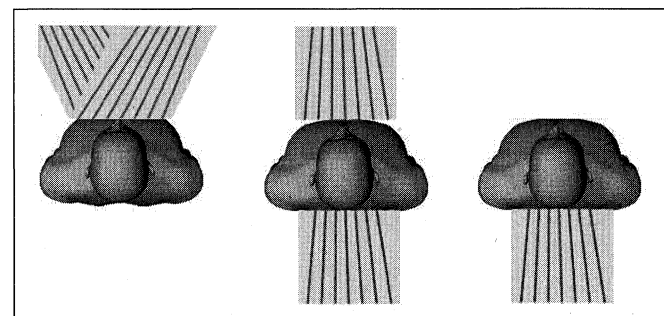


algoritmy, např. particle swarm optimization (PSO) či některé typy evolučních algoritmů.

1.4 Obrazové informace v medicíně

Na doposud uvedené biologické signály můžeme nahlížet jako na jednorozměrné signály (1D), které zaznamenávají vývoj pozorované veličiny ve sledovaném místě v závislosti na čase. S prudkým vývojem snímacích senzorů v posledních letech a také díky poklesu jejich ceny dnešní medicínská praxe často využívá pro diagnostiku také signály vícerozměrné. Hovoříme pak o dvoj-, troj- a dokonce i čtyřrozměrných signálech (2D, 3D, 4D), kdy snímaná data zachycují plošné nebo objemové oblasti zájmu, s možností sledování změn v čase, což nám přidává další dimenzi pro pozorování. Takovéto obrazy jsou schopny přímo zachytit anatomickou strukturu těla a jeho orgánů, jejich funkčnost a v neposlední řadě také jejich možné nežádoucí změny.

V obecné rovině můžeme nahlížet na vytváření výsledného obrazu objektu pomocí zvolené zobrazovací metody jako na interpretaci nějakého energetického signálu. Snímaný objekt – pacient – moduluje vnější signál, který je pak detekován a převeden do elektrické podoby a případně transformován (*tomografie* – viz. dále). Jednotlivé zobrazovací metody pak kategorizujeme podle použitého typu signálu (tzv. *modalita* – rentgenové záření, ultrazvuk a pod.) či podle použitého principu pro modulaci signálu. Ten může být založen (obr. 1.10) na odrazu (např. snímání optickým mikroskopem, např. fundus kamera pro oftalmoskopii), na průchodu signálu (např. zobrazování pomocí rentgenového záření) nebo na vyzařování signálu (např. pozitronová emisní tomografie). V následujícím textu po stručném úvodu do teorie zobrazování vícerozměrné informace bude uveden přehled hlavních zástupců zobrazovacích metod používaných v medicíně spolu s jejich základními principy a ilustračními příklady aplikačních oblastí [59, 193, 213]. V závěrečné části jsou uvedeny metodiky digitálního zpracování obrazové informace, které mohou napomoci ke kvalitnější interpretaci nasnímaných dat.



Obrázek 1.10: Principy zobrazování mohou být založeny na odrazu signálu (vlevo – mikroskop, ultrazvuk), na průchodu signálu (uprostřed – RTG, CT) nebo na vyzařování signálu (vpravo – MRI, SPECT, PET)

1.4.1 Základní pojmy

Jak už bylo zmíněno, při zpracování obrazové informace v medicíně se můžeme setkat se snímky, zachycujícími plošné nebo objemové oblasti zájmu s možností jejich sledování v čase, což nám dává až čtyřrozměrné datové sady. Tato data se v dnešní době nejčastěji ukládají ve standardizovaných formátech (např. DICOM, formát medicínské digitální obrazu, viz kapitola 7.2.1), aby byla snadno přenositelná a využitelná např. v telemedicině. Informace obsažená v takovýchto souborech pak obsahuje kromě autorizačních dat, informací o způsobu snímání, o nastavení přístroje a sadách různých podpůrných dat také to hlavní – vlastní nasnímaná data, tedy hodnoty naměřených veličin v jednotlivých prostorových souřadnicích. V této souvislosti můžeme hovořit o informacích naměřených v jednotlivých *pixelech* – elementárních částech snímané plochy – o souřadnicích $[x_i, y_i]$ pro 2D snímání, případně ve *voxelech* – elementárních objemech snímaného prostoru – o souřadnicích $[x_i, y_i, z_i]$ pro 3D snímání. Plošná data mohou zachycovat řez objektem, buď generovaný pravidelně s krokovým posunem nebo podle zadaného úhlu a pozice snímací roviny, dokonce můžeme docílit zobrazení řezu podle zakřivené křivky. Objemová data se generují z 2D snímání pomocí vhodných matematických transformací, více se budeme

Pixel

Voxel

touto problematikou zabývat v části 1.4.5, věnované tomografii. Takováto data jsou pak většinou zobrazována ve třech navzájem kolmých řezech.

Rozlišení Pro pozorování a vyhodnocování dat je klíčová kvalita pořízených snímků, která se odvíjí od mnoha faktorů. Jeden z nejdůležitějších aspektů obrazového snímání je jeho *rozlišení* – rozlišovací schopnost daného snímacího zařízení, tedy jaká je skutečná velikost jednotkové plochy/objemu (pixelu/voxelu). Různé senzory mají tuto hodnotu různou, často velmi odlišnou. Pokud by objekt zájmu byl menší než minimální zachytitelná jednotka, s daným snímacím zařízením objekt nevidíme.

Zašumění Další všudypřítomné omezení snímací kvality je míra *zašumění snímku*. Jedná se o více či méně náhodný rušivý signál s různými příčinami vzniku. Většinou je jeho charakteristika svázaná s druhem zvolené modalitě a také s nastavením jednotlivých snímacích parametrů. Přítomnost šumu znesnadňuje zachycení drobných anatomických struktur. Dalším důležitým rysem nasnímaných dat je jejich ostrost, resp. neostrost. Relativně snadno ovlivnitelný typ neostrosti vzniká díky špatnému nastavením snímací vzdálenosti a tedy špatným zaostřením na objekt zájmu. Co se dá hůře ovlivnit je neostrost v důsledku pohybu pacienta a motility jednotlivých orgánů. Mnohé snímací metodiky vyžadují snímání v rádech desítek minut a pak je důležité, aby se pacient udržel v konstantní poloze. Některé pohyby se dají minimalizovat (zadržení dechu), jiné ne (srdeční aktivita).

Všechny zmíněné charakteristiky nasnímaných dat se snaží zohledňovat a zlepšovat dnešní software dodávaný se snímacími zařízeními. Kromě těchto tří faktorů se zabývá i dalšími možnostmi, jak efektivně analyzovat nasnímaná data, případně kombinovat více modalit do jednoho výsledku. Část 1.4.9 se věnuje této tématice podrobněji.

1.4.2 Radiologie

Jedna z prvních zobrazovacích metod v medicíně je založena na *rentgenovém záření* (nazývané také paprsky X), objeveném v roce 1895 Wilhelmem C. Röntgenem (obr. 1.11), který také vyladil první rentgenový (RTG) snímek ruky. Rentgenové



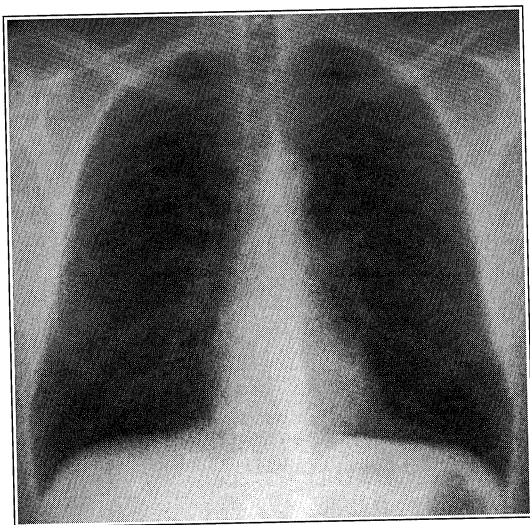
Obrázek 1.11: První RTG snímek ruky, pořízený Wilhelmem C. Röntgenem

záření je ionizující elektromagnetické vlnění o velmi krátké vlnové délce 10^{-8} až 10^{-12} , v *radiodiagnostice* se používá nejběžněji vlnová délka 10^{-9} . Zobrazování pomocí rentgenového záření využívá různé prostupnosti tohoto záření různě hustými materiály. Struktury s větší hustotou (např. kosti) absorbují více procházející záření a jeví se pak světlejší (stín), projasnění (tmavší části) reprezentují více prostupné části lidského těla (obr. 1.12). Pokud přidáme do snímacího procesu správně zvolenou radiačně neprostupnou látku, můžeme snímat také některé měkké tkáně (např. baryum pro snímání trávicího traktu). Pak mluvíme o *kontrastním snímání*.

Projekční radiografie, což je historicky první metodologie pro pořizování RTG snímků, se provádí obvykle v předozadní a boční projekci na detektor. Na něm je pak zachycen sumární průmět všech anatomických struktur, bez ohledu na jejich pořadí. Dodnes je to často první volba pro diagnostiku kostí či srdce. Pokud je jako detektor použit film, mluvíme o *skiagrafi*, kdy rentgenové záření modulované snímaným objektem dopadá

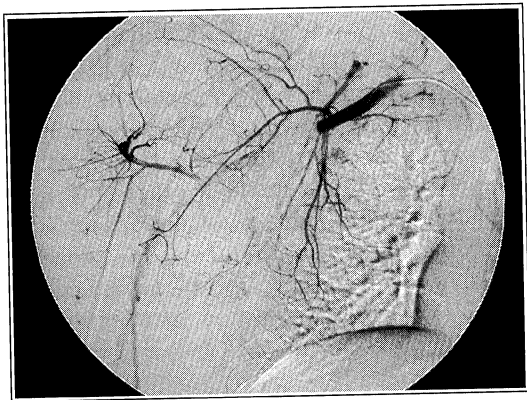
Radiologie

Kontrastní snímání



Obrázek 1.12: RTG snímek hrudníku

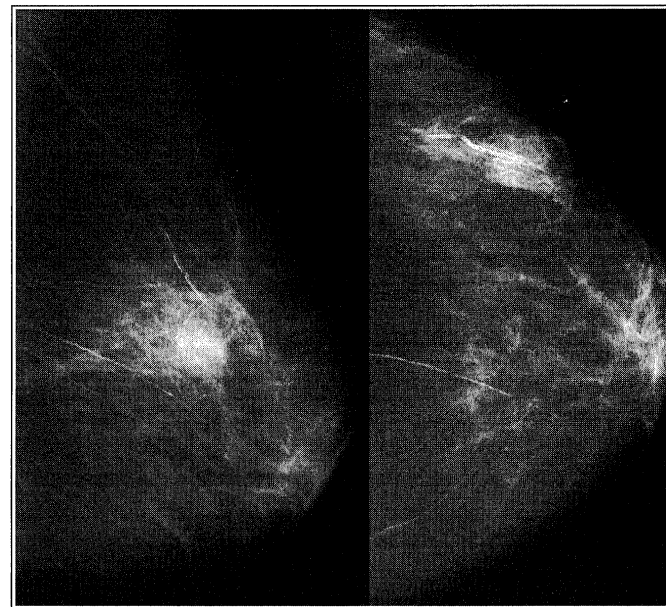
na fotografický film, který je následně vyvolán ve vývojce.



Obrázek 1.13: Subtrakční angiografie axilární tepny

Varianta k skiografii je **fluoroskopie**, někdy také nazývaná **skiaskopie**. Během fluoroskopie se prošlé RTG záření vizuálně pozoruje v reálném čase, kdysi přímo na fluorescenčním stínítku, nyní nepřímou, na obrazovce. Fluoroskopie se používá

k vyšetřování dynamických dějů, pohyblivých struktur a při intervenčních výkonech, kdy je potřebná přesná navigace či kontrola během operací. Tělo je snímáno stálým rentgenovým zářením a současně jsou nasnímaná data zobrazována. Mezi časté aplikace fluoroskopie patří například lumbální punkce, katetrizace srdce, biopsie a pod. Speciálním případem je **angiografie**, kdy je pacientovi aplikována kontrastní látka (většinou na bázi jódu nebo bárya) a pomocí fluoroskopie je pak sledován průběh protékání látky ve sledovaných orgánech (krevní řečiště, srdce, trávicí trakt). Většinou se používá metodika digitální subtrakční angiografie (obr. 1.13), kdy je od snímaných dat „odečítán“ pre-kontrastní snímek, který zachycuje kosti a jiné pevné anatomické části a je pořízen ještě před vstříknutím kontrastní látky. Vyšetření srdce (angiografie srdce) se provádí bez subtrakčního postupu a s větší snímací frekvencí. Angiografie umožňuje například efektivně vyhodnocovat případná rozšíření nebo zúžení cév.



Obrázek 1.14: Mamogram prsu

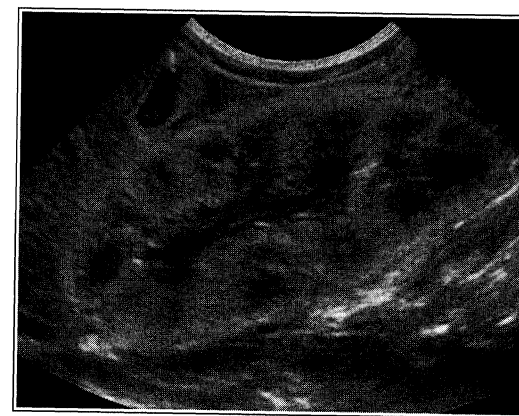
Použití filmů pro RTG snímání je dnes na ústupu, medicínská zařízení přecházejí na elektronické snímání a digitalizaci RTG obrazů. Jako detektor se používá elektronický digitální snímač obrazu ve formě plochého scintilačního panelu, případně polovodičového pixelového detektoru (scintilátor je materiál, který je luminiscenční po excitaci ionizačním, např. rentgenovým zářením). Výstupem je pak zdigitalizovaný RTG obraz snímaného objektu. Výhoda digitální formy dat je snadná a levná archivace, tato forma umožňuje zpracování dálkovou telemedicínu, případně analýzu metodami digitálního zpracování obrazu a v neposlední řadě také možnost výrazného snížení dávek záření při zachování stejné kvality snímků. Tyto výhody vyváží i nutnost nákupu často dražšího hardware a software.

Speciální kapitolou radiografie je **mamografie**, snímání prsu a jeho vnitřních struktur pomocí slabého rentgenova záření pro diagnostiku a prevenci (obr. 1.14). Tato modalita je masivně používána pro preventivní vyšetřování (screening), pro vlastní diagnostiku se pak používají také jiné zobrazovací metody jako například ultrazvukové vyšetření pro podrobnější vyšetření podezřelých tkání, pozitronová emisní mamografie nebo magnetická resonance pro upřesnění diagnózy nebo pro předoperační vyšetření. V současnosti se klasické filmy nahrazují detektory pro celoplošnou digitální mamografii (FFDM). **Digitální tomosyntéza** patří v oblasti diagnostiky rakoviny prsu mezi velmi zajímavé výsledky současného výzkumu. Tato modalita vytváří trojrozměrný obraz prsu pomocí rentgenova záření. Snímek je vytvořen z několika klasických RTG snímků, pořízených z různých úhlů a na rozdíl od běžného mamogramu je prso jen lehce stlačeno. Takto jsou vygenerovány 3D snímky prsu. Tato metoda je hezkým příkladem posunu od 2D snímků, jaké poskytuje běžná radiografie, k 3D prostorové reprezentaci lidského těla, kterou umožňuje počítačová tomografie.

1.4.3 Ultrasonografie

Ultra-
sonografie

Ultrasonografie vznikla jako druhá medicínská zobrazovací metoda, nejčastěji používaná pro diagnostiku vnitřní anatomie a toku krve v těle. V prvopočátcích se jednalo o ruční



Obrázek 1.15: Ultrasonografie ledviny

transduktor, přiložený na požadované místo, který produkoval ultrazvukový signál a detekoval jeho zpětné odezvy. Doba a síla odezvy je v této modalitě podklad pro určení hloubky odrazu a tedy rekonstrukci snímaných tkání.

Pomocí vyšších frekvencí (7–18 MHz) se zobrazují povrchové tkáně, nižší frekvence (2–6 MHz) slouží k zachycení hlouběji umístěných orgánů. Volba frekvence také ovlivňuje prostorové rozlišení výsledného snímku, je tedy potřeba najít správný poměr mezi hloubkou snímání a požadovanou kvalitou obrazových dat. Na rozdíl od RTG snímání ultrasonografie umožňuje dobře zachytit měkké tkáně, což ji předurčuje pro použití v kardiologii, gastroenterologii a oftalmologii. Velmi rozšířené je použití ultrasonografie pro prenatální vyšetření plodu.

Dnešní ultrasonograf může pracovat ve více módech.

A-mód je model jednoduchého transduktoru, který snímá v linii určené pohybem senzoru a zobrazuje echa jako funkci hloubky a zaznamenává tak povrchovou strukturu podél dané snímací linie.

V **B-módu** pracujeme s lineárním polem transduktorů a výsledek je zobrazen jako 2D snímek, zachycující snímanou oblast (obr. 1.15).

V **M-módu** se provede několik po sobě následujících měření typu B a výsledný záznam zobrazuje pohyb sledovaných orgánů

vzhledem k sondě (typické použití např. v echokardiografii neboli v ultrazvukovém vyšetření srdce).

Dopplerova ultrasonografie využívá faktu, že se frekvence vlnění mění podle svého pohybu vzhledem k pozorovateli. Umožňuje zobrazit směr, rychlost a umístění krevního toku. Signál se vysílá spojitě (CW – bez možnosti určení hloubky odezvy) nebo pulsně (PW – s možností určení hloubky odezvy), kde druhý zmíněný postup je častější. Naměřené hodnoty se obvykle kódují barevně. **Duplexní ultrasonografie** kombinuje výhody B-módu a Dopplerovy sonografie. **Color flow Doppler ultrasonografie** zobrazuje v odstínech šedi nasnímaná data v B-módu a do něj vkládá barevně kódované informace z Dopplerovy ultrasonografie (od červené po modrou). **Power Doppler ultrasonografie** nabízí ještě citlivější metodu pro zachycení toku krve pomocí analýzy amplitud signálů.

Také ultrasonografie využívá přístupu využívajícího vhodně zvolených látek pro zvýšení kontrastu objektů zájmu lékařů. Uvedené látky nazýváme echokontrastní. Jsou založené na mikrobublínkách, naplněných plynem a jsou intravenózně podávány pacientům. Hovoříme pak o **kontrastním ultrazvukovém vyšetření (CEUS)**. Takto naměřené snímky vykazují větší kontrast díky schopnosti mikrobublinek odrážet signál, jsme tedy schopni zachytit dokonce i malé cévy. Popsaná metoda pomáhá lépe zobrazovat perfúzi jednotlivých orgánů a vyhodnocovat například krevní tok v srdci. Současný výzkum směřuje k možnosti cílit kontrastní látku do diagnostikovaných oblastí.

V poslední době se objevují 3D ultrazvukové přístroje, které snímají ve více směrech a jsou schopny zobrazit 3D objemové reprezentaci orgánů. Pokud hovoříme o 4D ultrasonografii, pak čtvrtým rozměrem je rozuměn čas, tedy snímání probíhá v reálném čase a záznam je vytvořen ve formě filmu.

1.4.4 Tomografické zobrazování

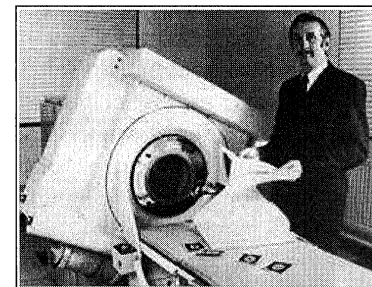
Tomografie

Tomografie umožňuje vypořádat se s problémem sumačního zobrazení, popsaného např. u snímání pomocí rentgenového záření. Klasická projekční radiografie promítne do každého bodu

výsledného RTG snímku informací o všech orgánech, které se nacházejí ve směru záření, sečtenou do jedné hodnoty. Jednotlivé orgány se dají jen velmi těžko rozlišit, pokud vůbec.

Naproti tomu tomografie vytváří třídímní reprezentaci anatomie, za pomoci nasnímaných 2D řezů a použitím správně zvolené rekonstrukční metody. Výsledkem je úplný 3D model snímaného objektu/pacienta, kde dokážeme oddělit informace o jednotlivých orgánech.

Současné rekonstrukční metody vychází z Radonovy, případně Fourierovy matematické transformace a dat, pořízených během nasnímaní pacienta z mnoha směrů. Většina rekonstrukčních metod je založena na *filtered back projection* (FBP) nebo na *iterativní rekonstrukci* (IR).



Obrázek 1.16: Výpočetní tomografie. Jeden z prvních CT přístrojů se Sirem G. N. Hounsfieldem, jedním z autorů metody

Podle použitého typu energetického signálu pro snímání hovoříme o **výpočetní tomografii** (CT – rentgenové záření), o **jednofotonové emisní výpočetní tomografii** (SPECT – záření gamma) či o **pozitronové emisní tomografii** (PET – anihilace pozitronů a elektronů), kterými se budeme zabývat podrobněji. Tento seznam není úplný, metod využívajících tomografické postupy je více, jmenujme například **optickou koherentní tomografii**, která zaznamenává podpovrchové, 1–2 mm hluboko uložené struktury pomocí odrazu blízkého infračervené záření. Dosahuje se tak velmi vysokého rozlišení v řádech mikrometrů. Tato metoda se přirovnává k „optickému“ ultrazvuku. Její nejčastější použití je v oftalmologii pro vyšetření sítnice. Další příklad moderních metod vychází

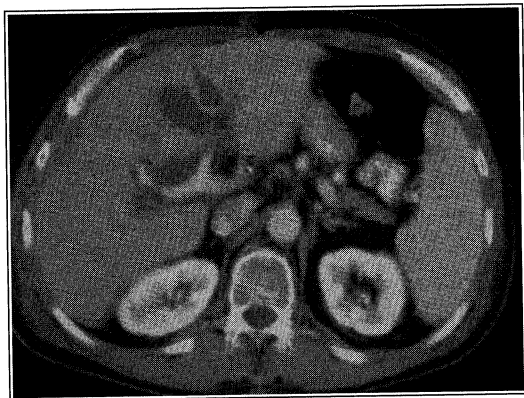
z tepelného záření (**termoakustická tomografie** pro zobrazení vnitřní teploty těla).

1.4.5 Výpočetní tomografie

Výpočetní
tomografie
(CT)

Tato zobrazovací metoda, jejíž historie započala v roce 1972 (obr. 1.16), vychází z kombinace radiologie a tomografie. Rekonstrukčními metodami je generován 3D obraz radiačně neprostupných struktur v lidském těle (obr. 1.17). Tento obraz je vytvořen ze sady 2D snímků, sejmutých po obvodu 360° kolem pacienta. Pokud je sada snímků neúplná (např. pouze 40°), mluvíme o *tomosyntéze* (viz. mamografie). Tato metoda poskytuje obrázky s omezenou hloubkou ostrosti, přesto pro některé aplikace je toto dostačující.

Během CT vyšetření si lékař může pro určení diagnózy nechat zobrazit řez libovolnou rovinou, výsledný obraz bude podle toho přepočítán. Navíc může pracovat i s plným 3D modelem. To vše se může provádět i retrospektivně, což je velmi důležité např. pro plánování operativních zákroků. Současné přístroje dosahují úžasného rozlišení až 0,4 mm ve všech směrech (nejmenší zobrazitelná objemová jednotka je 0,4 mm × 0,4 mm × 0,4 mm). Na rozdíl od běžného RTG snímání CT má menší rozdíl v kontrastu a umožňuje tak zobrazovat i oblasti se strukturovanými měkkými tkáněmi.



Obrázek 1.17: Výpočetní tomografie

Stejně jako u projekční radiografie se také u CT snímání mohou podávat kontrastní látky a dostáváme pak například **CT angiografii (CTA)** pro zobrazení cévního řečiště. Přesnost CT navíc umožňuje vykreslit i jemné detaily a větvení. Sekvenční snímání CT během intravenózního podávání kontrastní látky může sloužit k vyhodnocování objemu a průtoku krve ve sledované oblasti – **CT perfúze**. **Kvantitativní CT** se zaměřuje na vyhodnocování množství a hustoty kostní hmoty. Další možnost je snímání CT v reálném čase – **CT fluoroskopie**, kdy je pacient kontinuálně snímán. Je tak umožněno například kontrolovat intervenční procedury jako jsou biopsie nebo provádění anestezie, případně kontrola načasování při procedurách s kontrastní látkou.

1.4.6 Magnetická rezonance

Jiným příkladem metody schopné postihnout objemové struktury lidské anatomie je *magnetická rezonance* (MRI – magnetic resonance imaging, někdy také nazývaná NMRI – nuclear MRI nebo MRT – magnetic resonance tomography). Počátky magnetické rezonance se datují do roku 1973.

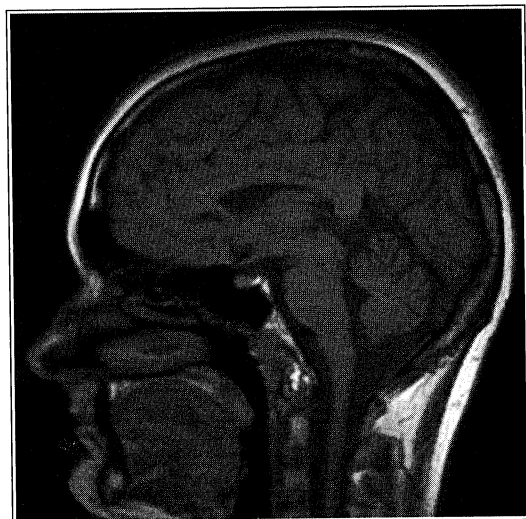
Magnetická
rezonance
(MRI)

Jedná se o zobrazovací metodu schopnou zachytit vnitřní struktury lidského těla s větším rozlišením mezi typy tkání než CT a současně dosahující srovnatelné prostorové rozlišení jako zmiňované CT (obr. 1.18). Navíc zde tělo není vystaveno žádnému škodlivému záření (je ale životně důležité zamezit vyšetření lidí s kovovými objekty jako např. s implantáty).

Hlavní substancí generující výsledný obraz je voda obsažená v lidském těle. Není zde použito žádné ionizující záření, využívá se síly magnetických polí a radiofrekvenčního signálu pro jejich přenastavování. Vodíková jádra obsažená ve snímaném těle při těchto změnách generují rotační magnetické pole, které je detekováno a použito k rekonstrukci 3D obrazu na základě rozdílů jeho fází a frekvencí. Různé tkáně reagují na změny pole různě a tím je umožněno detekovat jednotlivé oblasti.

Systém interpretace změn a jejich vyvolání se může modifikovat podle potřeby a pak hovoříme o různých módech – zaměřených na **T1**, **T2** nebo **T2*** relaxaci. Obraz je možno

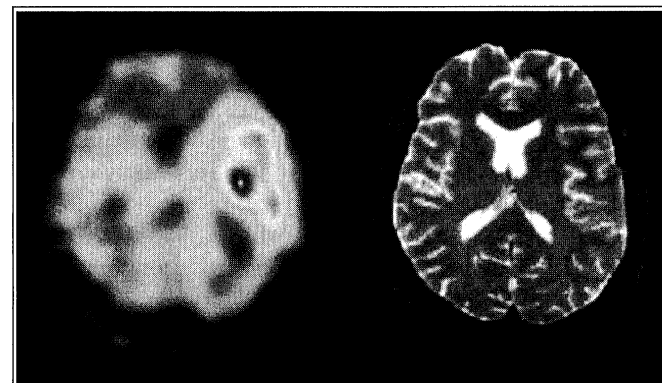
také vážit podle protonové hustoty – **protodenzitní PD**, tady pak nezáleží ani na T1 ani na T2 relaxaci. Snímací sekvence mají mnoho variant, mezi standardní patří **spin-echová (SE)**, **inversion recovery (IR)** a **gradientní-echová (GE)**. Pak existuje řada odvozených variant, kde každá se vyznačuje primárním zachycením jiných vlastností tkáně.



Obrázek 1.18: Magnetická rezonance. Spin-echová snímací sekvence s T1 relaxací

Hlavní použití klasického MRI je v onkologii, ve vyšetření mozku, kardiovaskulárního systému a pohybového aparátu. Kromě běžné MRI se můžeme setkat s odvozenými variantami. Stejně jako u předchozích metod je možno aplikovat kontrastní látky (např. gadolinium) a tím zvýšit kontrast snímání. **MR angiografie (MRA)** úspěšně zachycuje stav artérií, je to obdoba angiografie klasické, tedy s použitím rentgenového záření. **Difuzní MRI** zachycuje difuzní procesy v tkáních. Rozlišujeme **difuzně vážené MRI (DWI)**, kde intenzita zachycuje nejlepší měření poměru vodní difuze, a **difuzní tenzorové MRI (DTI)**, používané pro snímání směrově strukturovaných tkání (srdeční svaly). Jsou zde přidány parametry zachycující směr

difuze, které jsou pak velmi citlivé na patologické změny. Jedna z možností použití je analýza nervových spojů v mozku – **traktografie**. **Magnetická rezonanční spektroskopie (MRS)** umožňuje zachytit biochemické procesy v těle. Na rozdíl od MRI se s vyzářeným signálem pracuje dál ve formě spektra (běžná MRI převádí naměřený signál na obraz). Využívá se zde faktu, že rezonanční frekvence stejného atomu se v různých sloučeninách liší a je tedy možno takto zachytit složení snímaného objektu. Metoda umožňuje neinvazivním způsobem určit koncentrace řady chemických sloučenin v centrální nervové soustavě, případně v tumorech.



Obrázek 1.19: Ukázka zobrazení jednofotonovou emisní tomografií SPECT – nádoru mozku (vlevo); pro porovnání magnetická rezonance MRI (vpravo)

Funkční magnetická rezonance (fMRI) zase nabízí možnost sledovat funkční vlastnosti mozku. Metoda měří změny signálu v důsledku mozkové aktivity a její hemodynamické odezvy a tak umožňuje identifikovat odpovídající části mozku pro danou aktivitu. Jako poslední uvedeme metodu pro sledování perfúze tkání – **dynamické MRI s vylepšeným kontrastem (contrast-enhanced magnetic resonance imaging DCE-MRI)**. Postup vychází z opakovaného snímání pacienta pro sledování postupného rozlévání kontrastní látky (často na bázi gadolinia) v čase. S nárůstem množství látky ve voxidech se zvyšuje intenzita signálu. Ze znalosti

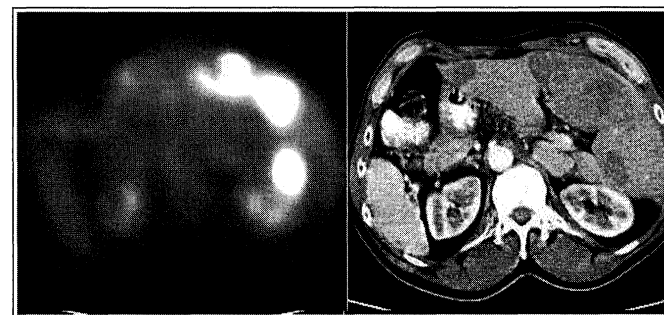
vstupních parametrů je možno převést relativní nárůst signálu na kvantitativní vyjádření množství látky v tkáních a v důsledku na průtok krve (užitečný např. pro diagnostiku tumorů).

1.4.7 Zobrazovací metody v nukleární medicíně

Nukleární medicína využívá ve své diagnostické a terapeutické praxi radioaktivní izotopy. Zobrazovací postup spočívá v podání radioaktivní látky pacientovi a z následného zachycení vyzářených fotonů pomocí gama kamery (scintilační kamery). Mezi nejpoužívanější postupy patří jednofotonová emisní tomografie (SPECT) a pozitronová emisní tomografie (PET) [205].

Prvotní **planární scintigrafie** vytváří 2D snímky pacienta za pomoci gama kamery, podobně jako u projekční radiografie. Scintigrafie je zobrazovací metoda pro zachycení distribuce radioaktivní látky v organismu na základě zachycení vycházejícího záření gama. Snímáním dostáváme průmět do roviny, pokud budeme snímání opakovat, můžeme sledovat dynamiku scény. Stejně jako u předchozích modalit se tyto základní snímací postupy rozšířily o tomografický přístup a byly vyvinuty metody SPECT a PET.

Jednofotonová emisní tomografie (SPECT) je *jednofotonová emisní tomografie*, která na rozdíl od CT nebo MRI, zaměřených na anatomickou strukturu, poskytuje informace o funkci tkání a orgánů (obr. 1.19). Jedná se o scintigrafickou metodu, používající intravenózně, perorálně nebo inhalačně aplikovaný radioaktivní materiál (radionuklid) s poločasem rozpadu několik hodin, který vyzářuje gama fotony. Látka se usazuje v místech sníženého průtoku krve nebo se zvýšeným metabolismem. Tomografický přístup umožňuje ze série navzájem pootočených 2D snímků vygenerovat 3D prostorovou reprezentaci celého snímaného objektu a odpovídající distribuce radioaktivní látky. Takto jsou detekovány místa sníženého nebo zvýšeného metabolismu, což je užitečné pro určení diagnózy v onkologii, v neurologii nebo v kardiologii.



Obrázek 1.20: Ukázka zobrazení pozitronovou emisní tomografií (vlevo); pro porovnání výpočetní tomografie (vpravo)

Pozitronová emisní tomografie (PET) je také zobrazovací metoda zaměřená na funkční diagnostiku (obr. 1.20). V tomto případě je podáváno radiofarmakum s velmi krátkým poločasem rozpadu vysílající pozitrony (beta rozpad). Tyto pozitrony se v podstatě okamžitě anihilují s okolními elektrony. Princip snímání PET metodikou je postaven na zachycení páru fotonů vzniklých během těchto anihilací. Dvojice fotonů umožňuje dosáhnout většího prostorového rozlišení než v případě SPECT zobrazování (které je ale levnější). Opět následuje tomografická 3D rekonstrukce snímaného objektu. Použití pozitronové emisní tomografie je v onkologii, využívající aktivní metabolismus sacharidů v tumorech, v neurologii a v kardiologii.

Pozitronová emisní tomografie (PET)

V obou případech (PET i SPECT) se začaly vyrábět přístroje, které umožňují zároveň snímat anatomickou (CT nebo MRI) a funkční (SPECT nebo PET) informaci. Naskenovaná data se kombinují do fúzovaného výsledného snímku, který umožňuje lepší prostorovou identifikaci diagnostikované poruchy. Současným snímáním odpadá potřeba data vzájemně geometricky registrovat, tj. odstranit případné geometrické difference jako např. vzájemné posunutí nebo otočení snímků.

Podobně jako u CT a MRI také u snímání v nukleární medicíně existuje varianta angiografie, kdy nám snímání pacienta umožňuje sledovat průtok a množství krve. Tato metoda se nazývá **radionuklidová angiografie (RNA)**,

neboli také **radionuklidová ventrikulografie** či **MUGA (multiple gated acquisition)**, a spočívá ve sledování malého množství radioaktivní látky v krevním řečišti. Výsledný film zachycuje pohyby srdce a používá se k diagnostice srdečních komor.

Uvedené nejčastější snímací metody se liší dobou pořízení dat (CT hned, SPECT cca 15 min, MRI a PET cca 20 min), zatížením organismu (jediná MRI je bez zatížení, v ostatních případech je nenulové, nejvyšší potřebné je u SPECT metody). CT a MRI je zaměřeno na zachycení strukturální informace, zatímco PET a SPECT zobrazují funkční vlastnosti organismu. Krom těchto rozšířených metod byly vyvinuty mnohé nové přístupy.

1.4.8 Ostatní přístupy

V poslední době se objevují různé další zobrazovací metody, využívající jiné fyzikální fenomény, případně jinak interpretující již obvyklé snímací modalitty [34]. V následujícím textu si informativně některé představíme.

Termografie vychází ze snímání v infračervené části spektra (0,9–14 μm) a zachycuje distribuci tepla na povrchu objektů. Výsledné snímky (termogramy) mohou sloužit pro diagnostiku zánětů, tumorů a pod.

Phase contrast tomografie (PC-CT) se zabývá zobrazováním málo absorpčních tkání, vzorků s podobnou absorpcí ale odlišnou refrakcí a s materiály, u kterých je potřeba minimalizovat vystavení radiaci. Zobrazuje se odezva v místech změny indexu lomu (hranice objektu nebo místa změn tkání). Tato metoda je vhodná pro použití v případě měkkých tkání, kdy jsme schopni vytěžit daleko víc informace než v případě klasického CT.

Magnetoencefalografie (MEG), viz. tab. 1.2, sleduje elektrické proudy v mozku pomocí jimi generovaných velmi slabých změn magnetického pole. Je tak umožněno sledovat místa aktivity mozku při různých podnětech. Metoda nabízí dobré časové ale špatné prostorové rozlišení.

Bioluminiscenční zobrazování se zabývá sledováním probíhajících biologických dějů v malých organismech. Podobně jako u předchozích metod existuje v plošné verzi a v tomografickém provedení, kde je rekonstruován celý 3D objem. Bioluminiscence pracuje s látkami z organismů, které se vyznačují bioluminiscencí a jsou aplikovány studovanému objektu. Citlivé CCD kamery pak zachycují bioluminiscenci v organismu. Tato metodika se používá např. pro studium zánětů nebo vývoje rakoviny u malých organismů.

Elektroimpedanční tomografie (EIT) je používána k vizualizaci a diagnostice změn v měkkých tkáních těla. Zobrazování je založeno na předpokladu, že se tumory od podobné tkáně liší svou elektrickou vodivostí. 3D reprezentace objektu ukazuje rozložení elektrické vodivosti. Tato metoda se hodí pro detekci rakoviny kůže nebo prsu nebo vyšetřování plic a mozku.

Difuzní optická tomografie (DOT) pomocí tomografických rekonstrukčních metod podává reprezentaci nervové aktivity mozku a jejího časového průběhu na základě vysílání a přijímání blízkého infračerveného záření na lebec. Informace o mozkové aktivitě je reprezentována změnou signálu – jeho absorpce v důsledku chemických změn nebo jeho rozptýlení v důsledku prostorových změn v aktivní oblasti.

1.4.9 Přínos digitálního zpracování dat

Medicínská diagnostika na základě obrazové informace, pořízené některými z uvedených metod, může často těžít z postupů digitálního zpracování obrazu. Tyto postupy dokáží extrahovat oblasti zájmu, kombinovat informace z různých modalit, provádět požadované statistiky morfologie snímaných objektů či provádět primární indikaci případných fyziologických nežádoucích změn. V následujícím textu jsou uvedeny příklady aplikací, kdy moderní algoritmy mohou přinést užitečné informace.

Geometrická registrace – v situacích, kdy chceme porovnávat nasnímaná data v různých časech, pomocí různých zobrazovacích metod nebo dokonce data od různých pacientů (případně pacient versus model), je potřeba odstranit vzájemně

geometrické rozdíly (otočení, posunutí, příp. komplexnější geometrické transformace), což je cílem geometrické registrace. Jejím úkolem je takové geometrické přizpůsobení nasnímaných dat, aby si vzájemně přesně odpovídaly jednotlivé struktury (souřadnice stejného orgánu musí být stejné na všech porovnávaných snímcích). Je důležité si uvědomit, že ne všechny rozdíly chceme odstranit, pokud například porovnáваме velikost sledovaného tumoru v čase, nesmíme dopustit, aby geometrická transformace odstranila také tento tvarový rozdíl.

Segmentace oblasti zájmu – v mnoha případech je užitečné mít možnost přesně definovat oblast zájmu na nasnímaném snímku na základě anatomické informace. Přesné vymezení tumoru, detekce krevního řečiště či ohraničení pigmentových skvrn patří mezi typické ukázky úlohy segmentace.

Morfologické statistiky – během sledování časového vývoje změn tkání je možné nastalé změny vyjádřit definovaně, pomocí matematického popisu. Patří sem například zachycení změn délky, šířky, obsahu, objemu, míry komplexnosti hranice oblasti, popisu textury tkání a podobně.

Fúze obrazové informace – v dnešní době je možné sledovaný objekt snímat pomocí různých modalit, některá zařízení to dokonce přímo umožňují (např. CT/PET snímací zařízení). Pro lepší interpretaci všech nasnímaných dat jsou používány metody fúze, kdy užitečná informace z jednotlivých modalit je zkombinována a umožňuje zobrazení v jednom snímku. Můžeme tak vidět funkční změny na anatomickém pozadí. Míru zastoupení jednotlivých modalit ve výsledku je možno adaptivně nastavovat.

Vizualizace obrazové informace – metody digitálního zpracování obrazové informace a počítačové grafiky nabízejí mnoho možností, jak zobrazit naměřená data. Od jednoduché trojrozměrné vizualizace, přes různé volby průhlednosti, stínování, změny barevných módů až po vykreslování pouze zvolených struktur (např. snímky bez kostí, zobrazení krevního řečiště apod.). Vše je možno upravit a nastavit podle potřeb vyšetřujícího lékaře.

Primární indikace – metody digitálního zpracování obrazu ve spolupráci se statistickými metodami a postupy rozpoznávání mohou indikovat na nasnímaných datech oblasti

se zvýšenou pravděpodobností změny tkání. Na základě znalosti charakteristik zdravé tkáně, případně vyhodnocením podobností s blízkým okolím, metody digitálního zpracování obrazu umožňují detekovat odlišnosti od „normálního“ stavu a nabízí tak odborníkovi další podklad pro určení možné diagnózy.

Tabulka 1.4: Přehled základních parametrů nejdůležitějších typů zobrazovacích metod v medicíně (prostorové rozlišení, doba snímání, princip snímání a zátěž na lidský organismus)

Název metody	rozlišení	doba	snímání	zátěž
Digitalní RTG	2048 × 2048	ihned	rentgenové záření	ano
Mamogram	4000 × 5000	ihned	rentgenové záření	ano
Ultrasonografie	512 × 512	ihned	ultrazvuk	ne
CT	512 × 512	2 min	rentgenové záření	ano
MRI	256 × 256	20 min	radiofrekvenční záření	ne
SPECT	128 × 128	15 min	gama záření	ano
PET	512 × 512	20 min	gama záření	ano

Jak je patrné z předchozího textu zobrazovací metody v medicíně nabízí lékařům velmi silný nástroj, který je schopen zachytit širokou škálu funkcí lidského organismu a dopomout tak k přesnějšímu stanovení diagnózy. Jednotlivé modalitty se od sebe liší nejen tím, co zachycují, ale také dobou pořízení snímku, cenou jednoho snímku, mírou zátěže na lidský organismus (od nepříjemných omezení pohybu pacienta během snímání až po závažný problém radiační zátěže při použití metod nukleární medicíny) a v neposlední řadě také dostupností (tab. 1.4) [191]. To vše jsou faktory ovlivňující volbu modalitty pro vyšetření pacienta. V dnešní době je snaha pořizovat data v elektronické podobě a tak umožnit snadnou archivaci, vzdálený přístup a zpětné vyhodnocování.