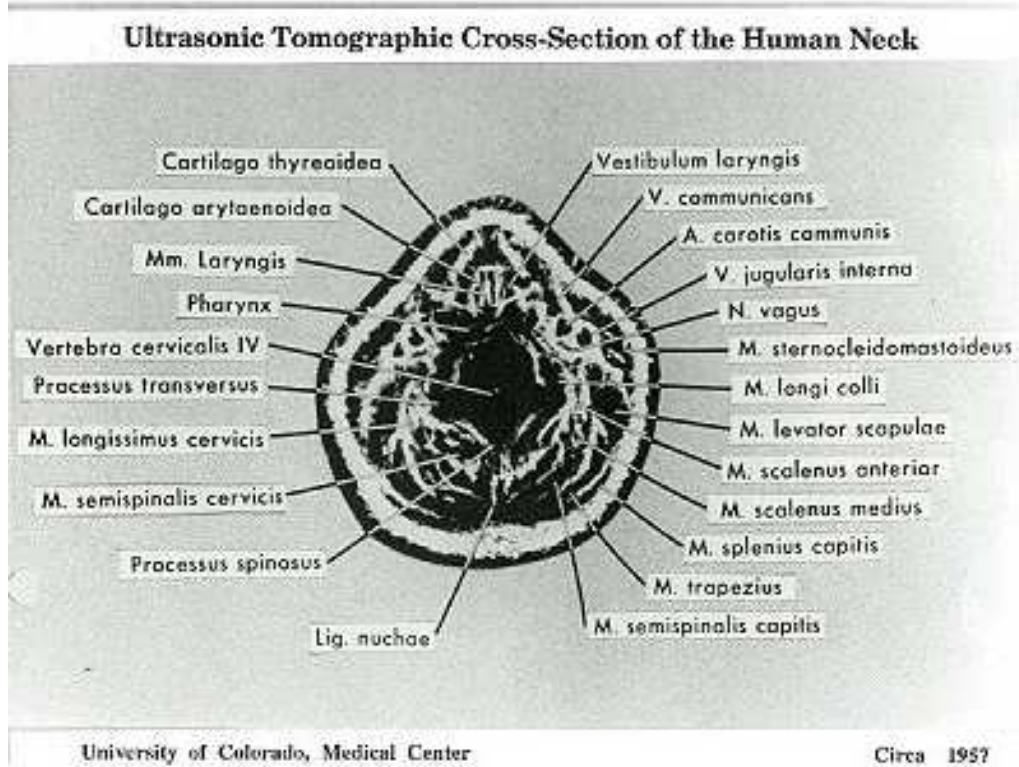
Somascope – ultrazvukový přístroj Douglasse Howryho



Zdroj: http://www.ob-ultrasound.net/posakony_notes.html

Příloha 2

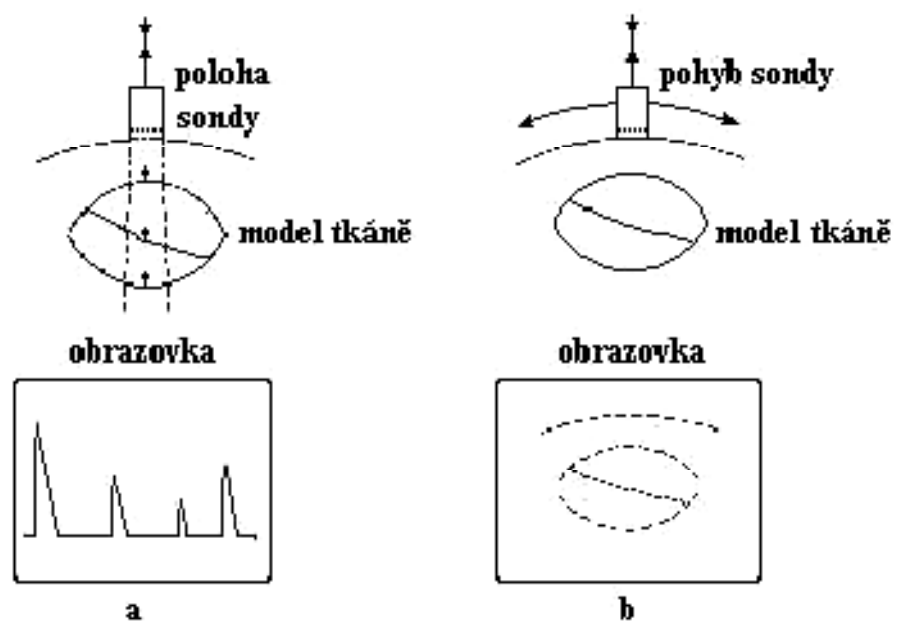
Somagram



Zdroj: http://www.ob-ultrasound.net/posakonv_notes.html

Příloha 3

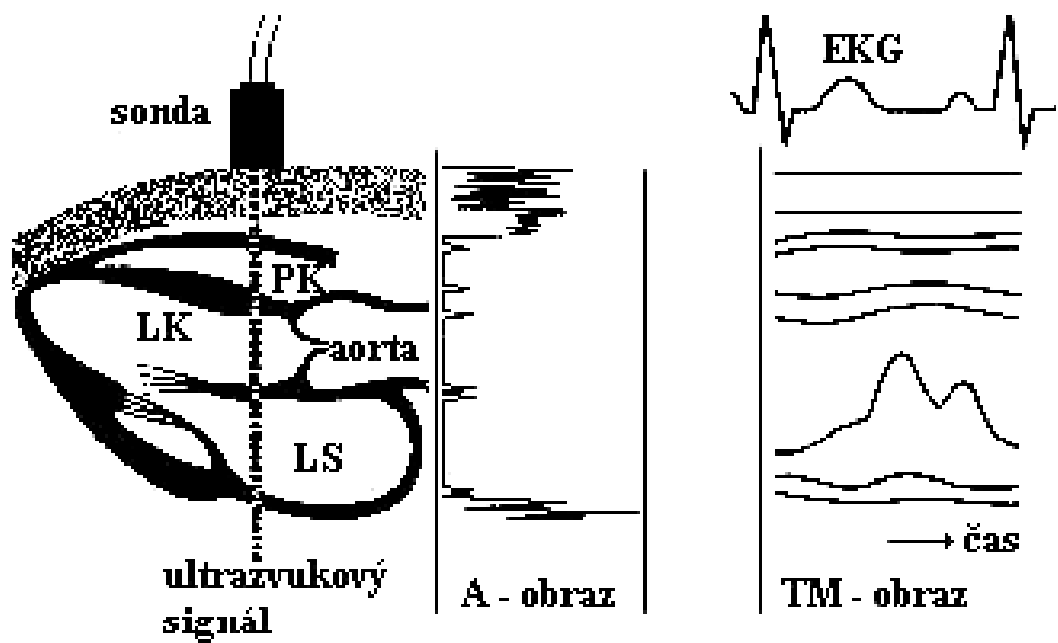
Princip zobrazení A a B



Zdroj: převzato z Hrazdira, 2011, s. 10

Příloha 4

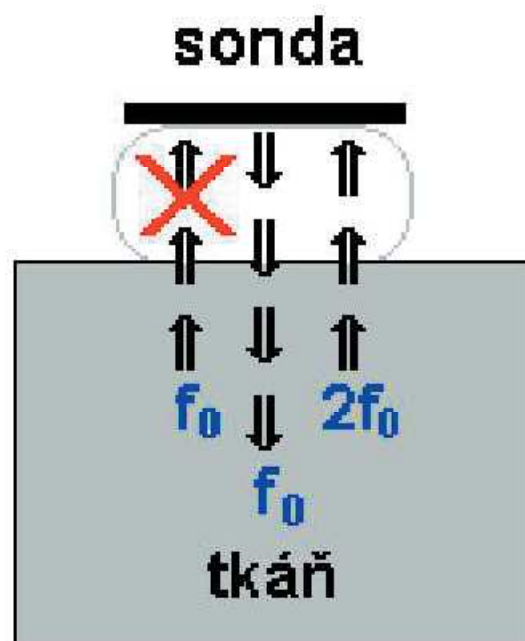
Záznam pohybu srdečních struktur v A-obrazu a v TM-obrazu



Zdroj: převzato z Hrazdira, 2011, s. 10

Příloha 5

Princip přirozeného harmonického zobrazení



Zdroj: http://zdravotnictvi.ultrazvuk.cz/prilohy/1/Fyzikalni_principy_uz.pdf

Příloha 6

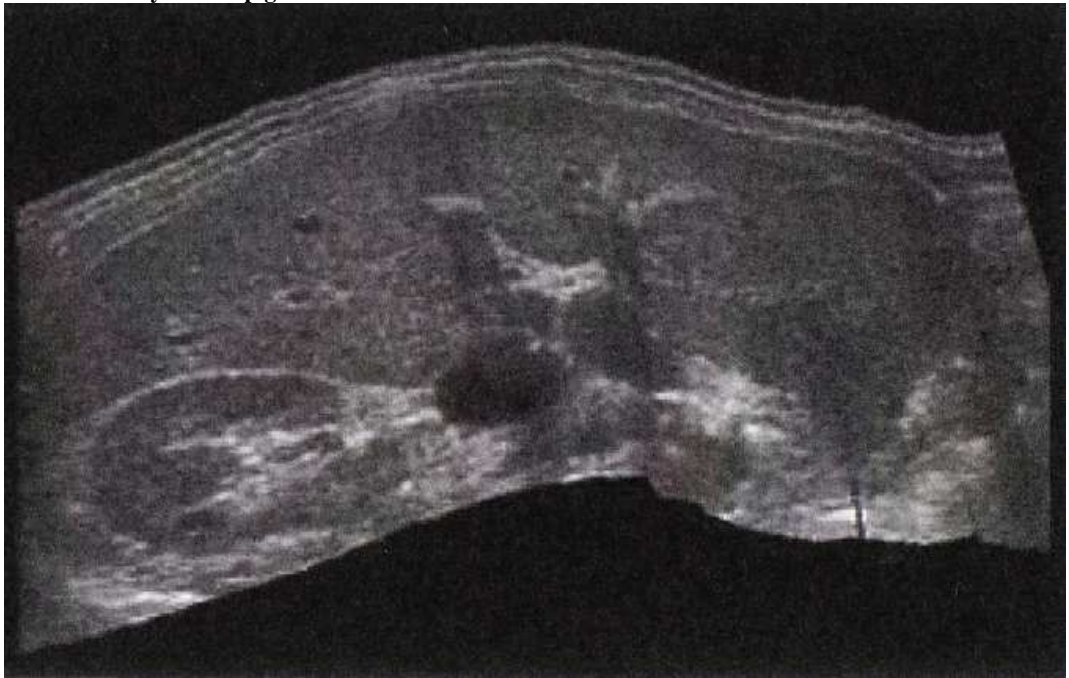
Konvenční a harmonické zobrazení ledviny s konkrémentem



Zdroj: Fyzikální principy zobrazení ultrazvukem
http://zdravotnictvi.ultrazvuk.cz/prilohy/1/Fyzikalni_principy_uz.pdf

Příloha 7

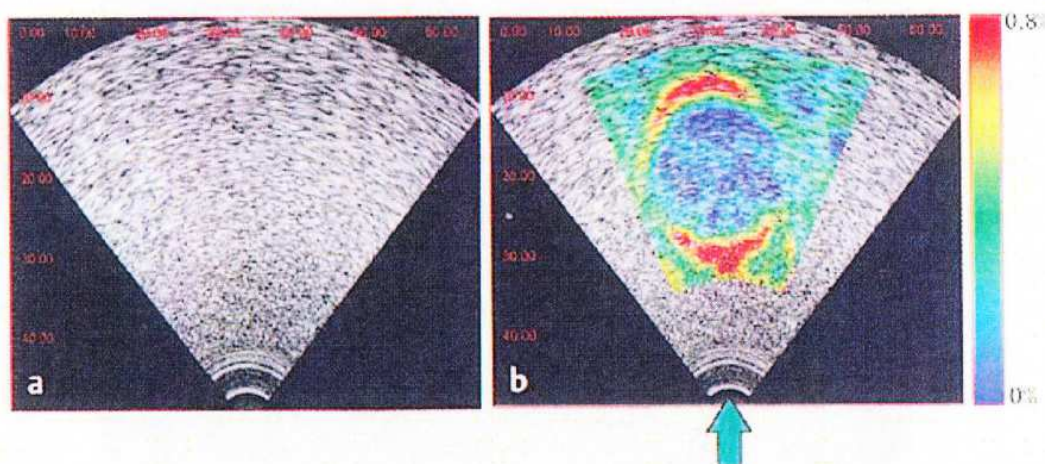
Panoramatický obraz epigastria



Zdroj: převzato z Hrazdira, 2011, s. 15

Příloha 8

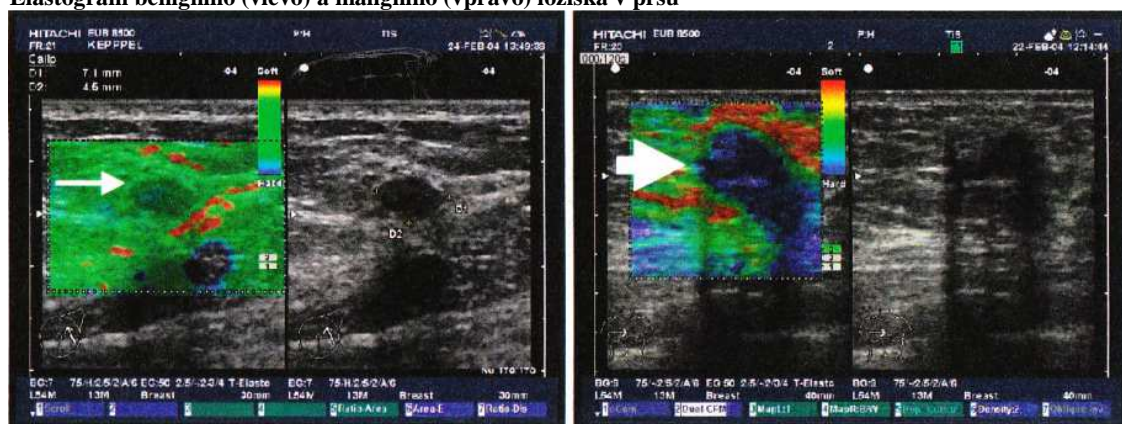
Elastografický průkaz pro ultrazvuk nekontrastního ložiska ve fantomu, šipka ukazuje kompresi



Zdroj: převzato z Hrazdira, 2011, s. 15

Příloha 9

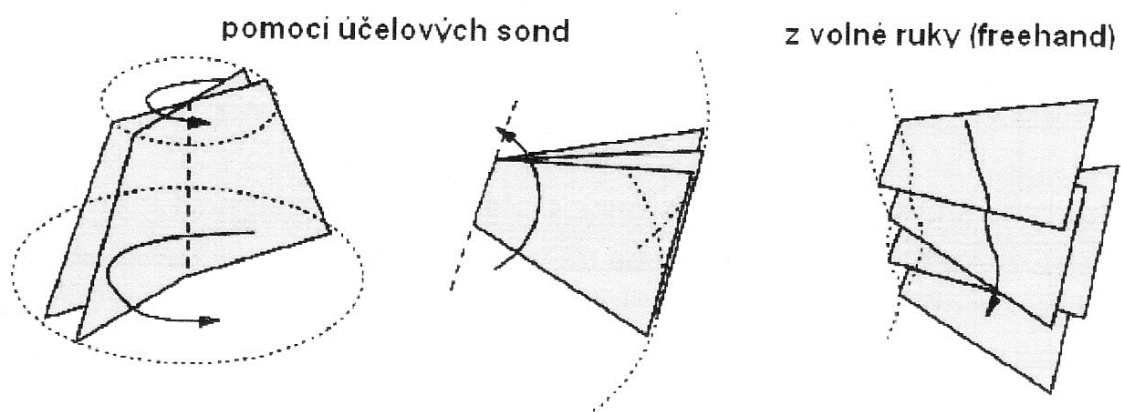
Elastogram benigního (vlevo) a maligního (vpravo) ložiska v prsu



Zdroj: převzato z Hrazdira, 2011, s. 15

Příloha 10

Různé formy snímání 3D obrazu



Zdroj: převzato z Hrazdira, 2011, s. 20

Příloha 11

Moderní ultrazvukový přístroj



Zdroj: <http://www.hospital-bn.cz/sportovni-medicina/o-modernim-vybaveni-naseho-pracoviste>

Příloha 12

Zleva sonda lineární, konvexní, fázově řízená



Zdroj: C.F. Dietrich a kol, 2008, s. 10

Příloha 13

Univerzální tomografický přístroj s plošným i lineárním rozmazáním (Philips, Eindhoven)

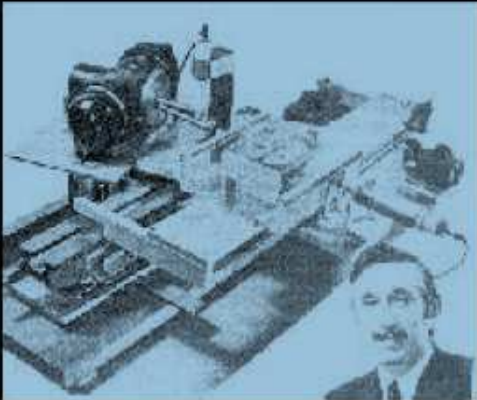


Zdroj: Svoboda, 1976, s. 417

Příloha 14


Vlevo první zkušební model výpočetního tomografu, vpravo model prvního, který byl využit v klinické praxi

*Sir Godfrey Hounsfield
Nobel Prize in Medicine, 1979*



☒

Gamma Ray Source: 28,000 measurements, 9 day collection, 2.5 hour recon, 2hour display.



☑

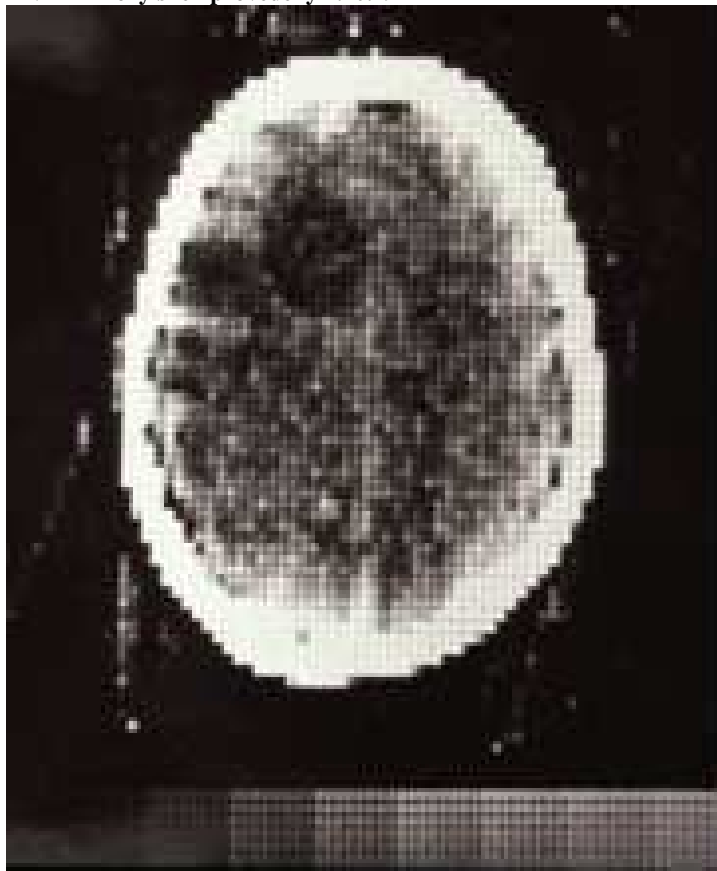
X-ray source reduced collection to 9 hours. Clinical model took 18 sec

EMI-1, 1971:
Atkinson Morley Hospital, England

Zdroj: <https://cw.felk.cvut.cz/wiki/media/courses/a6m33zsl/ct-hozman-jk.pdf>

Příloha 15

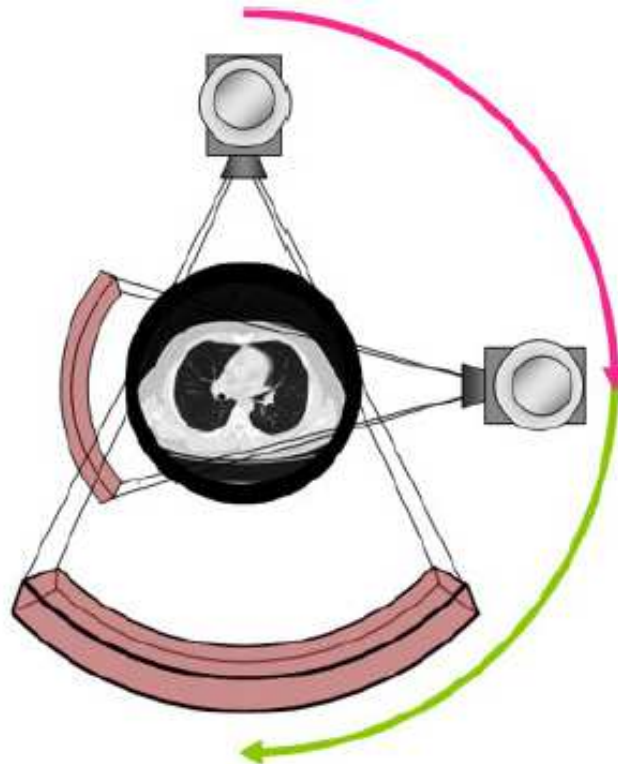
První klinický sken provedený 1.10.1971



Zdroj: <http://www.impactscan.org/CThistory.htm>

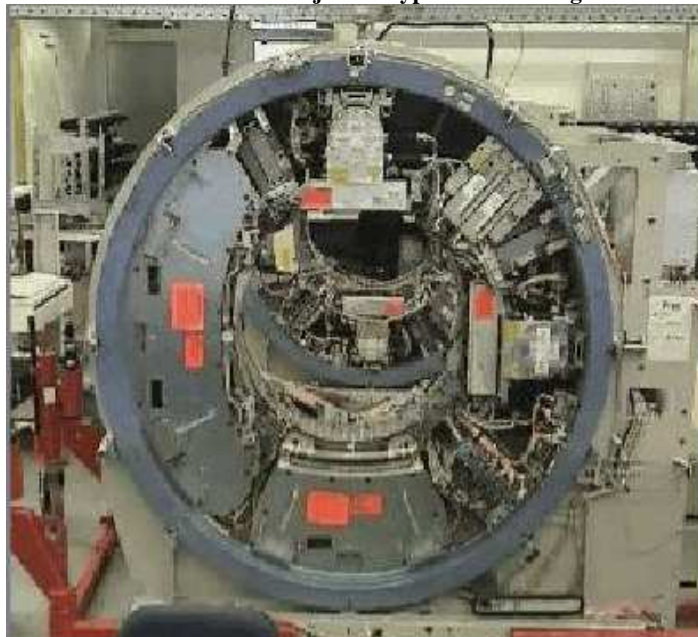
Příloha 16

Princip dvoudrojového výpočetního tomografu



Zdroj: <http://ars.els-cdn.com/content/image/1-s2.0-S0033838908001887-gr8.jpg>

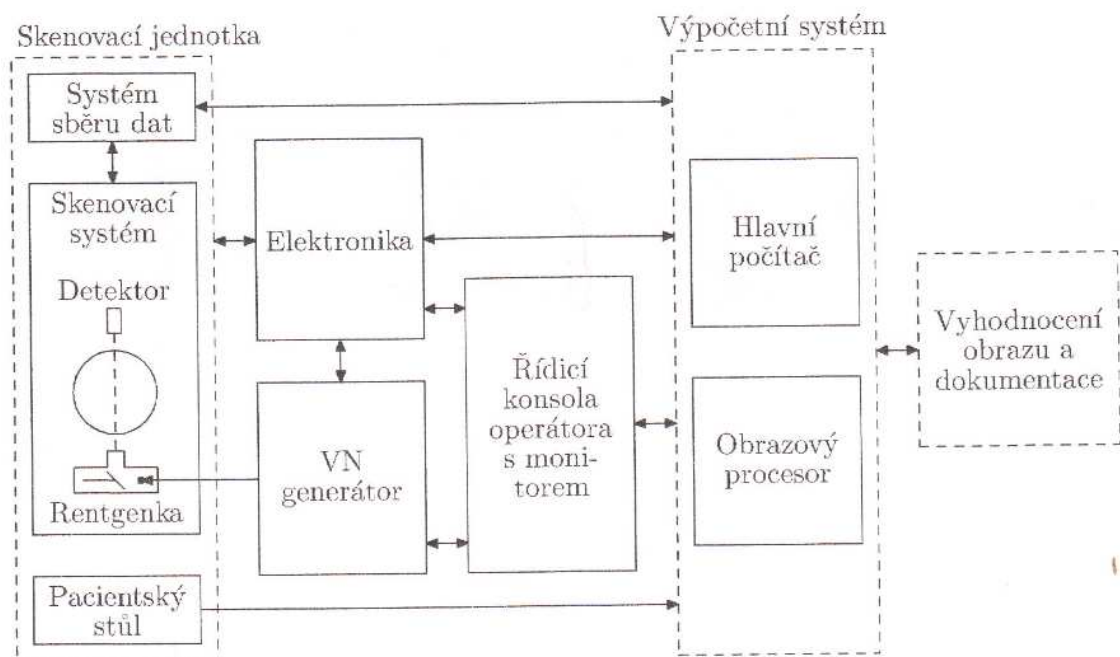
Vnitřní konstrukce dvoudrojového výpočetního tomografu



Zdroj: <http://www.prin.ir/images/stories/openct.jpg>

Příloha 17

Základní součásti výpočetního tomografu



Zdroj: Drastich, 2004, s. 20

Příloha 18

Vnitřní konstrukce vyšetřovacího portálu (gantry)



Zdroj: <http://files.doobybrain.com/wp-content/uploads/2012/06/inside-of-CT-scanner.jpg>

Příloha 19

Vnější design moderního CT přístroje



Zdroj:

http://cs.wikipedia.org/wiki/Po%C4%8D%C3%ADta%C4%8Dov%C3%A1_tomografie#mediaviewer/Soubor:Vypocetni_tomograf.jpg

Příloha 20

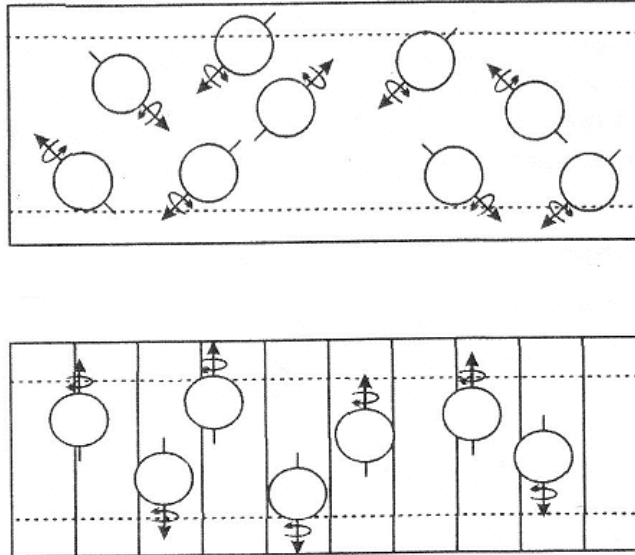
Typické hodnoty efektivních dávek pro vybraná konvenční rentgenová a CT vyšetření

Diagnostický výkon	Dávka (mSv)	Přibližná doba pro stejné ozáření z přírodních zdrojů
RTG končetin a kloubů	<0,01	<1,5 dne
RTG plic	0,02	3 dny
RTG lebky	0,07	11 dnů
Mamografie (screening)	0,1	15 dnů
RTG kyčle	0,3	7 týdnů
RTG pánve, hrudní páteře	0,7	4 měsíce
RTG břicha	1	6 měsíců
RTG bederní páteře	1,3	7 měsíců
RTG polykacího aktu	1,5	8 měsíců
Intravenózní vylučovací urografie	2,5	14 měsíců
RTG vyšetření žaludku, střevní pasáže	3	16 měsíců
Irigoskopie	7	3,2 roku
CT hlavy	2,3	1 rok
CT hrudníku	8	3,6 roku
CT břicha, pánve	10	4,5 roku

Zdroj: Zdravotnické noviny, 2012, s. 1

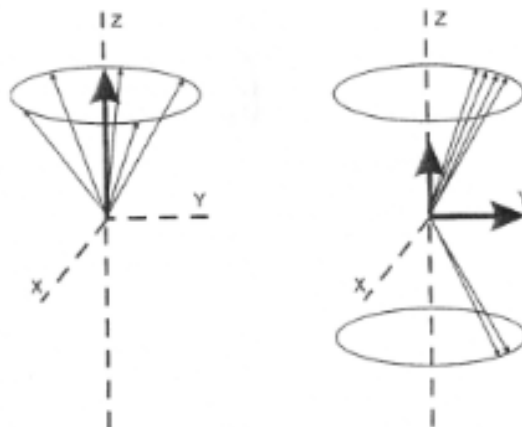
Příloha 21

Normální rozložení protonů vodíku ve tkáni, paralelní a antiparalelní postavení protonů vodíku ve statickém magnetickém poli



Zdroj: převzato z Nekula, 2007, s. 8

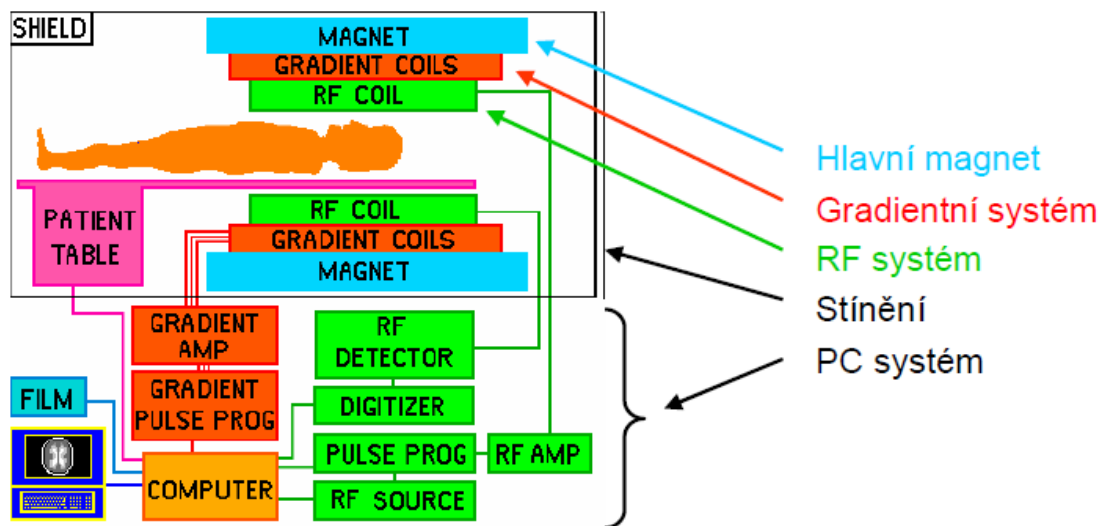
Vektor podélné magnetizace (silná šipka), precese – útlum vertikální magnetizace, vznik transverzální magnetizace (šipka Y) a precesní kruhové pohyby vektoru Y



Zdroj: převzato z Nekula, 2007, s. 9

Příloha 22

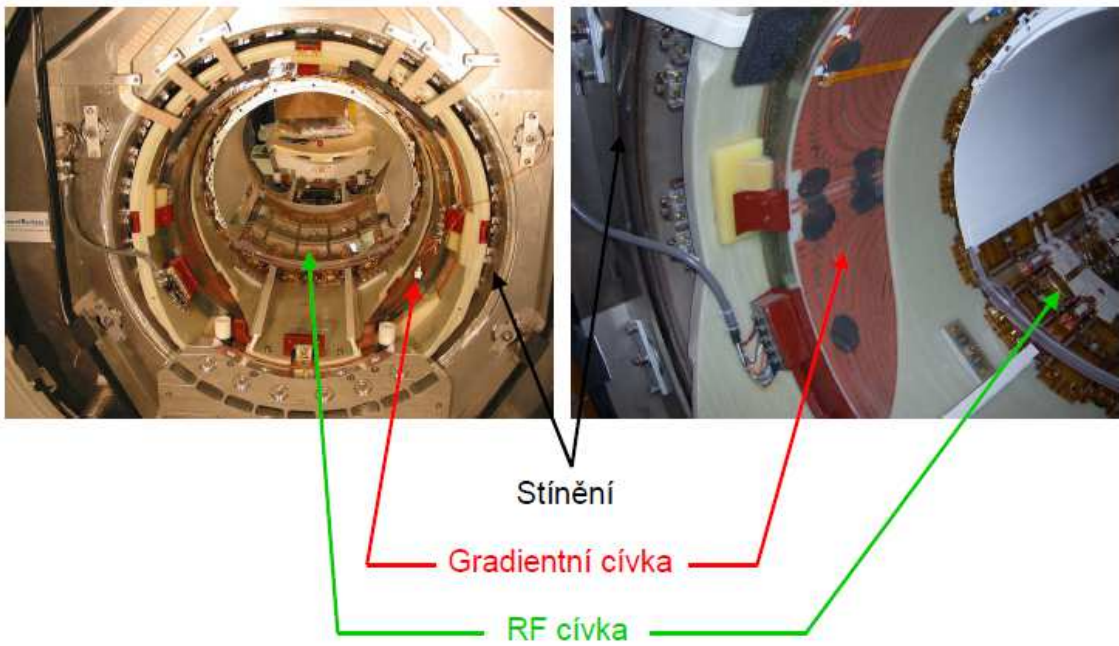
Schéma konstrukce MR přístroje



Zdroj: http://www.med.muni.cz/biofyz/files/nutricnisppecialista/MRI_2011_Sedlar.pdf

Příloha 23

Pohled do vnitřku MR přístroje po odstranění předního krytu



Zdroj: http://www.med.muni.cz/biofyz/files/nutricnispecialista/MRI_2011_Sedlar.pdf

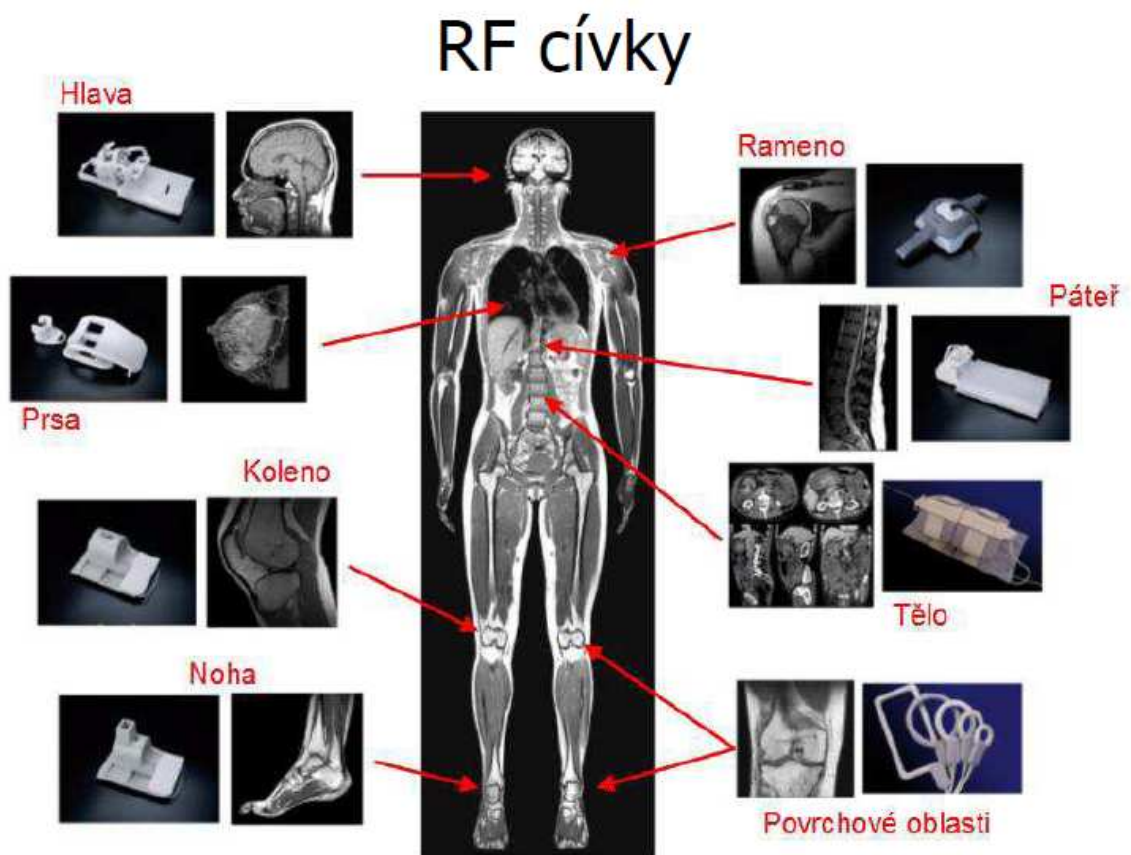
Design moderního MR přístroje



Zdroj: http://www.med.muni.cz/biofyz/files/nutricnispecialista/MRI_2011_Sedlar.pdf

Příloha 24

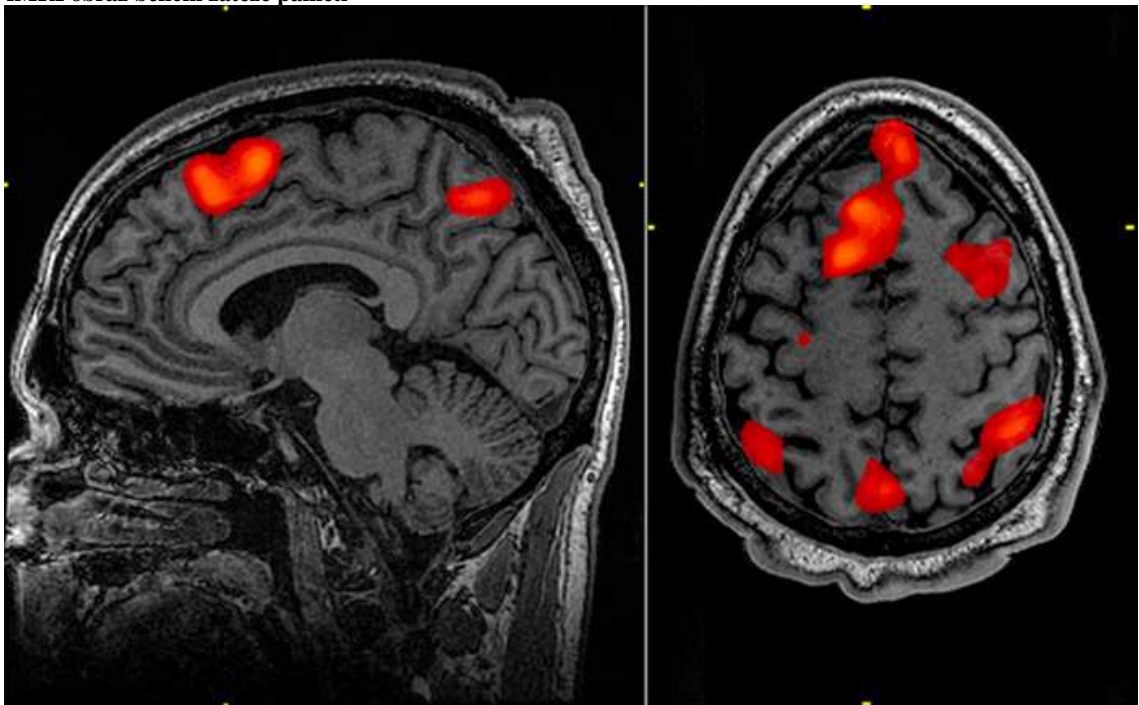
Druhy RF cívek



Zdroj: http://www.med.muni.cz/biofyz/files/nutricnispecialista/MRI_2011_Sedlar.pdf

Příloha 25

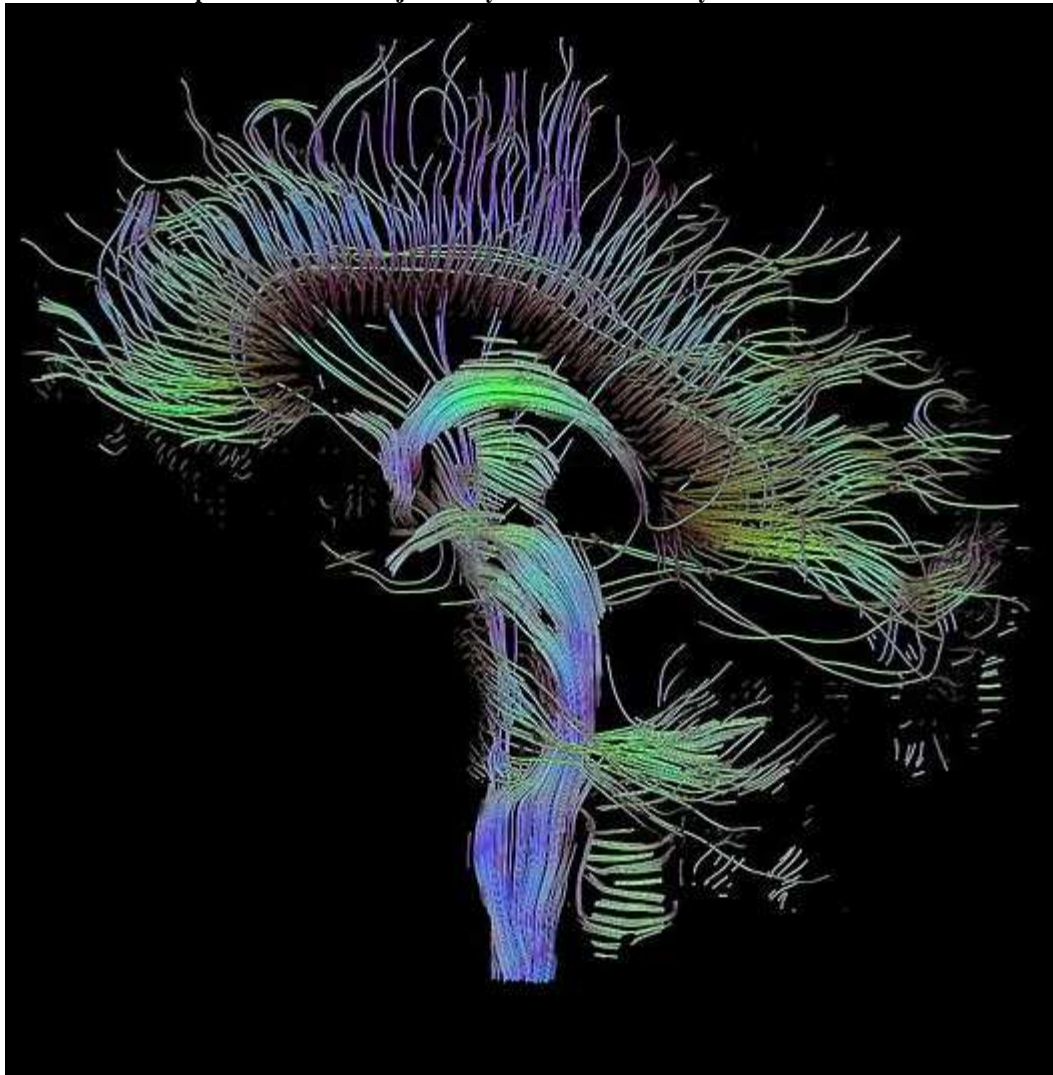
fMRI obraz během zátěže paměti



Zdroj: http://cs.wikipedia.org/wiki/Funk%C4%8Dn%C3%AD_magnetick%C3%A1_rezonance

Příloha 26

DTI – barevná mapa mozku znázorňující směry difuze molekul vody



Zdroj: http://cs.wikipedia.org/wiki/Funk%C4%8Dn%C3%AD_magnetick%C3%A1_rezonance