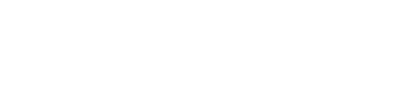
  

*Zobrazovací systémy* 

*v lékařství* 

kniha *Informacˇnı´ technologie pro biomedicı´nu*

Kapitola 12 - Zobrazovacı´ syste´my v medicı´neˇ a zpracova´nı´ obrazove´ informace v medicı´neˇ *Jan Kybic*

1 Role zobrazova´nı´ v medicı´neˇ

Le´karˇske´ zobrazova´nı´ dosa´hlo v minuly´ch dvou desetiletı´ch znacˇne´ho rozmachu, stejneˇ jako pocˇı´tacˇove´ zpracova´nı´ vy´sledny´ch obrazu˚. Jedna´ se zejme´na o dvou a trˇı´rozmeˇrne´ zobrazovacı´ techniky, ktere´ byly vytvorˇeny nebo zdokonaleny a staly se tak prakticky pouzˇitelny´mi. Tyto techniky jsou nynı´ du˚lezˇitou soucˇa´stı´ kazˇ dodennı´ radiologicke´ diagnosticke´ praxe. Zatı´mco v prvnı´ polovineˇ dvaca´te´ho stoletı´ byl jedinou dostupnou le´karˇskou zobrazovacı´ metodou rentgen (anglicky *X-rays*), dnes beˇzˇneˇ pouzˇı´va´me celou sˇka´lu zobrazovacı´ch technik, neboli modalit, ktere´ na´m poskytujı´ informace o anatomii, fyziologii, metabolismu a funkci lid ske´ho teˇla. Mezi nejpouzˇı´vaneˇjsˇı´ modality patrˇı´: rentgenova´ pocˇı´tacˇova´ tomogra fie (*X-ray computed tomography*, zkra´ceneˇ CT), nuklea´rnı´ magneticka´ resonance (NMR, *Magnetic Resonance Imaging [MRI]*), ultrazvuk (UZ, *ultrasound [US]*), jednofotonova´ emisnı´ tomografie (*Single Photon Emission Computed Tomogra phy [SPECT]*), pozitronova´ emisnı´ tomografie (*Positron Emission Tomography [PET]*). a do jiste´ mı´ry i elektrokardiografie (EKG, *Electrocardiography [ECG]*), elektroencefalografie (EEG, *Electroencephalography*) a magnetoencefalografie (MEG, *magnetoencephalography*). Vznikly i nove´ varianty klasicke´ho rentge nove´ho zobrazova´nı´, jako trˇeba digita´lnı´ subtrakcˇnı´ angiografie (DSA, *Digital Subtraction Angiography*).

Vsˇech tyto modernı´ zobrazovacı´ metody jsou zalozˇeny na pokrocˇily´ch techno logiı´ch, cozˇ se ty´ka´ zejme´na senzoru˚, du˚lezˇitou roli hraje te´zˇ vy´konna´ elektronika. Nezastupitelne´ je pocˇı´tacˇove´ zpracova´nı´ dat, rekonstrukce a zobrazova´nı´. Prˇı´me´ 2D (plosˇne´) rentgenove´ zobrazova´nı´, naprˇı´klad rentgen plic cˇi mamografie, zazna mena´vajı´ obraz na film, ktery´ je exponova´n beˇhem snı´ma´nı´m za pouzˇitı´ externı´ho zdroje rentgenove´ho za´rˇenı´. Film je pote´ chemicky vyvola´n. Vy´sledkem je kva litnı´ analogovy´ obraz, ktery´ je dvourozmeˇrnou projekcı´ (stı´nem) trˇı´rozmeˇrny´ch orga´nu˚. Naproti tomu modernı´ zobrazovacı´ metody jako CT, NMR, SPECT, cˇi

0Obra´zky v te´to kapitole pocha´zejı´ z knih: *Dhawan, A.:* Medical Image Analysis, *Webb, A.:* Introduction to Biomedical Imaging, *Cho, Z.H., Jones, J.P., Singh, M.:* Foundations of Medical Imaging, *Hornak, J.:* The Basics of MRI, z prˇedna´sˇek M. Bocka, J. Hozmana, E. Dove, M. Sˇonky, V. Hlava´cˇe, z archivu autora a z ru˚zny´ch internetovy´ch zdroju˚.

1

PET vytva´rˇejı´ prˇı´mo 3D obraz a navı´c umozˇnˇujı´ zviditelnit diagnosticky du˚lezˇite´ fyzika´lnı´ vlastnosti (parametry) ktere´ nenı´ mozˇne´ plana´rnı´mi metodami zobrazit. Tyto parametry tka´nı´ mohou by´t kvantifikova´ny a pocˇı´tacˇoveˇ analyzova´ny, cozˇ je velmi uzˇitecˇne´ pro diagnostiku i pro vyhodnocova´nı´ efektivity le´cˇby.

Vy´hodou klasicky´ch 2D zobrazovacı´ch metod je jejich relativnı´ dostupnost (la´ce) a dostatek vysˇkoleny´ch odbornı´ku˚ (radiologu˚ ). Na druhou stranu modernı´ 3D zobrazova´nı´ a na´sledna´ pocˇı´tacˇova´ analy´za poskytujı´ kvalitativneˇ hodnotneˇjsˇı´ informace pro diagnostiku, pla´nova´nı´ le´cˇby, rˇı´zenı´ terapie i vyhodnocova´nı´ jejı´ u´cˇinnosti. Nevy´hodou modernı´ch metod je zejme´na jejich vysoka´ cena (desı´tky azˇ stovky milionu˚ Kcˇ), ktera´ zpu˚sobuje zˇe tato zarˇı´zenı´ sta´le jesˇteˇ nejsou dostupna´ vsˇem pacientu˚m, kterˇı´ by z nich mohli mı´t uzˇitek.

Le´karˇske´ zobrazovacı´ metody jsou interdisciplina´rnı´ oblastı´, spojujı´cı´ matema tiku, fyziku, chemii, vy´pocˇetnı´ techniku, inzˇeny´rske´ obory a le´karˇstvı´. Vzhledem ke slozˇitosti zobrazovacı´ch prˇı´stroju˚ a pocˇı´tacˇovy´ch technik zı´ska´va´nı´ a zpraco va´va´nı´ dat je integrace vsˇech soucˇa´stı´ do fungujı´cı´ho celku na´rocˇna´ a du˚lezˇita´. Inteligentnı´ interpretace vznikly´ch obrazu˚ vyzˇaduje vedle le´karˇsky´ch znalostı´ te´zˇ znalost konkre´tnı´ zobrazovacı´ metody, jejı´ interakce s biologicky´m prostrˇedı´m a znalost pouzˇite´ho pocˇı´tacˇove´ho rekonstrukcˇnı´ho a vyhodnocovacı´ho syste´mu.

2 Klasifikace zobrazovacı´ch metod

2.1 Zı´skana´ informace

Zobrazovacı´ metody mu˚zˇeme klasifikovat podle toho, zda na´m poskytujı´informaci *anatomickou* (o tvaru a geometricke´m usporˇa´da´nı´), *fyziologickou* (o probı´hajı´cı´ch chemicky´ch a fyzika´lnı´ch procesech), nebo *funkcˇnı´* (jakou funkci dane´ mı´sto pra´veˇ vykona´va´.)

2.2 Umı´steˇnı´ zdroje energie

Podle umı´steˇnı´ zdroje energie deˇlı´me metody na

*• externı´*, kde je zdroj energie umı´steˇn mimo zobrazovany´ orga´n — naprˇ. rentgen, kdy zdrojem je rentgenka vneˇ teˇla

*• internı´ pasivnı´*, kdy zdroj energie je jizˇ uvnitrˇ pacienta — sem patrˇı´ naprˇı´klad opticke´ cˇi tepelne´ zobrazova´nı´ *(termografie)*

*• internı´ aktivnı´*, kde zdroj energie vpravı´me do zobrazovane´ho orga´nu — typicky´m prˇı´kladem jsou nuklea´rnı´ zobrazovacı´ metody, kdy se pacientu˚m poda´ radioaktivneˇ znacˇkovana´ la´tka

2

*• kombinovane´*, kde vneˇjsˇı´ zdroje energie excitujı´ (vybudı´) zdroje vnitrˇnı´, ktere´ pak pouzˇı´va´me k zobrazova´nı´ — prˇı´kladem je magneticka´ rezonance (MRI), kde vneˇjsˇı´ vysokofrekvencˇnı´ elektromagneticke´ pole excituje spiny uvnitrˇ teˇla.

2.3 Elektromagneticke´ za´rˇenı´

Kromeˇ ultrazvukove´ho zobrazova´nı´, ktere´, jak z na´zvu vyply´va´, je zalozˇene´ na akusticke´m za´rˇenı´, je veˇtsˇina ostatnı´ch zobrazovacı´ch metod zalozˇena´ na vyuzˇitı´ za´rˇenı´ elektromagneticke´ho. Toto za´rˇenı´ popisujeme pomocı´ vlnove´ de´lky *λ* [m] nebo frekvencı´ *f* [Hz], vza´jemneˇ sva´zane´ vztahem *c* = *fλ*, kde *c* je rychlost sˇı´rˇenı´.

V le´karˇske´m zobrazova´nı´ vyuzˇı´va´me elektromagneticke´ho za´rˇenı´ od radiovy´ch frekvencı´ (naprˇ. u magneticke´ rezonance), prˇes infracˇervene´ za´rˇenı´ (termografie), viditelne´ sveˇtlo (opticke´ metody), rentgenove´ za´rˇenı´, azˇ po *γ* za´rˇenı´ (u nuklea´rnı´ch zobrazovacı´ch metod PET, SPECT), viz. obra´zek 1. Pro vysˇsˇı´ frekvence se elek tromagneticke´ za´rˇenı´ chova´ jako cˇa´stice, zvane´ *fotony*. Energie fotonu˚ se zvysˇujı´cı´ se frekvencı´ roste podle vztahu *E* = *hf*, kde *h* je Planckova konstanta, naprˇı´klad energie fotonu odpovı´dajı´cı´mu vlnove´ de´lce *λ* = 1 nm je asi 1*.*2 keV. (1 eV je energie kterou zı´ska´ elektron prˇi rozdı´lu potencia´lu 1 V.)

Elektromagneticke´ za´rˇenı´ s energiı´ fotonu˚ 4 eV nazy´va´me *ionizujı´cı´*, protozˇe fotony majı´ dostatek energie, aby vyrazily elektron z atomove´ho obalu a tak vytvorˇily ionty, ktere´ jsou pro zˇivou tva´nˇ sˇkodlive´. (Mnozˇstvı´ energie se mı´rneˇ lisˇı´ podle toho o ktery´ prvek se jedna´.)

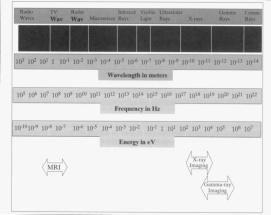
2.4 Riziko pro pacienta

Zobrazovacı´ metoda by nemeˇla pro pacienta prˇedstavovat pokud mozˇno zˇa´dne´ zdravotnı´ riziko. Bezrizikovy´mi metodamy jsou naprˇı´klad termografie, ultrazvuk, EEG cˇi MEG. Velmi male´ riziko je spojene´ i s vysˇetrˇenı´m pomocı´ magneticke´ re zonance (MRI). Proto je mozˇne´ vyuzˇı´vat teˇchto metod k preventivnı´m vysˇetrˇenı´m (*screening*) nebo je aplikovat na zdrave´ dobrovolnı´ky.

Naproti tomu metody vyuzˇı´vajı´cı´ ionizujı´cı´ za´rˇenı´, jako je pocˇı´tacˇova´ tomo grafie (CT) nebo nuklea´rnı´ zobrazovacı´ metody (PET, SPECT), vzˇdy jiste´ riziko prˇedstavujı´. U teˇchto metod by´va´ doporucˇeno pouze neˇkolik vysˇetrˇenı´ za rok, aby bezpecˇna´ da´vka za´rˇenı´ nebyla prˇekrocˇena. Proto je pouzˇı´va´me pouze v odu˚ - vodneˇny´ch prˇı´padech, kdy ocˇeka´vany´ prˇı´nos prˇeva´zˇı´ nad mozˇny´mi negativnı´mi du˚sledky. Je to zejme´na prˇi podezrˇenı´ na za´vazˇnou chorobu cˇi zraneˇnı´, kterou na´m zobrazovacı´ technika mu˚zˇe pomoci odhalit.

Obdobna´ situace je i u pouzˇitı´ kontrastnı´ch (chemicky´ch) la´tek, ktere´ do teˇla dopravı´me veˇtsˇinou injekcˇneˇ, abychom zvy´sˇili kvalitu zı´skane´ho obrazu. I zde musı´me va´zˇit riziko vu˚cˇi ocˇeka´vane´mu prˇı´nosu.

3



Obra´zek 1: Frekvence elektromagneticke´ho za´rˇenı´ u le´karˇsky´ch zobrazovacı´ch technik.

Metody prˇedstavujı´cı´ riziko nazy´va´me te´zˇ *invazivnı´*, i kdyzˇ v uzˇsˇı´m smyslu se tento pojem pouzˇı´va´ pouze pro metody vyzˇadujı´cı´ narusˇenı´ povrchu teˇla, at’uzˇ chirurgicky nebo injekcı´.

2.5 Radiacˇnı´ bezpecˇnost

Absorbovanou da´vku za´rˇenı´ *(absorbed dose) D*, meˇrˇı´me v jednotka´ch 1 Gy (gray) = 1 J/kg. Drˇı´ve byla pouzˇı´vane´ jednotka *rad*, 1 Gy = 100 rad. Da´v kovy´ ekvivalent *(effective dose equivalent) H*E [Sv] (sievert) zohlednˇuje nebez pecˇnost za´rˇenı´ pro organismus:

*H*E =X *i*

*wiHi, Hi* = *cDi*

Koeficient (Quality factor) *c* je 1 pro rentgen a *γ* za´rˇenı´, 10 pro neutrony, 20 pro cˇa´stice *α*. Koeficient *w* urcˇı´me podle orga´nu: gona´dy 0*.*2, plı´ce 0*.*12, prs 0*.*1, zˇaludek 0*.*12, sˇtı´tna´ zˇla´za 0*.*05, ku˚zˇe 0*.*01. Drˇı´ve byla pouzˇı´va´na jednotka *rem*, 1 Sv = 100 rem.

Rocˇnı´ kumulovany´ zdravotnı´ limit je asi 50 mSv, cozˇ odpovı´da´ asi 1000 rent genu˚m hrudnı´ku, nebo 15 CT hlavy, nebo 5 CT cele´ho teˇla. Pro srovna´nı´ uved’me, zˇe prˇirozena´ radiace odpovı´da´ rocˇnı´ pru˚meˇrneˇ da´vce 3 *∼* 4 mSv, da´vka ovsˇem stoupa´ s nadmorˇskou vy´sˇkou a v neˇktery´ch mı´stech mu˚zˇe dosahovat azˇ 80 mSv.

4

Obra´zek 2: W. Ro¨ntgen (vlevo), rentgenogram jeho zˇeny Berty (uprostrˇed) a modernı´ rentgenovy´ snı´mek (vpravo).

3 Modality

3.1 Rentgenove´ zobrazova´nı´

Rentgenove´ za´rˇenı´ objevil Wilhelm Conrad Ro¨ntgen v roce 1895, za cozˇ obdrzˇel Nobelovu cenu v roce 1901. Jednı´m z jeho prvnı´ch *rentgenogramu˚* byl obraz kostı´ ruky jeho zˇeny Berty, azˇ prˇekvapiveˇ podobny´ dnesˇnı´m rentgenogramu˚m, obra´zek 2 .

Rentgenove´ zobrazova´nı´ se pouzˇı´va´ zejme´na pro vysˇetrˇenı´ kostı´ a hrudnı´ du tiny vcˇetneˇ plic (obra´zek 3), po poda´nı´ vhodne´ kontrastnı´la´tky je mozˇne´ zobrazovat i ce´vy a zˇı´ly (angiografie) cˇi tra´vı´cı´ trakt.

Digita´lnı´ subtrakcˇnı´ angiografie *(Digital subtraction angiography, DSA)* spo cˇı´va´ v digita´lnı´m odecˇtenı´ obrazu ce´vnı´ho syste´mu prˇed a po poda´nı´ kontrastnı´ la´tky, cozˇ potlacˇı´ vsˇechny staticke´ cˇa´sti obrazu.

Du˚lezˇitou aplikacı´ je mamografie, neboli vysˇetrˇenı´ prsu. Zejme´na se snazˇı´me detekovat mikrokalcifikace, ktere´ by mohly signalizovat prˇı´tomnost pocˇı´najı´cı´ho na´doru.

Rentgenove´ zobrazova´nı´ je mozˇne´ pouzˇı´t i beˇhem operace *(Intra-operative imaging)*.

Rentgenove´ zobrazova´nı´ je asi nejcˇasteˇji pouzˇı´vana´ zobrazovacı´ technika, je k dispozici mnoho vysˇkoleny´ch rentgenologu˚, obrazy majı´ vysoke´ prostorove´ rozlisˇenı´ (*∼* 0*.*1 mm) a vy´borny´ kontrast mezi meˇkkou a tvrdou tka´nı´ (kostmi). Nevy´hodou je radiacˇnı´ za´teˇzˇ, sˇpatny´ kontrast prˇi zobrazova´nı´ meˇkky´ch tka´nı´, a 2D projekcˇnı´ zobrazenı´, ktere´ neda´va´ prostorovou informaci a navı´c neˇktere´ cˇa´sti mohou by´t zastı´neˇne´.

5

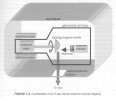
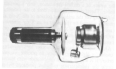
Obra´zek 3: Rentgenovy´ prˇı´stroj pro vysˇetrˇenı´ hrudnı´ dutiny (vlevo) a vy´sledny´ obraz (vpravo).

3.1.1 Zdroj za´rˇenı´

Rentgenove´ za´rˇenı´ (angl. *X-Rays*) je elektromagneticke´ za´rˇenı´ o vlnove´ de´lce 10*−*8azˇ 10*−*11 m. Jeho zdrojem je nejcˇasteˇji *rentgenka* (*X-ray tube*), cozˇ je skle neˇna´ vakuova´ trubice obsahujı´cı´ zˇhavenou katodu a rotujı´cı´ anodu (obra´zek 4). Katoda je vyrobena z tenke´ho naprˇ. tungstenove´ho dra´tu, ktery´ je procha´zejı´cı´m proudem zahrˇı´va´n na teplotu veˇtsˇı´ nezˇ 2200 *◦*C. Vysokou teplotou se z katody uvolnˇujı´ elektrony (termoionicka´ emise), ktere´ jsou urychlova´ny vysoky´m napeˇ tı´m (15 *∼* 150 kV) smeˇrem k anodeˇ, vyrobene´ z molybdenu cˇi tungstenu. Proud elektronu˚ je elektromagneticky zaostrˇova´n na plochu (ohnisko, *focal spot*) o roz meˇrech 0*.*3 mm *∼* 1*.*2 mm. Na´razy vysokorychlostnı´ch elektronu˚ do anody vznika´ rentgenove´ za´rˇenı´, ktere´ z rentgenky odcha´zı´ specia´lnı´m oke´nkem v jinak uzavrˇe ne´m ochrane´m pla´sˇti. Anoda rotuje (asi 3000 ot/min) jinak by docha´zelo v mı´steˇ dopadu k loka´lnı´mu prˇehrˇa´tı´ a odparˇenı´ materia´lu. U´ cˇinnost rentgenky je jen 1 *∼* 2 %, zbytek energie se meˇnı´ na teplo.

Energie fotonu˚ produkovane´ho rentgenove´ho za´rˇenı´ je prˇı´mo u´meˇrne´ druhe´ mocnineˇ urychlovacı´ho napeˇtı´ *U*. Jejich mnozˇstvı´ za jednotku cˇasu je prˇı´mo u´meˇrne´ anodove´mu proudu *(tube current) I*; celkova´ intenzita rentgenove´ho za´- rˇenı´ je tedy u´meˇrna´ *U*2*I*. Hladka´ (spojita´) cˇa´st jeho spektra (obra´zek 5) odpovı´da´ takzvane´mu *brzdne´mu* cˇi na´razove´mu za´rˇenı´ *(Brehmsstrahlung)*, vznikajı´cı´mu prˇi brzˇdeˇnı´ elektronu prˇi pru˚chodu kolem kladneˇ nabity´ch jader v mrˇı´zˇce anody. Cˇa´- rovou cˇa´st spektra nazy´va´me *charakteristicke´ za´rˇenı´* a vznika´ za prˇedpokladu dostatecˇne´ energie prˇi na´razu rychly´ch katodovy´ch elektronu˚ do elektronu˚ v elek tronove´m obalu atomu˚ anody. Prˇitom mu˚zˇe dojı´t k vyrazˇenı´ elektronu, upra´zdneˇne´ mı´sto je pak zaplneˇno jiny´m elektronem z vysˇsˇı´ energeticke´ hladiny, prˇicˇemzˇ

6



Obra´zek 4: Rentgenka, zdroj rentgenove´ho za´rˇenı´ (vlevo), geometricka´ konstrukce (uprostrˇed) a princip tvorby rentgenove´ho za´rˇenı´ (vpravo).



Obra´zek 5: Spektrum rentgenove´ho za´rˇenı´ generovane´ho rentgenknou — brzdne´ a charakteristicke´ za´rˇenı´. Nı´zkoenergeticke´ za´rˇenı´ je filtrova´no samotnou rentgen kou.

7

vznika´ za´rˇenı´ o charakteristicke´ frekvenci.

Spektrum brzdne´ho za´rˇenı´ obsahuje i fotony o energiı´ch mensˇı´ch nezˇ je maxi mum (u´meˇrne´ *U*2). Nı´zkoenergeticke´ za´rˇenı´ (s dlouhou vlnovou de´lkou) je ovsˇem pohlcova´no materia´lem anody, materia´lem vy´stupnı´ho oke´nka, i specia´lnı´mi filtry vyrobeny´mi z hlinı´kovy´ch nebo meˇdeˇny´ch folii. Vy´sledkem je odfiltrova´nı´ nı´z ky´ch energiı´ spektra, neboli *vytvrzenı´* svazku *(beam hardening)*, cozˇ je vy´hodne´, nebot’nı´zkoenergeticke´ fotony by stejneˇ nepronikly teˇleˇm pacienta a tak neprˇispeˇly k zobrazova´nı´, zato by zbytecˇneˇ zvy´sˇily oza´rˇenı´ ku˚zˇe pacienta (azˇ 80 kra´t).

3.1.2 Interakce za´rˇenı´ s tka´nı´

Kontrast v rentgenove´m obra´zku je zpu˚soben rozdı´lny´m pohlcova´nı´m za´rˇenı´ v tka´ni. Cˇa´st paprsku˚ procha´zı´ tka´nı´ prˇı´mo, ty nazy´va´me *prima´rnı´* a jsou pou zˇitelne´ k zobrazova´nı´. Druha´ cˇa´st, *sekunda´rnı´ za´rˇenı´*, je beˇhem pru˚chodu teˇlem na´hodneˇ odkloneˇna (rozpty´lena), a zpu˚sobuje sˇum v obraze a radiacˇnı´ za´teˇzˇ. Zby tek za´rˇenı´ je v tka´ni pohlcen (absorbova´n).

Pro energie pouzˇı´va´ne´ v le´karˇstvı´ (25 *∼* 150 keV) vznika´ sekunda´rnı´ za´rˇenı´ vlivem *koherentnı´ho rozptylu* a *Comptonova rozptylu*, zatı´mco *fotoelektricky´ jev* zpu˚sobuje pohlcova´nı´ (obra´zek 6).

Koherentnı´ (neboli Rayleighu˚v) rozptyl je neionizacˇnı´ interakce mezi za´rˇenı´m a tka´nı´. Smeˇr dopadajı´cı´ho fotonu je zmeˇneˇn a cˇa´st jeho energie se zmeˇnı´ na pohyb elektronu˚ v tka´ni. Ty´ka´ se zejme´na nı´zkoenergeticke´ho za´rˇenı´ a je zodpoveˇdny´ asi za 5 *∼* 10 % interakcı´ v tka´ni. Pravdeˇpodobnost koherentnı´ho roztylu je u´meˇrna´ *Z*8*/*3

eff */E*2, kde *E* je energie fotonu a *Z*eff efektivnı´ atomove´ cˇı´slo (okolo 7*.*4 pro sval a 20 pro kosti).

Comptonu˚v rozptyl je jev prˇi ktere´m foton rentgenove´ho za´rˇenı´ vyrazı´ elektron z vneˇjsˇı´ch vrstev obalu atomu tka´neˇ. Prˇitom vznika´ foton s nizˇsˇı´ energiı´, kladneˇ nabity´ iont a volny´ elektron. U´ hel vyle´tajı´cı´ho fotonu a jeho energie jsou spolu

sva´za´ny vztahem

*E*scatt =*E*inc

1 + *E*inc

*mec*~~2~~

1 *−* cos *θ*

kde *E*inc a *E*scatt je energie dopadajı´cı´ho a odla´tajı´cı´ho fotonu a *θ* u´hel zmeˇny smeˇru.

Pravdeˇpodobnost Comptonova rozptylu za´visı´ linea´rneˇ na elektronove´ hustoteˇ tka´neˇ, za´visı´ slabeˇ na energii dopadajı´cı´ho za´rˇenı´, a te´meˇrˇ vu˚bec na efektivnı´m atomove´m cˇı´sle. Proto je Comptonu˚v rozptyl dominantnı´m typem interakce prˇi vysˇsˇı´ch energiı´ch a obrazovy´ kontrast na teˇchto energiı´ch je maly´.

Trˇetı´m typem interakce je fotoelektricky´ jev, kdy je foton plneˇ absorbova´n vnitrˇnı´mi vrstvami obalu atomu tka´neˇ. Prˇitom vznika´ kladneˇ nabity´ iont, foton charakteristicke´ho za´rˇenı´ odpovı´dajı´cı´mu prˇechodu mezi energeticky´mi vrstvami

8



Obra´zek 6: Druhy interakce rentgenove´ho za´rˇenı´ s hmotou: Koherentnı´ rozptyl (vlevo), fotoelektricky´ efekt (uprostrˇed), Comptonu˚v rozptyl (vpravo).



Obra´zek 7: Pravdeˇpodobnost fotoelektricke´ho jevu vzhledem k energii za´rˇenı´.

obalu prˇi zaplneˇnı´ uvolneˇne´ pozice a fotoelektron (Augeru˚v elektron). Charakte risticke´ za´rˇenı´ ma´ velmi nı´zkou energii (naprˇ. 4 keV u va´pnı´ku) a je absorbova´no beˇhem kra´tke´ vzda´lenosti (*∼* 0*.*1mm). K fotoelektricke´mu jevu docha´zı´ pouze pokud energie dopadajı´cı´ho za´rˇenı´ je vysˇsˇı´ nezˇ vazebnı´ energie prˇı´slusˇne´ vrstvy (obra´zek 7), a to s pravdeˇpodobnostı´ zhruba *Z*3eff*/E*3. Z hlediska zobrazova´nı´ je fo toelektricky´ jev zˇa´doucı´, protozˇe nevznika´ rozpty´lene´ za´rˇenı´ a prˇi vhodneˇ zvolene´ energii je kontrast mezi tka´neˇmi velky´. Sta´le se ovsˇem jedna´ o ionizujı´cı´ inter akci s tı´m spojeny´mi zdravotnı´mi riziky. Prˇi vysˇsˇı´ch energiı´ch je pravdeˇpodobnost fotoelektricke´ho jevu mala´.

3.1.3 Zeslabova´nı´ intenzity v tka´ni

Necht’ rentgenove´ za´rˇenı´ o intenziteˇ *I*0 vstupuje do homogennı´ vrstvou tka´neˇ o tlousˇt’ce *x* a konstantnı´m pru˚ rˇezu, kterou rozdeˇlı´me na male´ cˇa´sti (elementy) d*x*. U vsˇech vy´sˇe zmı´neˇny´ch mechanismu˚ interakce je pravdeˇpodobnost, zˇe foton

9



Obra´zek 8: Koeficient zeslabenı´ v za´vislosti na energii za´rˇenı´ a na druhu tka´neˇ.

Energie [keV] polotlousˇt’ka, sval [cm] polotlousˇt’ka, kost [cm] 30 1,8 0,4

50 3,0 1,2

100 3,9 2,3

150 4,5 2,8

Tabulka 1: Polotlousˇt’ka pro neˇktere´ tka´neˇ v za´vislosti na energii za´rˇenı´.

vstupujı´cı´ do elementu d*x* bude pohlcen, neza´visla´ na intenziteˇ za´rˇenı´ a linea´rneˇ za´visla´ na d*x*. Proto je pokles intenzity d*I* prˇi pru˚chodu u´meˇrny´ *I*d*x*. Integracı´ zjistı´me, zˇe intenzita za´rˇenı´ na vy´stupu z vrstvy bude

*I* = *I*0 e*−µx* (1)

kde *µ* nazy´va´me *linea´rnı´ koeficient zeslabenı´ (linear attenuation coeffici ent)* nebo linea´rnı´ koeficient u´tlumu (obra´zek 8). Ekvivaletnı´m vyja´drˇenı´m je polotlousˇt’ka (half-value layer, HVL), cozˇ je takova´ tlousˇt’ka *x*, ktera´ zeslabı´ za´- rˇenı´ na polovinu, a je rovna´ log 2*/µ ≈* 0*.*693*/µ* (tabulka 1). Hmotnostnı´ koeficient zeslabenı´ je definova´n jako *µ/ρ*, jde *ρ* je hustota.

Koeficient u´tlumu se cˇasto vyjadrˇuje i v Hounsfieldovy´ch jednotka´ch

*(Hounsfield units, HU)*

*µ*[HU] = 1000*µ − µ*voda *µ*voda

10

Obra´zek 9: U´ tlum neˇktery´ch tka´nı´ a la´tek v Hounsfieldovy´ch jednotka´ch.

U´ tlum vzduchu je asi *−*1000 HU, vody 0 HU, tka´nı´*−*1000 *∼* 1000 HU (obra´zek 9). Ve skutecˇnosti, vzhledem k efektu vytvrzova´nı´ svazku, je u´tlum u tlustsˇı´ch vrstev o neˇco mensˇı´, nezˇ uda´va´ vztah (1) (obra´zek 10).

3.1.4 Le´karˇsky´ rentgenovy´ zobrazovacı´ prˇı´stroj

Typicky´ le´karˇsky´ rentgenovy´ zobrazovacı´ prˇı´stroj (cˇasto zvany´ zkra´ceneˇ *rentgen*) je zna´zorneˇn na obra´zku 11. Rentgenove´ za´rˇenı´ vycha´zejı´cı´ z rentgenky je ome zeno na zˇa´danou plochu pomocı´ *clony (collimator)*. Po pru˚chodu zobrazovany´m orga´nem mu˚zˇe by´t sekunda´rnı´ (rozpty´lene´) za´rˇenı´ omezene´ *mrˇı´zˇkou (anti-scatter grid)*. Parametry mrˇı´zˇky jsou vzˇdy kompromisem mezi pru˚chodnostı´ pro prima´rnı´ a pohlcova´nı´m pro sekunda´rnı´ paprsky.

U klasicky´ch prˇı´stroju˚ je obraz veˇtsˇinou zaznamena´n na fotograficky´ film. Pro zvy´sˇenı´ citlivosti (a tı´m snı´zˇenı´ potrˇebne´ da´vky za´rˇenı´) se pouzˇı´va´ vrstev specia´l nı´ch *luminoforu˚* (phosphor, intensifying screen), te´zˇ zvany´ch *scintila´tory*, veˇtsˇinou ze vza´cny´ch zemin (Gd,La) ktere´ s vysokou u´cˇinnostı´ prˇemeˇnˇujı´ rentgenove´ za´rˇenı´ na viditelne´.

Rentgenovy´ obraz lze snı´mat specia´lnı´ snı´macı´ obrazovou elektronkou, rent genovidikonem. Metoda zvana´ *computed radiography (CR)* pouzˇı´va´ mı´sto filmu

11

Obra´zek 10: Vytvrzova´nı´ svazku.



Obra´zek 11: Le´karˇsky´ rentgenovy´ prˇı´stroj (vlevo) a protirozptylova´ mrˇı´zˇka (vpravo).

12

desku se fotostimulovatelnou sloucˇeninou europia, kde v mı´stech oza´rˇenı´ docha´zı´ k oxidaci. Desku lze prˇecˇı´st laserovy´m snı´macı´m syste´mem, smazat a znovu pou zˇı´t. Podobna´ je i *xeroradiografie*, kde se obraz zaznamena´va´ jako distribuce na´boje na selenove´ desce.

Asi nejperspektivneˇjsˇı´ snı´macı´m prvkem jsou polovodicˇove´ ploche´ detektory *flat-panel detector (FPD)* pouzˇı´vajı´cı´ tenkovrstve´ transistory *thin-film transistor (TFT)*, cozˇ je podobna´ technologie, jako naprˇı´klad v LCD dislejı´ch. Kazˇdy´ pixel obrazu se skla´da´ ze scintila´toru (krystal CsI), fotodiody a transistoru. Pouzˇı´vajı´ se i detektory typu CCD *(charge coupled device)*, ktere´ jsou s luminiscencˇnı´ deskou spojene´ opticky´mi kabely. Tyto metodu nazy´va´me *digita´lnı´ radiografie (digital radiography, DR)*. Typicke´ panely majı´ velikost 40 *×* 40 cm a rozlisˇenı´ 2048 *×* 2048 cm.

Xenonove´ ionizacˇnı´ komory se pouzˇı´vajı´ k meˇrˇenı´ intenzity za´rˇenı´ pro auto maticky´ expozicˇnı´ syste´m, rˇı´dı´cı´ dobu expozice.

3.2 Pocˇı´tacˇova´ tomografie (CT)

Pocˇı´tacˇova´ tomografie je technika umozˇnˇujı´cı´ zı´skat 3D obraz pomocı´ (rentgeno vy´ch) projekcı´ z vı´ce smeˇru˚. Matematicky´ za´klad rekonstrukce obrazu z projekcı´ polozˇil Johann Radon v roce 1917. Rentgenova´ tomografie byla vynalezena Go dfreyem Hounsfieldem v roce 1972. Za tento objev zı´skal v roce 1979 Nobelovu cenu spolu s Allanem Cormackem, ktery´ pracoval na matematicke´ stra´nce pro ble´mu.

Tomograf vytva´rˇı´ obraz jako se´rii rˇezu˚. Kazˇdy´ rˇez je vytvorˇen matematickou rekonstrukcı´ prˇedmeˇtu ze znalosti pru˚meˇtu˚ z ru˚zny´ch smeˇru˚. Mozˇnost prave´ho 3D zobrazenı´ (podı´vat se “dovnitrˇ”) je obrovskou vy´hodou oproti klasicke´mu 2D rentgenove´mu zobrazenı´, nevy´hodou je naopak mnohona´sobneˇ vysˇsˇı´ da´vka za´rˇenı´. Ostatnı´ vlastnosti majı´ obeˇ modality podobne´.

Acˇkoliv je rentgenova´ tomografie v le´karˇske´ oblasti nejpouzˇı´vaneˇjsˇı´, stejny´ch principu˚ lze pouzˇı´t i u za´rˇenı´ *γ*, ultrazvuku, sveˇtelne´ho za´rˇenı´, cˇi elektricke´ho proudu.

Rentgenova´ pocˇı´tacˇova´ tomografie se pouzˇı´va´ naprˇı´klad pro vysˇetrˇenı´ hlavy, plic, brˇisˇnı´ dutiny (obra´zek 15). Zejme´na se jedna´ o detekci zraneˇnı´ a zlomenin, ale za pomoci vhodny´ch kontrastnı´ch la´tek lze detekovat i krva´cenı´ a na´dory.

3.2.1 CT skener

Typickou vneˇjsˇı´ podobu modernı´ho tomografu trˇetı´ generace vidı´me na ob ra´zku 12, jeho vnitrˇnı´ usporˇa´da´nı´ pak na obra´zku 13. Tomograf se skla´da´ z tunelu s pacientem na pohyblive´m lu˚zˇku okolo ktere´ho po kruhove´ dra´ze obı´ha rentgenka.

13

Obra´zek 12: Pocˇı´tacˇovy´ tomograf.

Obra´zek 13: Vnitrˇnı´ usporˇa´da´nı´ tomografu trˇetı´ generace.

14



Obra´zek 14: Vnitrˇnı´ usporˇa´da´nı´ tomografu cˇtvrte´ generace.

Na opacˇne´ straneˇ od rentgenky obı´ha´ pole detektoru˚. U syste´mu 4. generace obı´ha pouze rentgenka, staciona´rnı´ detektory tvorˇı´ kompletnı´ kruh (obra´zek 14). U rentgenky pouzˇı´va´me kolima´tory zajisˇt’ujı´cı´ oza´rˇenı´ pouze tenke´ho rˇezu zˇa´dane´ tlousˇt’ky. Rentgenka na rozdı´l od klasicke´ho 2D rentgenu pracuje te´meˇrˇ trvale a musı´ by´t proto dimenzova´na na mnohem veˇtsˇı´ tepelny´ vy´kon. Maxima´lnı´ vy´kon a doba snı´ma´nı´ je omezena vy´konnostı´ chlazenı´. Napa´jenı´ je veˇtsˇinou zajisˇteˇno kluzny´mi kontakty.

Detektory za´rˇenı´ jsou zalezˇeny na ionizacˇnı´ch komora´ch, nebo scintilacˇnı´ch krystalech, na ktere´ navazuje fotona´sobicˇ nebo fotodioda. Prˇi jednom obeˇhu se veˇtsˇinou nasnı´ma´ azˇ neˇkolik stovek projekcı´, kazˇda´ projekce se skla´da´ ze stovek azˇ tisı´cu˚ jednotlivy´ch paprsku˚ (meˇrˇenı´).

3.2.2 Algoritmus zpeˇtne´ projekce

Zaby´vajme se nynı´ proble´mem rekonstrukce 2D rˇezu z 1D projekcı´. Pracujme v sourˇadne´m syste´mu *ξ, η* a v syste´mu *ξ0, η0* otocˇene´m okolo pocˇa´tku o u´hel *ϕ*. (Obra´zek 16). Necht’paprsek o pocˇa´tecˇnı´ intenziteˇ *I*0 procha´zı´ objektem po dra´ze *L* definovane´ u´hlem *ϕ* a posunutı´m *ξ0*

*ξ0* = *ξ* cos *ϕ* + *η* sin *ϕ*

Zevsˇeobecneˇnı´m vztahu (1) pro obecne´ rozlozˇenı´ u´tlumove´ho koeficientu *µ* zı´s ka´me vztah pro intenzitu po pru˚chodu objektem

*I* = *I*0 e*−*R*Lµ*(x)dx

cozˇ po substituci *P* = log(*I*0*/I*) da´va´ linea´rnı´ vztah

*Pϕ*(*ξ0*) =

Z *L*

*µ*(*ξ, η*)d*l* =

Z

*µ*(*ξ0*cos *ϕ − η0*sin *ϕ, ξ0*cos *ϕ* + *η0*sin *ϕ*)d*η0*

= *R**µ*(*ξ, η*)

15







Obra´zek 15: Prˇı´klady CT obrazu˚ (2D rˇezy pu˚vodneˇ 3D daty). Shora dolu˚: plı´ce a srdce, hlava (mozek), brˇisˇnı´ dutina.

16



Obra´zek 16: Princip projekcˇnı´ho zobrazova´nı´.

ktery´ definuje *Radonovou transformacı´ R*. Funkci *Pϕ*(*ξ0*) pro konstantnı´ u´hel *ϕ* nazy´va´me *projekcı´*, *P* jako funkce *ϕ*,*ξ0*se nazy´va´ *sinogram* podle tvaru obrazu pro impulsnı´ vzor (obra´zek 17).

Nasˇı´m u´kolem je nynı´ ze souboru projekcı´*Pϕ*(*ξ0*) pro *M* u´hlu˚ *ϕi* zı´skat odhad *µ*b hledane´ho obrazu *µ*. Nejjednodusˇsˇı´ je algoritmus*zpeˇtne´ projekce (backprojection)* ktery´ spocˇı´va´ v secˇtenı´ prodlouzˇeny´ch obrazu˚ vsˇech projekcı´ (obra´zek 18)

*µ*b(*x, y*) = *δϕ*X

*M*

*Pϕi*(*ξ* cos *ϕ* + *η* sin *ϕ*) (2)

*i*=1

kde *δϕ* je u´hlovy´ krok. Jeho nevy´hodou je zˇe *µ*b nekonverguje k *µ* vinou vysˇsˇı´ hustoty zpeˇtny´ch projekcı´ v pocˇa´tku, vznika´ tzv. hveˇzdicovy´ artefakt (obra´zek 19).

3.2.3 Rekonstrukce ve Fourieroveˇ oblasti

*Veˇta o centra´lnı´m rˇezu (Central Slice Theorem, Projection Theorem)*rˇı´ka´, zˇe rˇez 2D Fourierovy transformace obrazu *µ* pod u´hlem *ϕ* je 1D Fourierovou transformacı´ projekce *Pϕ* te´hozˇ obrazu *µ*:

*Fξ0 {Pϕ*(*ξ0*)*}* (*ω*) = *F*(*ξ,η*) *{µ*(*ξ, η*)*}* (*ω* cos *ϕ, ω* sin *ϕ*) (3) 17



Obra´zek 17: Radonova transformace se nazy´va´ sinogram podle obrazu bodu (im pulsu). Na obra´zku vidı´me obraz trˇı´ bodu˚ (rozlisˇeny´ch barvou), stejneˇ vzda´lenych od pocˇa´tku, ale ru˚zny´mi smeˇry.

kde Fourierovy transformace jsou definova´ny beˇzˇny´m zpu˚sobem Z

*Fξ0 {Pϕ*(*ξ0*)*}* (*ω*) =

*F*(*ξ,η*) *{µ*(*ξ, η*)*}* (*ωξ, ωη*) =

*Pϕ*(*ξ0*)e*−*2*πjωξ0*d*ξ0*

ZZ

*µ*(*ξ, η*)e*−*2*πj*(*ωξξ*+*ωηη*)d*ξ*d*η*

Z te´to veˇty jizˇ prˇı´mo vyply´va´ algoritmus *rekonstrukce ve Fourieroveˇ oblasti* (ob ra´zek 20): Vypocˇı´ta´me 1D Fourierovu transformaci kazˇde´ z projekcı´ a vyneseme je do 2D Fourierovy roviny (*ωξ, ωη*) pod prˇı´slusˇny´m u´hlem *ϕ*. Vznikly´ soubor hodnot ze vsˇech projekcı´ v pola´rnı´ mrˇı´zˇce prˇevedeme pomocı´ interpolace na pra videlnou karte´zskou mrˇı´zˇce. Inverznı´ 2D Fourierovou transformacı´ pak zı´ska´me rekonstrukci *µ*b (obra´zek 21).

Vy´sˇe popsany´ algoritmus je exaktnı´ v tom smyslu, zˇe prˇi zvysˇujı´cı´m se pocˇtu projekcı´ konverguje k inverzi Radonovy transformace, a tedy rekonstrukce *µ*b konverguje ke skutecˇne´mu obrazu *µ*. Jeho nevy´hodou je vsˇak vy´pocˇetnı´ na´rocˇnost, nebot’ vyzˇaduje mnohona´sobny´ vy´pocˇet Fourierovy´ch transformacı´ a interpolaci z pola´rnı´ mrˇı´zˇky na karte´zskou.

3.2.4 Filtrovana´ zpeˇtna´ projekce

Pro zjednodusˇenı´ notace definujeme *X*(*ωξ, ωη*) = *F*(*ξ,η*) *{µ*(*ξ, η*)*}*. Pouzˇitı´m in verznı´ Fourierovy transformace:

18

Obra´zek 18: Princip algoritmu zpeˇtne´ projekce.

19



Obra´zek 19: Vznik hveˇzdicove´ho artefaktu u algoritmu zpeˇtne´ projekce. Obra´zek 20: Rekonstrukce ve Fourieroveˇ oblasti.

20

Obra´zek 21: Diskre´tnı´ forma rekonstrukce ve Fourieroveˇ oblasti. ZZ

*µ*(*ξ, η*) = *F−*1*{X*(*ωξ, ωη*)*}* =

*X*(*ωξ, ωη*)e2*πj*(*ξωξ*+*ηωη*)d*ωξ*d*ωη*

Nynı´ prˇejdeme do pola´rnı´ch sourˇadnic *ωξ* = *ω* cos *ϕ*, *ωη* = *ω* sin *ϕ*:

Z*π*

*µ*(*ξ, η*) =

Z*∞*

*X*(*ω* cos *ϕ, ω* sin *ϕ*)e2*πjω*(*ξ* cos *ϕ*+*η* sin *ϕ*)*|ω|*d*ω*d*ϕ*

0

*−∞*

kde *|ω|* je determinant Jacobiho matice transformace do pola´rnı´ch sourˇadnic. Z veˇty o centra´lnı´m rˇezu (3) dosta´va´me

Z*π*

*µ*(*ξ, η*) =

Z*∞*

*F {Pϕ}* (*ω*) e2*πjω*(*ξ* cos *ϕ*+*η* sin *ϕ*)*|ω|*d*ω*d*ϕ*

0

*−∞*

cozˇ prˇepı´sˇeme jako Z*π*

Z*π*

*µ*(*ξ, η*) = 0

*Qϕ*(*ξ* cos *ϕ* + *η* sin *ϕ*

| {z } *ξ0*

)d*ϕ* = 0

*Qϕ*(*ξ0*)d*ϕ*

*Qϕ*(*ξ0*) =

Z*∞*

*−∞*

*F {Pϕ}* (*ω*) e2*πjωξ0|ω|*d*ω* = *F−*1n*F {Pϕ}* (*ω*)*|ω|*o= *h*(*t*) *∗ Pϕ* 21



Obra´zek 22: Frekvencˇnı´ spektrum neˇkolika ru˚zny´ch rekonstrukcˇnı´ch filtru˚.

kde *Qϕ*(*ξ0*) je *modifikovana´ projekce*. Algoritmus *filtrovane´ zpeˇtne´ projekce (fil tered backprojection, FBP)* tedy funguje takto: Projekce *Pϕ*(*ξ0*) pro vsˇechny *ϕ* filtrujeme filtrem *h*, dosta´va´me modifikovane´ projekce *Qϕ*(*ξ0*). Modifikovane´ pro jekce secˇteme stejneˇ jako v algoritmu obycˇejne´ zpeˇtne´ projekce (2). Algoritmus filtrovane´ zpeˇtne´ projekce je exaktnı´, rekonstrukce *µ*b konverguje ke skutecˇne´mu obrazu *µ*.

Implementace algoritmu FBP je snadna´, jedna´ se pouze o konvoluce a scˇı´ta´nı´. Potı´zˇ je ve volbeˇ filtru *h*, nebot’teoreticka´ volba *H*(*ω*) = *F {h}* = *|ω|* pozˇaduje neomezeneˇ rostoucı´ho zesı´lenı´ pro rostoucı´ frekvence *ω*, cozˇ vede k nadmeˇrne´mu zesı´lenı´ sˇumu a navı´c nenı´ fyzika´lneˇ realizovatelne´. Proto se v praxi pouzˇı´vajı´ filtry, jejichzˇ zesı´lenı´ je na vysˇsˇı´ch frekvencı´ch omezene´, naprˇı´klad Ram-Lak, Shepp Logan, nebo Hammingu˚v filtr. Jejich volba je kompromisem mezi potlacˇenı´m sˇumu a rozmaza´nı´m (obra´zek 22).

Vy´sledek rekonstrukce zkusˇebnı´ho obra´zku pro ru˚zny´ pocˇet projekcı´ vidı´me na (obra´zek 23).

3.2.5 Rekonstrukce pro veˇjı´rˇovy´ svazek

Vy´sˇe popsane´ metody fungujı´ pro paralelnı´ projekci, zatı´mco v modernı´ch CT skenerech tvorˇı´ snı´macı´ paprsky veˇjı´rˇ, nejedna´ se tedy o Radonovu transformaci. Je mozˇne´ modifikovat algoritmus zpeˇtne´ projekce aby bral toto v u´vahu, jednodusˇsˇı´ je vsˇak vhodny´m vy´beˇrem paprsku˚ nasnı´many´ch prˇi ru˚zny´ch poloha´ch rentgenky zı´skat data odpovı´dajı´cı´ paralelnı´ projekci *(rebinning)*.

3.2.6 Algebraicka´ rekonstrukce

Alternativnı´m zpu˚sobem rˇesˇenı´ rekonstrukcˇnı´ho proble´mu je sestavenı´ rovnic ktere´ popisujı´ za´vislost meˇrˇenı´ (projekcı´) na nezna´my´ch hodnota´ch pixelu˚ (koefi cientu u´tlumu) a tyto rovnice pak vyrˇesˇit. Prˇi vyuzˇitı´ standardnı´ho zobrazovacı´ho

22



Obra´zek 23: Postup zpeˇtne´ projekce. Pu˚vodnı´ obraz (A), 1, 3, 4, 16, 32, a 64 projekcı´ (B azˇ G).

modelu jsou zı´skane´ rovnice linea´rnı´. Jelikozˇ nezna´my´ch je velmi mnoho (stejneˇ jako pixelu˚ v rekonstruovane´m obrazu), pouzˇı´va´me k rˇesˇenı´ iterativnı´ metody. Vy´hodou algebraicke´ rekonstrukce je jejı´ univerzalita a kvalita rekonstrukce, je mozˇne´ jı´ pouzˇı´t pro libovolnou geometrii snı´ma´nı´ a lze pouzˇı´t i prˇesneˇjsˇı´ nelinea´rnı´ modely u´tlumu. Nevy´hodou je vysˇsˇı´ vy´pocˇetnı´ na´rocˇnost.

3.2.7 Od 2D rˇezu˚ k 3D obrazu

Rekonstrukce 3D objemu je mozˇna´ *rˇez po rˇezu* vyuzˇitı´m metod popsany´ch v prˇed chozı´m textu. To se realizuje tak, zˇe po kazˇde´m obeˇhu rentgenky se lu˚zˇko s paci entem posune o dany´ krok (1 *∼* 5 mm) v ose *z*. Mnohem rychlejsˇı´ a jen o ma´lo horsˇı´ kvalitu snı´ma´nı´ poskytuje metoda *spira´lnı´ (spiral/helix method)*, prˇi ktere´ se stu˚l s pacientem posunuje konstantnı´ rychlostı´ a rentgenka tedy vu˚cˇi pacientovi opisuje spira´lu. Snı´ma´nı´ hrudnı´ku spira´lnı´ metodou trva´ me´neˇ nezˇ jednu minutu, cozˇ umozˇnˇuje sejmutı´ na jedno nadechnutı´ a tak prakticky eliminuje pohybove´ artefakty. Du˚lezˇity´m parametrem je relativnı´ stoupa´nı´ *(pitch) p* = ∆*l/d*, kde ∆*l* je posun lu˚zˇka na jednu ota´cˇku rentgenky a *d* je sˇı´rˇka rˇezu. Typicka´ hodnota *p* je 1*.*5, pro *p <* 1 se rˇezy prˇekry´vajı´ a tı´m docha´zı´ ke zbytecˇne´mu zvy´sˇenı´ radiacˇnı´ za´teˇzˇe, pro *p >* 2 je naopak mezi rˇezy mezera a neˇktera´ mı´sta nejsou zobrazena.

Pro rekonstrukci pomocı´ interpolace z projekcı´ na spira´lnı´ trajektorii odhad neme hodnoty virtua´lnı´ch projekcı´ pro konstantı´ sourˇadnici *z*. Z teˇchto virtua´lnı´ch projekcı´ pak rekonstruujeme rˇez standardnı´m zpu˚sobem. Prˇi interpolaci mu˚zˇeme pouzˇı´t bud’body od sebe vzda´lene´ 360*◦*(metoda *wide*) nebo 180*◦*(metoda *slim*); prvnı´ zpu˚sob vede na mensˇı´ sˇum a veˇtsˇı´ efektivnı´ tlousˇt’ku rˇezu a naopak.

23

Dalsˇı´ho zrychlenı´ dosa´hneme snı´ma´nı´m vı´ce rˇezu˚ nara´z *(multislice)* za pouzˇitı´ neˇkolika rˇad detektoru˚.

3.3 Nuklea´rnı´ magneticka´ rezonance (MRI)

Nuklea´rnı´ magneticka´ rezonance je velmi univerza´lnı´ neionizujı´cı´ zobrazovacı´ technika poskytujı´cı´ 3D data, vy´borny´ kontrast meˇkky´ch tka´nı´ a vysoke´ prostorove´ rozlisˇenı´ (*∼* 1 mm). Je o neˇco pomalejsˇı´ nezˇ CT cˇi ultrazvuk, typicke´ snı´ma´nı´ trva´ neˇkolik minut. Existujı´ vsˇak i rychle´ MRI techniky (naprˇ. EPI, objevene´ Peterem Mansfieldem v roce 1997), ktere´ za cenu cˇa´stecˇne´ho zhorsˇenı´ kvality doka´zˇı´ sejmout jeden 2D rˇez za 10 *∼* 20 ms a pouzˇitelny´ 3D objem za *∼* 10 s. Jedinou podstatnou nevy´hodou MRI je jeho vysoka´ cena, jedna´ se o desı´tky milionu˚ Kcˇ. Vzhledem k prˇı´tomnosti silne´ho magneticke´ho pole je obtı´zˇne´ a neˇkdy i nebezpecˇne´ vysˇetrˇovat pacienty s kovovy´mi implanta´ty cˇi kardiostimula´tory.

MRI se pouzˇı´va´ pro zobrazova´nı´ hlavy, pa´terˇe, krevnı´ho syste´mu, srdce, i meˇkky´ch tka´nı´. V mnoha aplikacı´ch mu˚zˇe MRI nahradit CT a tı´m snı´zˇit radiacˇnı´ za´teˇzˇ pacienta, i kdyzˇ dosazˇitelne´ prostorove´ rozlisˇenı´ je o neˇco horsˇı´.

Jev magneticke´ rezonance objevil Felix Bloch a Edward Purcell v roce 1946, za cozˇ obdrzˇeli Nobelovu cenu za fyziku v roce 1952. Prvnı´ aplikacı´ byla spek troskopicka´ analy´za vzorku˚. Prvnı´ tomografickou rekonstrukci za pouzˇitı´ MRI provedl Paul Lauterbur (1973, Nobelova cena za le´karˇstvı´ spolu s P. Mansfieldem v roce 2003), prvnı´ MRI na stejne´m principu jako se pouzˇı´va´ dnes realizoval Ri chard Ernst (1975) (obra´zek 24), ktery´ obdrzˇel Nobelovu cenu za chemii v r. 1991. Postupem cˇasu se pak rozlisˇenı´ sta´le zlepsˇovalo azˇ k dnesˇnı´m submilimetrovy´m hodnota´m, zobrazova´nı´ se te´zˇ vy´razneˇ zrychlilo (obra´zek 25). Objevily se te´zˇ nove´ revolucˇnı´ aplikace MRI umozˇnˇujı´cı´ naprˇı´klad meˇrˇit tok krve bez kontrastnı´ch la´- tek, cˇi funkcˇnı´ MRI *(functional MRI, [fMRI])* umozˇnˇujı´cı´ in-vivo vyhodnocovat aktivitu mozku.

3.3.1 Fyzika´lnı´ principy

Ja´dro vodı´ku (proton) ma´, podobneˇ jako mnohe´ dalsˇı´ cˇa´stice, kvantoveˇ mechanickou vlastnost zvanou *spin* nebo spinovy´ moment. U atomu˚ se sudy´m atomovy´m cˇı´slem dojde ke spa´rova´nı´ spinu˚ a jejı´ celkovy´ spin je nulovy´.

V na´sledujı´cı´m vy´kladu pro zjednodusˇenı´ pouzˇijeme klasicky´ (nekvantovy´) model a proton (spin) si budeme prˇedstavovat jako maly´ magnet. Bez prˇı´tomnosti vneˇjsˇı´ho magneticke´ho pole je orientace spinu˚ na´hodna´ a celkova´ magnetizace M je nulova´. V MRI skeneru je pacient umı´steˇn ve velmi silne´m magneticke´m poli, o typicke´ intenziteˇ *B*0 = 1*.*5 T (porovnejte s intenzitou magneticke´ho pole zemeˇ 50 *µ*T). Smeˇr magneticke´ho pole *B*0 nazveˇme *z*. Toto magneticke´ pole zpu˚sobı´, zˇe pro spiny bude energeticky vy´hodne´ se orientovat paralelneˇ vzhledem k poli *B*0,

24

Obra´zek 24: Jeden z prvnı´ch MRI skeneru˚ a obra´zek z neˇj.



Obra´zek 25: Typicky´ dnesˇnı´ MRI skener se selenoida´lnı´m supravodivy´m magne tem a prˇı´klad vy´sledne´ho obrazu (rˇez mozkem).

25



Obra´zek 26: Precesnı´ pohyb spinu okolo osy *z*.

cˇı´mzˇ vznikne vneˇjsˇı´ magnetizaci M ve smeˇru *z*. Vzhledem k tepelne´mu pohybu je ovsˇem prˇebytek paralelneˇ orientovany´ch spinu˚ pomeˇrneˇ maly´, prˇi beˇzˇny´ch podmı´nka´ch je celkova´ magnetizace jen *∼* 5 *·* 10*−*6 = 5 ppm maxima´lnı´ mozˇne´, proto nenı´ mozˇne´ ji prˇı´mo meˇrˇit.

Protozˇe spin je vu˚cˇi poli *B*0 z kvantoveˇ mechanicky´ch du˚vodu˚ skloneˇn, pole *B*0 se snazˇı´ dosa´hnout plneˇ souhlasne´ orientace, cozˇ ma´ za na´sledek *precesnı´ pohyb* (rotaci) spinu okolo osy *z* (obra´zek 26). Frekvence precese se nazy´va´ *Larmorova frekvence* a je rovna´ *f* = *γB*, kde *γ* je *gyromagneticka´ konstanta*, jejı´zˇ hodnota pro vodı´k je *γ* = 42*.*58 MHz/T.

Rotujı´cı´ spin mu˚zˇe absorbovat energii ve formeˇ elektromagneticke´ho impulsu *(radio-frequency [RF] impuls)* o frekvenci *f*. To se projevı´ jako odkloneˇnı´ osy magnetizace od osy *z*. Vhodnou volbou energie excitacˇnı´ho impulsu dosa´hneme toho, zˇe spin zacˇne rotovat v rovineˇ *xy*. Takovy´ impuls nazy´va´me 90*◦*impuls. Jelikozˇ vsˇechny spiny v tka´ni budou rotovat se stejnou fa´zı´, vznikne meˇrˇitelna´ celkova´ magnetizace, ktera´ bude te´zˇ rotovat s frekvencı´ *f* v rovineˇ *xy* a kterou mu˚zˇeme detekovat vhodnou prˇijı´macı´ cı´vkou. Prˇijı´many´ signa´l nazy´va´me echo.

Po odezneˇnı´ impulsu se magnetizace vracı´ do rovnova´zˇne´ho stavu (relaxuje) s cˇasovou konstantou *T*1, kterou nazy´va´me mrˇı´zˇkova´ relaxacˇnı´ konstanta *(spin lattice relaxation time)*. Druhy´ du˚vod poklesu intenzity signa´lu je desynchronizace spinu˚ vlivem vza´jemne´ interakce a nehomogenity magneticke´ho pole. Tento jev nazy´va´me *T*2 relaxace, a konstanta *T*2 se nazy´va´ spinova´ *(spin-spin relaxation time)*.

Volbou dostatecˇneˇ kra´tke´ periody opakova´nı´ excitace *T R (repetition time)* se stane intenzita signa´lu za´visla´ na cˇasove´ konstateˇ *T*1, rˇı´ka´me, zˇe signa´l je *T*1 va´zˇen. Podobneˇ volbou dostatecˇneˇ dlouhe´ho cˇasu mezi *T E (echo time)* mezi excitacı´ a meˇrˇenı´m dostaneme *T*2 va´zˇeny´ signa´l. Naopak pro dlouhy´ cˇas *T R* a kra´tky´ cˇas *T E* nebude intenzita signa´lu na cˇasovy´ch konstanta´ch tka´neˇ te´meˇrˇ za´viset. Vy´sledny´

26

*T*1 kontrast *T*2 kontrast PD kontrast *TR* = 500 ms *TR* = 2000 ms *TR* = 2000 ms *TE* = 20 ms *TE* = 80 ms *TE* = 20 ms

kost ano, voda ne kost ne, voda ano kost ano, voda ano kontrast tka´nˇ/netka´nˇ kontrast meˇkky´ch tka´nı´ hustota

Obra´zek 27: Prˇı´klady MRI kontrastu˚ *T*1, *T*2, PD, prˇı´slusˇne´ parametry a za´kladnı´ charakteristiky.

obraz nazy´va´me *P D (proton density)*, protozˇe prˇi neˇm, stejneˇ jako prˇi jake´mkoliv jine´m va´zˇenı´, bude intenzita za´viset na hustoteˇ protonu˚ (jader vodı´ku). Volbu va´zˇenı´ oznacˇujeme jako *kontrast* (obra´zek 27).

3.3.2 Ko´dova´nı´ polohy

V prˇedchozı´ sekci jsme popsali za´kladnı´ principy *nuklea´rnı´ magneticke´ spek troskopie*, ktere´ doka´zˇe zjistit globa´lnı´ slozˇenı´ zkoumane´ho vzorku. MRI, tedy *zobrazova´nı´* za pomoci magneticke´ rezonance se od spektroskopie lisˇı´ tı´m, zˇe poskytuje 3D prostorove´ rozlozˇenı´ hustoty spinu˚ *ρ* (cˇi dalsˇı´ch zkoumany´ch para metru˚ naprˇ. *T*1, *T*2). Toho se dosahuje za pomoci *gradientu˚ magneticke´ho pole*, tedy linea´rnı´ za´vislosti intenzity magneticke´ho pole (orientovane´ho v ose *z*) na poloze:

*Bz*(*t*) = *Gx*(*t*)*x* + *Gy*(*t*)*y* + *Gz*(*t*)*z* + *B*0

Zapneme-li po dobu vysı´la´nı´ excitacˇnı´ho pulsu gradient *Gz*, pak se stane intenzita magneticke´ho pole *Bz* a tı´m i resonancˇnı´ frekvence spinu˚ za´visla´ na poloze. Proto bude excitova´n pouze u´zky´ rˇez tka´neˇ, jehozˇ tlousˇt’ka za´visı´ na sˇı´rˇce pa´sma excitacˇnı´ho impulsu. To je princip *vy´beˇru rˇezu*.

Polohu v ose *x* ko´dujeme pomocı´ *frekvencˇnı´ho ko´dova´nı´*, ktere´ spocˇı´va´ v tom, zˇe beˇhem snı´ma´nı´ signa´lu zapneme gradient *Gx*. Tı´m se rezonancˇnı´ frekvence stane za´visla´ na *x*.

27



Obra´zek 28: Cˇasovy´ diagram snı´macı´ sekvence jednoho rˇezu s Fourierovy´m ko´ - dova´nı´m polohy pomocı´ gradientu vy´beˇru rˇezu *Gz* = *GS*, fa´zove´ho gradientu *Gy* = *Gφ* a frekvencˇnı´ho gradientu *Gx* = *Gf* .

Konecˇneˇ polohu v ose *y* ko´dujeme pomocı´ *fa´zove´ho ko´dova´nı´*. Gradient *Gy* je zapnut v dobeˇ mezi excitacı´ a snı´ma´nı´m signa´lu. Tı´m je prˇechodneˇ ovlivneˇna frekvence spinu˚, a proto bude po vypnutı´ gradientu *Gy* fa´ze signa´lu za´visla´ na *y*.

Prˇi standardnı´m zpu˚sobu snı´ma´nı´ je jeden rˇez excitova´n *Ny* kra´t, kde *Ny* je zˇa´dane´ rozlisˇenı´ v pixelech ve smeˇru *y*, prˇicˇemzˇ pouzˇita´ intenzita *Gy* se prˇı´ kazˇde´ excitaci meˇnı´. Zjednodusˇeny´ cˇasovy´ diagram snı´macı´ sekvence vidı´me na obra´zku (obra´zek 28).

Snı´many´ signa´l po demodulaci v kvadraticke´m modula´toru, cozˇ odpovı´da´ odecˇtenı´ nosne´ frekvence *γB*0, a po zanedba´nı´ relaxace, mu˚zˇeme popsat vztahem:

Z

*s*(*t*) = *s*(*kx, ky*) *∝* Z

(*x,y*)*∈*rˇez

*ρ*(*x, y*) e*−*2*πj*(*kxx*+*kyy*)d*x*d*y* Z

*kx*(*t*) = *γ*

*Gx*(*t*)d*t ky*(*t*) = *γ*

*Gy*(*t*)d*t*

Je videˇt, zˇe prˇijı´many´ signa´l *s*(*t*) je vlastneˇ 2D Fourierovou transformacı´ 28

Obra´zek 29: Vnitrˇnı´ konstrukce MRI skeneru se selenoida´lnı´m supravodivy´m magnetem.

hustoty spinu˚ *ρ*, prˇicˇemzˇ snı´ma´nı´ probı´ha´ po krˇivce *kx*(*t*)*, ky*(*t*)v takzvane´m *k* prostoru. Krˇivku mu˚zˇeme volit pomocı´ vhodne´ho cˇasove´ho pru˚beˇhu gradientu˚ *Gx*, *Gy*. Jakmile je *k*-prostor dostatecˇneˇ husteˇ navzorkova´n, rekonstrukci *ρ*ˆ obdrzˇı´me zpeˇtnou 2D Fourierovou transformacı´.

3.3.3 MRI skener

Typicky´ le´karˇsky´ MRI skener pro celoteˇlove´ snı´ma´nı´ se skla´da´ ze selenoida´lnı´ho (va´lcove´ho) supravodive´ho magnetu ktery´ vytva´rˇı´ magneticke´ pole o intenziteˇ 1*.*5 T (take´ 3 T, vyjı´mecˇneˇ azˇ 7 T). V dutineˇ magnetu je prostor do ktere´ho se zasouva´ lu˚zˇko s pacientem (obra´zek 29). Okolo prostoru pro pacienta jsou dalsˇı´ cı´vky, a to gradientnı´, vysı´lacı´ a prˇijı´macı´ a cı´vky pro prˇesne´ nastavenı´ prima´r nı´ho pole. Cely´ skener musı´ by´t umı´steˇny´ v elektromagneticky stı´neˇne´ mı´stnosti. Vesˇkere´ materia´ly v blı´zkosti skeneru musı´ by´t nemagneticke´.

3.4 Nuklea´rnı´ zobrazovacı´ metody

Nuklea´rnı´ zobrazovacı´ metody1 poskytujı´ mapu prostorove´ho rozlozˇenı´ radio aktivneˇ znacˇeny´ch *radiofarmak*, ktere´ jsou prˇed vysˇetrˇenı´m dopraveny do teˇla.

1Neplet’me si s nuklea´rnı´ magnetickou rezonancı´, ktera´ mezi nuklea´rnı´ zobrazovacı´ metody nepatrˇı´.

29



Obra´zek 30: Transmisnı´ (vlevo) a emisnı´ (vpravo) techniky se lisˇı´ umı´steˇnı´m zdroje za´rˇenı´.

Jedna´ se tedy zejme´na o *funkcˇnı´*, nikoliv *anatomicke´* zobrazova´nı´. Nuklea´rnı´ zob razovacı´ metody nazy´va´me *emisnı´*, protozˇe se zdroj elektromagneticke´ho za´rˇenı´ nacha´zı´ uvnitrˇ teˇla, na rozdı´l od *transmisnı´ch* metod jako je naprˇ. CT (obra´zek 30).

Pro zobrazovacı´ u´cˇely pouzˇı´va´me radionuklidy s polocˇasem rozpadu rˇa´du hodin, proto nenı´ mozˇne´ je skladovat, ale je potrˇeba je vyra´beˇt na mı´steˇ. To vy´- znamny´m zpu˚sobem prodrazˇuje provoz. Neˇktere´ radionuklidy lze relativneˇ levneˇ vyra´beˇt v *genera´toru* rozpadem z jiny´ch izotopu˚ s dlouhy´m polocˇasem rozpadu. Prˇı´kladem mu˚zˇe by´t metastabilnı´ technecium 99*m*Tc s polocˇasem rozpadu 6 hodin, ktere´ se isomericky prˇemeˇnˇuje na stabilnı´ 99Tc, prˇicˇemzˇ vznika´ *γ* foton o energii 140 keV. Jine´ radionuklidy je nutne´ vyra´beˇt bombardova´nı´m ionty v urychlovacˇı´ zvane´m *cyklotron*. Prˇı´kladem mu˚zˇe by´t nestabilnı´ fluor 18F pouzˇı´vany´ pro vy´- robu radioaktivneˇ znacˇene´ deoxygluko´zy FDG, ktera´ se pouzˇı´va´ prˇi sledova´nı´ metabolicky´ch procesu˚, naprˇı´klad v onkologii.

3.4.1 Gama kamera

Gama kamera detekuje *γ* za´rˇenı´ produkovane´ radioaktivnı´m *γ* rozpadem (obra´- zek 31). Detektory na ba´zi scintila´toru˚ a fotona´sobicˇu˚ nebo polovodicˇovy´ch de tektoru˚ jsou usporˇa´da´ny do 2D matice. Potlacˇenı´ sekunda´rnı´ho za´rˇenı´ dosahujeme kolima´tory, podobneˇ jako u CT.

3.5 Jednofotonova´ emisnı´ tomografie (SPECT)

Jednofotonova´ emisnı´ tomografie *(single photon emission computed tomography [SPECT])* je aplikacı´ principu˚ tomografie na gama kameru. Rotujı´cı´ gama kamera

30



Obra´zek 31: Obra´zek z gama kamery (scintigram).

(neˇkdy se pro urychlenı´ pouzˇı´va´ dvojice cˇi trojice kamer) snı´majı´ 30 *∼* 120 projekcı´, ze ktery´ch je rekonstruova´n 3D obraz (obra´zek 32).

3.6 Pozitronova´ emisnı´ tomografie (PET)

Pozitronova´ emisnı´ tomografie *(positron emission tomography [PET])* vyuzˇı´va´ radionuklidu˚, ktere´ prˇi rozpadu produkujı´ pozitron, cozˇ je anticˇa´stice elektronu. Pozitron se po uleteˇnı´ neˇkolika ma´lo milimetru˚ strˇetne s elektronem tka´neˇ, docha´zı´ k anihilaci. Produktem anihilace je pouze energie ve formeˇ dvou *γ* fotonu˚ o energii 511 keV, letı´cı´ch po prˇesneˇ opacˇny´ch draha´ch. Fotony jsou detekova´ny na´m jizˇ zna´my´mi scintilacˇnı´mi detektory. Jsou-li detekova´ny dva fotony v kra´tke´m cˇaso ve´m u´seku po sobeˇ, da´ se prˇedpokla´dat, zˇe vznikly prˇi jedne´ anihilaci, a zˇe mı´sto anihilace lezˇı´ na spojnici detektoru˚. Proto nenı´ potrˇeba u PETu pouzˇı´vat mecha nicky´ch kolima´toru˚, cozˇ v porovna´nı´ s metodou SPECT znacˇneˇ zvysˇuje citlivost. Naopak nenulova´ dra´ha mezi mı´stem rozpadu a mı´stem anihilace zhorsˇuje vlastnı´ prostorove´ rozlisˇenı´ PETu, ktere´ by´va´ okolo 5 *∼* 10 mm (obra´zek 33).

Pro rekonstrukci ze SPECT a PET je mozˇne´ pouzˇı´t beˇzˇnou metodu zpeˇtne´ projekce. Lepsˇı´ch vy´sledku˚ vsˇak dosa´hneme komplikovaneˇjsˇı´mi metodami, ktere´ berou v u´vahu promeˇnnou absorbci v tka´ni. Mapy absorbce zı´ska´me bud’heuris

31



Obra´zek 32: SPECT kamery prˇi snı´ma´nı´ mozku (vlevo) a vy´sledny´ obra´zek (rˇezy, vpravo).

Obra´zek 33: Principy PET snı´ma´nı´.

32

ticky ze znalosti vysˇetrˇovane´ anatomie, nebo prˇedbeˇzˇny´m transmisnı´m meˇrˇenı´m. SPECT i PET se nejcˇasteˇji pouzˇı´va´ pro vysˇetrˇova´nı´ mozku, srdce a pro detekci na´doru˚. PET skener je vy´razneˇ drazˇsˇı´ nezˇ SPECT, zejme´na je-li PET kombinova´n s cyklotronem. Obeˇ metody pouzˇı´vajı´ jina´ radiofarmaka a doda´vajı´ komplemen ta´rnı´ informace (obra´zek 34).

3.7 Ultrazvuk

Ultrazvukove´ zobrazova´nı´ je velmi cˇasto pouzˇı´vana´ zobrazovacı´ metoda ktera´ nema´ zˇa´dna´ zna´ma´ rizika. Ultrazvukove´ skenery jsou relativneˇ dostupne´ a snadno prˇenosne´ cˇi prˇemı´stitelne´. Vysı´lajı´ ultrazvukove´ impulsy o frekvencı´ch 1 *∼* 20 MHz a rekonstruujı´ obraz tka´neˇ na za´kladeˇ prˇijaty´ch signa´lu˚ odrazˇeny´ch od rozhranı´ mezi tka´neˇmi a od maly´ch struktur. Kromeˇ anatomicke´ informace je mozˇne´ zı´skat i informace o rychlosti toku krve (Dopplerovske´ zobrazova´nı´). Ultrazvukove´ zobrazova´nı´ je rychle´, je mozˇne´ snı´mat azˇ 30 obra´zku˚ za sekundu. Jeho nevy´hodou je spı´sˇe horsˇı´ obrazova´ kvalita, maly´ kontrast mezi tka´neˇmi, ty picky´ vy´razny´ sˇum *(speckle)*, a nemozˇnost pronikat jak vzduchem, tak kostı´, cozˇ znamena´, zˇe mnoho vnitrˇnı´ch orga´nu˚ lze jen teˇzˇko zobrazovat. Hlavnı´mi aplika cemi je gynekologie, vcˇetneˇ vysˇetrˇova´nı´ prsu a plodu, kardiologie, zobrazova´nı´ sˇtı´tne´ zˇla´zy a orga´nu˚ v brˇisˇnı´ dutineˇ (ja´tra, ledviny, slinivka, mocˇovy´ meˇchy´rˇ), sledova´nı´ pru˚chodnosti ce´v a zˇil, cˇi navigace prˇi biopsii (obra´zky 35 a 36). Noveˇ se pouzˇı´va´ i zobrazova´nı´ za pomocı´ kontrastnı´ch la´tek slozˇeny´ch z mikrobublin *(microbubbles)*, ktere´ umozˇnˇujı´ sledovat naprˇı´klad prokrvenı´ srdecˇnı´ho svalu.

3.7.1 Akustika

Ultrazvukova´ vlna je pode´lne´ vlneˇnı´. *Rychlost sˇı´rˇenı´ c* je da´na vztahem *c* = 1*/√~~ρK~~*, kde *ρ*[kg*/*m3] je hustota a *K*[m2*/*N] stlacˇitelnost. V tka´ni je rychlost sˇı´rˇenı´ okolo 1500 m/s. Druhy´m du˚lezˇity´m parametrem prostrˇedı´je *charakteristicka´ impedance Z* = *ρc*, ktera´ je u´meˇrna´ tlaku ktery´m je potrˇeba pu˚sobit pro dosazˇenı´ dane´ rychlosti proudeˇnı´. Jejı´ jednotkou je 1Rayl = 1kg s*−*1 m*−*2.

Prˇi kolme´m pru˚chodu akusticke´ vlny rozhranı´m dvou prostrˇedı´ o ru˚zny´ch akusticky´ch impedancı´ch *Z*1, *Z*2 se cˇa´st vlny dana´ vzorcem

*R* =*Z*1 *− Z*2

*Z*1 + *Z*2

odrazı´, zbytek projde. Tento jev nazy´va´me *zrcadlovy´ odraz* a docha´zı´ k neˇmu pokud je de´lka vlny mnohem kratsˇı´ nezˇ rozmeˇry rozhranı´. V opacˇne´m prˇı´padeˇ, naprˇı´klad prˇi odrazu od mikroskopicky´ch nehomogenit v tka´nı´ch, docha´zı´ k *difus nı´mu odrazu (scattering)*, prˇi ktere´m se vlneˇnı´ odra´zˇı´ na´hodneˇ do vsˇech smeˇru˚.

33





Obra´zek 34: PET skener a rˇez mozkem (nahorˇe), pouzˇitı´ PET pro detekci na´doru˚ (dole vlevo norma´lnı´ obraz, vpravo na´dor na plicı´ch.)

34

Obra´zek 35: Ultrazvukove´ vysˇetrˇenı´ a ultrazvukovy´ prˇı´stroj se sondami.



Obra´zek 36: Prˇı´klady ultrazvukove´ho obrazu. Vlevo fetus, vpravo sˇtı´tna´ zˇla´za. 35

Materia´l Polotlousˇt’ka [cm]

voda 380

krev 15

meˇkka´ tka´nˇ 1 *∼* 5

sval 0*.*6 *∼* 1

kost 0*.*2 *∼* 0*.*7

vzduch 0.08

Tabulka 2:

Prˇi pru˚chodu akusticke´ho vlneˇnı´ prostrˇedı´m docha´zı´ k zeslabova´nı´ jeho in tenzity naprˇı´klad vlivem divergence vlny, absorbce vlny a elasticke´ho odrazu a rozptylu. Pokles intenzity se vzda´lenostı´ mu˚zˇeme (podobneˇ jako u rentgenove´ho za´rˇenı´) aproximovat exponencia´lou:

*I* = *I*0e*−µz*

kde u´tlumovy´ koeficient *µ* snadno prˇepocˇı´ta´me na polotlousˇt’ku (tabulka 2). Uka zuje se, zˇe u´tlum roste te´meˇrˇ linea´rneˇ s frekvencı´, tedy *µ* = *αf*. Proto je pro vysˇetrˇova´nı´ hlubsˇı´ch struktur trˇeba pouzˇı´t nizˇsˇı´ch frekvencı´, cozˇ je bohuzˇel na u´kor rozlisˇovacı´ schopnosti.

3.7.2 Ultrazvukovy´ skener

Ultrazvukovy´ signa´l je generova´n a prˇijı´ma´n meˇnicˇem pouzˇı´vajı´cı´m piezoelek tricky´ krystal. Krystal je obklopen vhodny´m materia´lem zajisˇt’ujı´cı´m vhodne´ akusticke´ prˇizpu˚sobenı´, aby nedocha´zelo k nezˇa´doucı´m odrazu˚m (obra´zek 37). Modernı´ ultrazvukova´ sonda *(probe)* se skla´da´ z rˇady takovy´ch meˇnicˇu˚. Vhodnou volbou cˇasova´nı´ a zesı´lenı´ lze dosa´hnout smeˇrova´nı´ a fokusace ultrazvukove´ho svazku (obra´zek 38).

Rˇ ı´dı´cı´ elektronika zajisˇt’uje vysla´nı´ dobrˇe zaostrˇene´ho akusticke´ho impulsu. Impuls je kra´tky´, pouze neˇkolik period. Po jeho vysla´nı´ se meˇnicˇe prˇepnou na prˇı´jem a zaznamena´vajı´ prˇijaty´ signa´l. Pote´ se sonda prˇepne znovu na vysı´la´nı´ a je vysla´n na´sledujı´cı´ impuls mı´rneˇ odlisˇny´m smeˇrem. Tı´mto zpu˚sobem je zobrazen cely´ prostor prˇed sondou.

Zpracova´nı´ prˇijate´ho signa´lu *(radio-frequency [RF] signal)* a rekonstrukce obrazu probı´ha´ v neˇkolika etapa´ch. Nejprve je zesilovacˇem s cˇasoveˇ promeˇnny´m zesı´lenı´m kompenzova´n u´tlum v tka´ni. Signa´l je frekvencˇneˇ filtrova´n (v okolı´ rezonancˇnı´ frekvence sondy), demodulova´n kvadraticky´m detektorem (tı´m prˇe veden na nizˇsˇı´ frekvence) a digitalizova´n (vzorkova´n). Hilbertova transformace

36



Obra´zek 37: Ultrazvukovy´ meˇnicˇ (vysı´lacˇ a prˇijı´macˇ).

Obra´zek 38: Elektronicka´ fokusace a smeˇrova´nı´ ultrazvukove´ho svazku.

37

slouzˇı´ k vypocˇtenı´ amplitudove´ oba´lky signa´lu. Na´sleduje logaritmicka´ komprese u´ rovnı´, prˇevod (interpolace) do karte´zsky´ch sourˇadnic a samotne´ zobrazova´nı´. Standardnı´ ultrazvukove´ zobrazova´nı´ je dvourozmeˇrne´ (tzv. *B-mode*). Existujı´ vsˇak i 3D syste´my, zalozˇene´ bud’na mechanicke´m nakla´peˇnı´ sondy, nebo ne 2D matici meˇnicˇu˚.

Reference

[1] Zang-Hee Cho, Joie P. Jones, and Manbir Singh, *Foundations of Medical Imaging*, John Wiley & Sons, 1993.

[2] Webb. A., *Introduction to Biomedical Imaging*, IEEE Press, 2003.

[3] K. Kirk Shung, Michael B. Smith, and Benjamin Tsui, *Introduction to Biome dical Imaging*, Academic Press, 1992.

[4] A. Dhawan, *Medical Image Analysis*, IEEE Press, 2003.

[5] J. Svatosˇ, *Zobrazovacı´ syste´my v le´karˇstvı´*, skriptum CˇVUT, 1998. 38