



EVROPSKÁ UNIE
Evropské strukturální a investiční fondy
Operační program Výzkum, vývoj a vzdělávání



Název projektu	Rozvoj vzdělávání na Slezské univerzitě v Opavě
Registrační číslo projektu	CZ.02.2.69/0.0./0.0/16_015/0002400

Diagnostické akviziční modality a robotické systémy v medicíně

Distanční studijní text

Iveta Bryjová

Opava 2017



**SLEZSKÁ
UNIVERZITA**
FILOZOFICKO-
PŘÍRODOVĚDECKÁ
FAKULTA V OPAVĚ

- Obor:** 0914 – Lékařská diagnostika a léčebné techniky.
Class L Education – Subclass LT Textbooks
Class RR Medicine – R856-857 Biomedical engineering. Electronics. Instrumentation, R858-859.7 Computer applications to medicine. Medical informatics, R895-920 Medical physics. Medical radiology. Nuclear medicine.
- Klíčová slova:** Radiologie, radiodiagnostika, lékařský ultrazvuk, Dopplerův jev, Dopplerovská ultrasonografie, echogenita, ultrazvuková elastografie, ALARA, ionizující záření, skiografie, skiaskopie, digitální rentgen, DSA, kostní denzitometrie, denzita, stomatologie, snímkovací techniky ve stomatologii, OPG, intraorální, extraorální, BTW, dRTG, CBCT, kefalometrická analýza, výpočetní tomografie, slip-ring, Hounsfieldovy jednotky, generace CT, gantry, rentgenka, magnetická rezonance, spin, relaxační čas, proton, spin, Larmorova frekvence, magnet, magnetické pole, magnetická indukce, nukleární medicína, scintigrafie, PET, SPECT, hybridní systémy PET/CT, PET/MRI, SPECT/CT, planární scintigrafie, tomografická scintigrafie, roboticky asistovaná chirurgie, RACH, operační roboti, DaVinci, CyberKnife, navigační systémy Carto, navigace v ortopedii, traumatologie, software.
- Anotace:** Studijní opora Diagnostické akviziční modalita a robotické systémy v medicíně je kompilátem metod a principů lékařských zobrazovacích modalit. Obecně můžeme tyto metody rozdělit na ty, které využívají ionizující záření (záření X/rentgenové záření, záření γ) a na ty, které využívají jiné fyzikální agens (akustické vlnění, radiofrekvenční elektromagnetické pole). Mezi rentgenové metody zařazujeme digitální rentgenografii (skiaskopie, skiografie), výpočetní tomografii, digitální subtrakční angiografii, mamografii, kostní denzitometrii a moderní metody radioviziografie ve stomatologii. Na principu mechanického akustického vlnění je založena metoda lékařské ultrasonografie a její deriváty dopplerovská ultrasonografie a elastografie. Zobrazování pomocí jevu magnetické rezonance využívá magnetických vlastností jader některých prvků (obvykle vodíku). Na rozpadu radionuklidů jsou založeny metody nukleární medicíny (scintigrafie, SPECT, PET). Samostatnou skupinu tvoří poslední dvě kapitoly, které stručně nastiňují robotické a navigační systémy v chirurgii a reflektují tak dynamicky rozvíjející se obor – roboticky asistovaná chirurgie..

Autor: **Ing. Iveta Bryjová**

Obsah

ÚVODEM.....	8
RYCHLÝ NÁHLED STUDIJNÍ OPORY.....	9
1 ÚVOD DO DIAGNOSTIKY S OBRAZOVÝM VÝSTUPEM, ROZDĚLENÍ LÉKAŘSKÝCH ZOBRAZOVACÍCH SYSTÉMU, LEGISLATIVA, PRINCIP ALARA 10	
1.1 Úvod do diagnostiky s obrazovým výstupem	10
1.1.1 Počátek zobrazovacích systému v lékařství.....	11
1.1.2 Diagnostika s obrazovým výstupem	11
1.2 Bezpečnostní rizika lékařských zobrazovacích modalit.....	12
1.2.1 Systém radiační ochrany v ČR.....	13
1.2.2 Ionizující záření	14
1.2.3 Radioaktivita.....	14
1.2.4 Zdravotní důsledky ionizujícího záření	14
1.2.5 Biologické účinky ionizujícího záření	14
1.2.6 Definice lékařského ozáření.....	16
1.2.7 Principy radiační ochrany – ALARA	17
1.3 Legislativa	17
2 ULTRAZVUKOVÁ SONOGRAFIE – ZÁKLADNÍ POJMY ULTRAZVUKOVÉ AKUSTIKY; FYZIKÁLNÍ PRINCIPY ULTRAZVUKU; GENEROVÁNÍ ULTRAZVUKU, PIEZOELEKTRICKÝ JEV, ULTRAZVUKOVÁ SONDA; KLINICKÉ ZOBRAZOVÁNÍ POMOCÍ ULTRAZVUKU, ZOBRAZOVACÍ MÓDY..	20
2.1 ULTRAZVUKOVÁ SONOGRAFIE (ZÁKLADNÍ POJMY ULTRAZVUKOVÉ AKUSTIKY)	20
2.2 Historický úvod.....	21
2.3 Základní pojmy ultrazvukové diagnostiky.....	22
2.4 FYZIKÁLNÍ PRINCIPY ULTRAZVUKU	22
2.4.1 Interakce ultrazvukového vlnění s tkáněmi	24
2.5 GENEROVÁNÍ ULTRAZVUKU, PIEZOELEKTRICKÝ JEV, ULTRAZVUKOVÁ SONDA.....	27
2.5.1 Ultrazvuková sonda	29
2.6 KLINICKÉ ZOBRAZOVÁNÍ POMOCÍ ULTRAZVUKU	34
2.6.1 Echogenita.....	35
2.7 ZOBRAZOVACÍ MÓDY	36

3	ULTRAZVUKOVÉ DOPPLEROVSKÉ ZOBRAZOVÁNÍ (DOPPLERŮV JEV, DOPPLEROVSKÉ ZOBRAZOVACÍ MÓDY, BIOMEDICÍNSKÉ PRINCIPY DOPPLEROVSKÝCH METOD; RIZIKA ULTRAZVUKOVÝCH DOPPLEROVSKÝCH METOD).....	39
3.1	Dopplerův jev.....	39
3.2	Hlavní typy dopplerovských metod.....	41
3.2.1	Dopplerovské měniče s nemodulovanou nosnou vlnou – spojitě.....	41
3.2.2	Systémy s modulovanou nosnou vlnou – pulsní.....	42
3.3	Dopplerovské metody.....	42
3.3.1	Barevné dopplerovské zobrazení – základní principy.....	43
3.3.2	Duplexní a triplexní metoda.....	44
4	ULTRAZVUKOVÁ ELASTOGRAFIE (STATICÁ ELASTOGRAFIE, DYNAMICKÁ ELASTOGRAFIE – SHEAR WAVES ELASTOGRAFIE), INTRAVASKULÁRNÍ ELASTOGRAFIE, ELASTICKÉ VLASTNOSTI TKÁNÍ, FYZIKÁLNÍ PRINCIPY.....	46
4.1	Historický úvod.....	46
4.2	Základní princip.....	47
4.3	Fyzikální principy ultrazvukové elastografie.....	47
4.4	Techniky ultrazvukové elastografie.....	49
4.5	Technické řešení elastografických ultrazvukových systémů.....	50
5	DIGITÁLNÍ RENTGEN (FYZIKÁLNÍ PRINCIPY, ZDROJ X-ZÁŘENÍ, PRŮCHOD X-ZÁŘENÍ, DETEKCE X-ZÁŘENÍ, SKIAGRAFIE, SKIASKOPIE).....	54
5.1	Skiografie.....	55
5.2	Skioskopie.....	56
5.2.1	Zdroj X-záření – rentgenka.....	56
5.2.2	Zdroje anodového a žhavicího napětí.....	60
5.2.3	Průchod X-záření tkání.....	61
5.2.4	Detekce prošlého záření.....	64
5.3	Digitální subtrakční angiografie (DSA).....	65
5.4	Rentgenová kostní denzitometrie.....	66
6	RTG DIAGNOSTIKA V ZUBNÍM LÉKAŘSTVÍ (OPG, DRTG, TECHNIKY INTRAORÁLNÍHO SNÍMKOVÁNÍ).....	70
6.1	Základní principy rentgenologického vyšetření ve stomatologii.....	70
6.2	Přehled rentgenologických zobrazovacích metod.....	72
6.3	Snímkovací techniky.....	74

6.3.1	Extraorální snímkové techniky	75
6.3.2	Intraorální snímkové techniky	79
6.3.3	Pravoúhlá (paralelizační) technika.....	80
6.3.4	Technika půleného úhlu	81
6.4	Kefalometrická analýza.....	84
7	VÝPOČETNÍ TOMOGRAFIE (HISTORIE A VÝVOJ CT; VYMEZENÍ ZÁKLADNÍCH POJMŮ; REALIZACE CT PŘÍSTROJŮ, KONSTRUKČNÍ ŘEŠENÍ CT SKENERU, DETEKČNÍ SOUSTAVA; PRINCIP SBĚRU DAT, REKONSTRUKCE OBRAZU	90
7.1	Historie výpočetní tomografie.....	94
7.2	Princip výpočetní tomografie	95
7.3	Vznik obrazu	95
7.4	Fyzikální principy výpočetní tomografie	96
7.5	Matematické principy výpočetní tomografie – rekonstrukční algoritmy.....	96
7.6	Rekonstrukce CT obrazu	100
7.7	Konstrukce CT skeneru.....	101
7.8	Generace CT přístrojů – historický vývoj	104
7.9	Klinické využití CT.....	109
8	MAGNETICKÁ REZONANCE (HISTORIE, NUKLEÁRNÍ MAGNETICKÁ REZONANCE, FYZIKÁLNÍ PRINCIPY, KONSTRUKČNÍ PRVKY MR SKENERU; MAGNETICKÉ SYSTÉMY MR; TVORBA 3D OBRAZU; T1 A T2 ČASY; ZÁKLADNÍ SEKVENCE A JEJICH PARAMETRY).....	111
8.1	Základní principy MRI.....	112
8.2	Fyzikální principy MRI – fyzika jaderného spinu	113
8.3	Princip MRI zobrazování	118
8.4	Klinické použití MRI	121
8.5	Kontraindikace	124
9	RADIONUKLIDOVÁ SCINTIGRAFIE (PLANÁRNÍ SCINTIGRAFIE, TOMOGRAFICKÁ SCINTIGRAFIE – SPECT, CT; HYBRIDNÍ MODALITY).....	127
9.1	Tomografické systémy nukleární medicíny – rozdělení	128
9.1.1	Tomografické systémy pro SPECT	128
9.1.2	Tomografické systémy pro PET	129
9.1.3	Hybridní tomografické systémy.....	129
9.2	Radionuklidová scintigrafie	131
9.2.1	Planární scintigrafie	132

9.2.2	Tomografická scintigrafie	136
9.3	Klinické indikace a kontraindikace PET a SPECT	142
10	ROBOTICKÉ CHIRURGICKÉ SYSTÉMY 1 (ROBOTICKÁ CHIRURGIE, HISTORIE – ARTHROBOT, PUMA 560, ROBODOC, ARTEMIS; ZÁKLADNÍ DĚLENÍ ROBOTŮ, ASISTIVNÍ ROBOTI – AESOP, ZOBRAZOVACÍMI TECHNIKAMI NAVÁDĚNÍ ROBOTI – NEUROMATEW™, CHIRURGIČTÍ ROBOTI – ZEUS, DAVINCI; VÝHODY ROBOTICKÉ CHIRURGIE; ROBOTICKÁ CHIRURGIE VS. LAPAROSKOPIE)	144
10.1	Roboticky asistovaná chirurgie	145
10.1.1	Puma	146
10.1.2	Robodoc	147
10.1.3	AESOP	148
10.1.4	ZEUS robotický systém (ZRSS)	149
10.1.5	Operační robot Da Vinci	149
10.1.6	CyberKnife – Robotic Radiosurgery System	154
11	ROBOTICKÉ CHIRURGICKÉ SYSTÉMY 2 (CHIRURGICKÉ NAVIGAČNÍ SYSTÉMY, POČÍTAČOVÁ NAVIGACE V TRAUMATOLOGII, NEURONAVIGACE, ORTHOPILOT, CARTO, AD.)	164
11.1	3D mapovací systémy (Carto, NavX)	164
11.1.1	Základní prvky systému Carto	165
11.2	Mapovací systém NavX	171
11.3	Přístroje pro neuronavigaci	171
11.3.1	Naváděcí systém Treon, Medtronic	172
11.4	Navigace v ortopedii a traumatologii	173
	LITERATURA	177
	SHRNUTÍ STUDIJNÍ OPORY	183

ÚVODEM

Studijní opora s názvem Diagnostické akviziční modality a robotické systémy v medicíně je určena studentům kombinovaného studia studijního oboru **DOPLNIT** v rámci studijního programu **DOPLNIT**.

Tato studijní opora je koncipována jako podpůrný studijní materiál, který slouží k prohloubení znalostí z oblasti lékařských diagnostických zobrazovacích systémů. Vzhledem k provázanosti diagnostických zobrazovacích modalit se systémy pro roboticky asistovanou chirurgii, zařazujeme tuto problematiku do studijní opory také. Robotické systémy v medicíně zahrnují nejen problematiku operačních robotů, ale také specializovaných softwarů pro jejich navigaci, tzv. navigačních systémů.

Vzhledem k omezenému časovému prostoru vyučovacího bloku a obsáhlosti předmětu Diagnostické akviziční modality a robotické systémy v medicíně, se studenti – nejen – kombinované formy studia seznámí s touto problematikou detailněji. Bude jim podán zevrubný výklad metod a principů moderních lékařských diagnostických zobrazovacích modalit, ale také přístrojové technice pro roboticky asistovanou chirurgii a navigačních systémů v chirurgických oborech.

Ve studijní opoře jsou používány tyto piktogramy distančních prvků:



Čas potřebný ke studiu



Cíle kapitoly



Klíčová slova



Shrnutí



Průvodce studiem



Rychlý náhled

RYCHLÝ NÁHLED STUDIJNÍ OPORY

Studijní text Diagnostické akviziční modality a robotické systémy v medicíně je uspořádán do jedenácti kapitol, vyjma nečíslovaných kapitol Úvodem, Rychlý náhled studijní opory, Literatura a Shrnutí studijní opory. Jednotlivé kapitoly a jejich obsahová část kopíruje akreditační materiál.

První kapitola obsahuje stručný úvod do diagnostiky s obrazovým výstupem, rozdělení lékařských zobrazovacích systémů včetně bezpečnostních rizik, legislativních požadavků a principů radiační ochrany ALARA. Jsou zde vysvětleny pojmy radioaktivita, ionizující záření, lékařské ozáření, je popsán princip radiační ochrany v České republice a zdravotní důsledky ionizujícího záření. Tato kapitola je – vzhledem k tomu, že zobrazovací metody pracující s ionizujícím zářením tvoří základ lékařské diagnostiky – nezbytná.

Následující tři kapitoly popisují využití ultrazvuku jako lékařské diagnostické metody. Tato zobrazovací metoda, stejně tak jako magnetická rezonance, nepracuje s ionizujícím zářením. Ultrazvukové zobrazovací metody využívají pro zobrazení tkání a orgánů ultrazvukové vlnění. Kapitoly zahrnují nejen standardní a dopplerovskou ultrasonografii, ale také relativně novou ultrazvukovou diagnostickou metodu – ultrazvukovou elastografii.

Pátá až sedmá kapitola je věnována zobrazovacím metodám využívající ionizujícího záření. Rentgenové zobrazovací metody patří stále mezi nejdůležitější diagnostické metody. Poskytují především informaci o anatomických (morfologických) poměrech lidského těla, ale mohou poskytovat také informace o funkčním stavu organismu. Kromě digitálního rentgenu (skiaskopie, skiografie) se v těchto kapitolách věnujeme digitální subtrakční angiografii, rentgenové kostní denzitometrii, výpočetní tomografii a rentgenové diagnostice v zubním lékařství.

Zobrazování pomocí jevu magnetické rezonance (MRI) je nastíněno v kapitole osmé. MRI zobrazení je založeno na vysílání radiových vln protony při jejich návratu do původního stavu, z něhož byly vychýleny působením radiofrekvenčního pulsu v silném magnetickém poli. Metody a principy magnetické rezonance jsou zde vysvětleny pouze na elementární úrovni, neboť se jedná o velmi obtížnou problematiku, nejen fyzikálních principů, ale také konstrukčnímu řešení MRI skenerů.

Radionuklidové zobrazovací metody – metody nukleární medicíny jsou uvedeny v kapitole deváté. Nukleární medicína se zabývá diagnostikou a léčbou pomocí otevřených radioaktivních zářičů, které jsou ve formě radiofarmak aplikovány do vnitřního prostředí organismu. Zobrazovací metodou nukleární medicíny je scintigrafie, kterou v kapitole popisujeme včetně jejich emisních tomografických metod – PET, SPECT. V základním přehledu jsou uvedeny také hybridní zobrazovací metody umožňující současné zobrazení struktury a funkce. Studijní oporu uzavírají robotické a navigační systémy v chirurgii.

1 ÚVOD DO DIAGNOSTIKY S OBRAZOVÝM VÝSTUPEM, ROZDĚLENÍ LÉKAŘSKÝCH ZOBRAZOVACÍCH SYSTÉMU, LEGISLATIVA, PRINCIP ALARA



RYCHLÝ NÁHLED KAPITOLY

V úvodní kapitole je diskutována problematika týkající se legislativy a bezpečnostních principů lékařského zobrazování (princip ALARA).

Dále jsou uvedeny vybrané lékařské diagnostické systémy poskytující výstupy formou obrazových dat. Přehledné rozdělení lékařských zobrazovacích systémů v úvodu studijní opory umožní snadnější orientaci v celém textu.



CÍLE KAPITOLY

Seznámit se se základními principy radiační ochrany v radiologii a sní související legislativou. Seznámit se s přehledem lékařských diagnostických modalit poskytujících obrazové výstupy.



ČAS POTŘEBNÝ KE STUDIU

3 hodiny



KLÍČOVÁ SLOVA KAPITOLY

Lékařské zobrazovací systémy, RTG, skiaskopie, skiografie, MRI, CT, lékařská ultrasonografie, ALARA

1.1 Úvod do diagnostiky s obrazovým výstupem

Lékařské zobrazovací systémy dosáhly v minulých dvou desetiletích značného rozmachu. V oblasti lékařské diagnostiky dosáhly lékařské zobrazovací systémy značného rozmachu. Zejména v minulých dvou desetiletích se uplatňují v této oblasti nové metody zobrazování, které by však nemohly bez pokročilých metod počítačového zpracování výsledných obrazů vzniknout. V posledních letech se rovněž uplatňují nové metody zobrazování, jedná se zejména o 2D a 3D zobrazovací techniky, které byly zdokonaleny zejména díky počítačové podpoře při transformaci primárních dat produkovaných fyzikálními detektory

na diagnosticky upotřebitelné obrazové výstupy. Tyto techniky – modality – se staly nena-
hraditelnou součástí každodenní radiodiagnostické praxe.

1.1.1 POČÁTEK ZOBRAZOVACÍCH SYSTÉMU V LÉKAŘSTVÍ

Historickým milníkem v oblasti lékařských zobrazovacích systému v medicíně je považován objev paprsků X německým fyzikem Wilhelmem Conradem Röntgenem. Tento německý vědec objevil po sérii experimentů s katodovou trubicí 8. listopadu 1895 záření vyvolávající fluorescenci vycházející z místa dopadu katodových paprsků na vnitřní skleněnou stěnu výbojky (katodové trubice). Fluorescenci platnatokyanidu barnatého pozorovaného přibližně dva metry od katodové trubice nazval X-paprsky (X-Ray – označení se v mnoha jazycích udrželo, zejména v angličtině dodnes). Tímto objevem započal také rozvoj radiologie – lékařského oboru využívajícího ionizujícího záření nejen pro diagnostické, ale také terapeutické účely. V první polovině 19. století bylo rentgenové vyšetření jedinou dostupnou lékařskou zobrazovací metodou.

1.1.2 DIAGNOSTIKA S OBRAZOVÝM VÝSTUPEM

Mezi nejpoužívanější lékařské zobrazovací systémy, které generují obrazová data a poskytují informaci nejen o anatomických strukturách lidského organismu, ale také o fyziologických a metabolických pochodech patří: ultrazvuková sonografie (USG), RTG (statická – skiografie, dynamická – skiaskopie), výpočetní tomografie (CT), magnetická rezonance (MRI, fMRI), LDPI (laserová dopplerometrie), radioizotopové scintigrafické metody (planární scintigrafie, SPECT, PET). Všechny uvedené modality jsou v současné medicínské praxi úspěšně používány díky expandujícímu rozvoji, který v poslední době nastal hlavně v oblasti detektorů záření a informačních technologií při zpracování velkých objemů dat. V oblasti diagnostiky je proto nutná úzká multioborová spolupráce mezi medicínou, fyzikou, informatikou a dalšími biomedicínskými obory.

Principy a diagnostické využití výše uvedených zobrazovacích metod jsou přehledně shrnuty v Tabulka 1.

Tabulka 1 Základní principy vybraných zobrazovacích metod

Metoda	Princip	Diagnostika	Rizika
USG (ultrasonografie)	Akustické vlnění s frekvencí nad 20 kHz	Diagnostika měkkých tkání	Nemá prokazatelné negativní účinky, ALARA (TI a MI)
RTG	Elektromagnetické vlnění o vlnových délkách 10 nm–100 pm	Diagnostická skeletálního systému	Má prokazatelné negativní účinky, stochastické, deterministické, ALARA
CT (výpočetní tomografie)	Princip RTG, doplněno o matematickou rekonstrukční metodu (Radonova transformace)	Diagnostika podobně jako RTG, počítačové zpracování umožňuje např. virtuální endoskopii	Prokazatelné negativní účinky jako RTG
MRI	Mapování hustoty rozložení vodíkových jader v těle/orgánu. Usměrnění spinu vodíkových jader, vybuzení a snímání.	Diagnostika měkkých tkání vnitřních orgánů	Nemá prokazatelné negativní účinky, klaustrofobie kontraindikace – kovové stenty, implantáty kardiostimulátory, piercing apod., ALARA
PET	Detekce fotonů vzniklých anihilací pozitronů uvolněných radiofarmaky (beta rozpad)	Diagnostika funkčních poměrů vyšetřovaného orgánu, funkční vyšetření, nepodává informace o anatomickém uspořádání.	

1.2 Bezpečnostní rizika lékařských zobrazovacích modalit

HISTORICKÝ ÚVOD

Tato kapitola byla zpracována podle [1]. Zájemcům o další studium této problematiky doporučujeme [2].

Rozvoj radiační ochrany začal krátce po objevu paprsků X německým fyzikem Wilhelmem Conradem Röntgenem v roce 1895. O pár let později, již v roce 1902 byl poprvé vznik nádorového onemocnění u pracovníka se zdroji ionizujícího záření (ZIZ) přičítán působení ionizujícího záření (IZ). V letech 1911–14 byl popsán vznik nádorových onemocnění v souvislosti s výkonem jejich profese u radiologů. Ze 198 prokázaných nádorových onemocnění jich 54 na následky ozáření zemřelo. V letech 1920 až 1940 byla zjištěna radiační

poškození, zejména kůže u rentgenologů i pacientů, u pracovníků ve výrobě svítících (radioaktivních) barev. Tyto skutečnosti vedly k prvnímu doporučení omezujícímu ozáření – 0,1 μg ^{226}Ra byl stanoveno jako bezpečné depo a dávka 0,6 rad (cca 6 mGy)/týdně na kost a dřeň jako limitující ozáření. Od konce druhé světové války došlo k rozvoji epidemiologických studií účinků ozáření (v důsledku použití jaderných zbraní v Japonsku a rozšiřování lékařských a profesionálních expozič ZIZ) a později k využití výsledků těchto studií k určení koeficientů rizika pravděpodobnosti smrti pro fatální nádory a tzv. zdravotní újmy. Od 50. let minulého století se rychle rozvíjela dozimetrie IZ, radiobiologický a později molekulárně-biologický výzkum, což byl důsledek obav z možného použití jaderných zbraní a zejména předpokládaného rozvoje jaderné energetiky. 70. až 80. léta minulého století přinesla pokrok v objasňování kancerogeneze, genetických poškození a v ujasňování rozdílu mezi deterministickými a stochastickými účinky IZ.

1.2.1 SYSTÉM RADIAČNÍ OCHRANY V ČR

Systém radiační ochrany v ČR se datuje k roku 1918, kdy byl v Praze zřízen Státní ústav radiologický (SÚR), který byl „hlavní autoritou“ v oblasti „záření“ prakticky až do roku 1959 (od roku 1955 byl přejmenován na Výzkumný ústav radiologický). Již v roce 1947 SÚR převzal dohled nad radiační hygienou na československých pracovištích s ionizujícím zářením, včetně provádění pravidelných radiačně-hygienických prohlídek pracovníků s ionizujícím zářením. Ústav byl postupně reorganizován a na jeho bázi v roce 1959 byl zřízen Ústav pro výzkum, výrobu a využití radioisotopů.

Od roku 1952 byl v Československu přijat sovětský model hygienické a protiepidemické péče, byl zřízen Ústav hygieny práce a chorob z povolání v Praze s oblastním ústavem v Bratislavě a při Krajských národních výborech byly zřízeny Krajské hygienicko-epidemiologické stanice (KHS). V roce 1965 byl zřízen Výzkumný ústav hygieny záření, který byl v roce 1971 začleněn do Institutu hygieny záření jako Centrum hygieny záření (CHZ). Specifickými hygienickými problémy souvisejícími s těžbou a zpracováním uranové rudy se zabýval, v témže roce zřízený, Ústav hygieny práce v uranovém průmyslu v Příbrami. Tento systém byl v podstatě zachován až do roku 1995, kdy vláda ČR rozhodla o spojení radiační ochrany a jaderné bezpečnosti do Státního úřadu jaderné bezpečnosti (SÚJB). Útvary radiační hygieny při KHS byly reorganizovány na Regionální centra SÚJB a na bázi CHZ byl vytvořen Státní ústav radiační ochrany (SÚRO). V letech 1997 až 2002 byl vytvořen a vstoupil v platnost soubor nových právních předpisů – zákon č. 18/1997 Sb. (atomový zákon) v platném znění a na něj navazující řada prováděcích předpisů v oblasti radiační ochrany (především vyhláška SÚJB č. 184/1997 Sb. a její revize vyhláška č. 307/2002 v platném znění) a jaderné bezpečnosti, které SÚJB dávaly rozsáhlé pravomoci v oblasti státní správy a dozoru při využívání jaderné energie, a ionizujícího záření. Prováděcí předpisy v oblasti radiační ochrany byly postupně plně harmonizovány s legislativou EU.

1.2.2 IONIZUJÍCÍ ZÁŘENÍ

Záření, které doprovází radioaktivní přeměnu látek. Je trojího druhu: alfa (α), beta (β) a gama (γ).

ZÁŘENÍ ALFA je složeno z jader helia (částice alfa). Částice α je složena ze dvou protonů a dvou neutronů, nese dva kladné náboje. Vyznačuje se vysokou ionizační schopností, tj. schopností vytvářet velký počet párů elektron-iont podél své dráhy letu látkou. Dosah alfa částic je velmi krátký, ve vzduchu několik centimetrů, v tkáni desítky mikrometrů.

ZÁŘENÍ BETA jsou částice (elektrony nebo pozitrony), které jsou vysílány radioaktivními jádry prvků při přeměně beta. Nesou kladný nebo záporný elektrický náboj a jejich pohyb může být ovlivňován elektrickým polem. Pronikavost je větší než u α částic (dosah ve vzduchu okolo 1 metru).

ZÁŘENÍ GAMA je složeno z proudu fotonů (elektromagnetické záření). Je výrazně pronikavější než alfa a beta záření, ve vzduchu má dosah i několik km, v tkáni centimetry. K jeho odstínění je zapotřebí materiál o vysoké hustotě (kov, beton).

1.2.3 RADIOAKTIVITA

Radioaktivita je schopnost některých atomů (radionuklidů) se samovolně přeměňovat na jiné atomy (nuklidy/radionuklidy). Přeměna je doprovázena emisí radioaktivního záření (alfa, beta, gama), štěpných produktů, protonů nebo záchytem elektronu.

1.2.4 ZDRAVOTNÍ DŮSLEDKY IONIZUJÍCÍHO ZÁŘENÍ

Zdravotní důsledky ionizujícího záření závisí především na velikosti dávky a na době, za kterou byla tato dávka přijata. Akutní účinky záření nastupují, pokud je v krátké době přijata dávka vyšší než $1 \text{ Sv}^1 = 1000 \text{ mSv} = 1\,000\,000 \text{ }\mu\text{Sv}$.

Při nižších dávkách² je důsledkem ozáření tkání vyšší pravděpodobnost vzniku karcinomu, zvýšení pravděpodobnosti vzniku rakoviny je úměrné velikosti přijaté dávky.

1.2.5 BIOLOGICKÉ ÚČINKY IONIZUJÍCÍHO ZÁŘENÍ

Tato kapitola byla převzata z [3].

Absorpce energie ionizujícího záření v látce má kvantový charakter; dochází k excitacím a ionizacím atomů či molekul, tj. energie je předávána elektronům. Pro některé druhy záření

¹ Sv, častěji mSv (Sievert) je jednotkou dávkového ekvivalentu.

² Základní veličinou popisující účinek záření je dávka. Udává, kolik energie ionizujícího záření pohltí 1 kgátky. Jednotkou dávky je gray (Gy).

a určité energie mohou nastat primárně i jiné jevy (např. rozptyl nebo jaderné reakce u neutronů, Comptonův jev nebo materializace fotonů γ -záření apod.), avšak ve svém důsledku sekundárně vzniklé částice také ztrácejí energii excitacemi a ionizacemi. Tím se ionizující záření principiálně liší od jiných fyzikálních a chemických faktorů, které rovněž mohou negativně ovlivňovat biologické systémy (např. zvýšená teplota, UV-záření, jedy apod.).

Ozáření člověka může vyvolávat některé chorobné změny projevující se v průběhu dnů až týdnů, jiné v průběhu roků a desetiletí. To vedlo v minulosti k rozlišování časných a pozdních následků ozáření. V posledních desetiletích bylo zavedeno jiné třídění opírající se o základní typy vztahu dávky a účinku. Poznání tohoto vztahu a jeho popis vhodným kvantitativním parametrem je hlavním cílem biologických a medicínských studií zaměřených na ochranu před ionizujícím zářením. Na základě těchto znalostí lze pro činnosti za kontrolovaných podmínek vymezit cíle a kritéria radiační ochrany a pro případy mimořádných situací spojených s ozářením lidí odhadnout možné následky i úkoly zdravotnické pomoci. Účinky ionizujícího záření se z hlediska integrovaného savčího organismu dělí na deterministické, kdy při dosažení určité dávky ionizujícího záření efekt zákonitě nastává, a stochastické, kdy se stoupající dávkou stoupá pravděpodobnost poškození.

DETERMINISTICKÉ ÚČINKY

Deterministické účinky (tkáňová reakce na ozáření) jsou spojené s takovým zdravotním poškozením, které je charakterizováno určitou prahovou dávkou, přičemž s rostoucí dávkou se zvyšuje i závažnost poškození. Tyto účinky se projeví na konkrétní ozářené osobě a předpokládá existenci projevů zjištělných zevním (makroskopickým) pozorováním – klinické příznaky:

- Akutní nemoc z ozáření – celotělové jednorázové ozáření pronikavým zářením (prahová dávka v závislosti na formě poškození nad 0,7 Gy).

AKUTNÍ NEMOC Z OZÁŘENÍ

Vniká typicky po jednorázovém celotělovém ozáření vyšší dávkou pronikavého záření. Takové případy nejsou časté a v denní praxi radiační ochrany se s nimi nesetkáváme. Přesto je rozbor takových případů velmi instruktivní pro pochopení patogenetických představ o rozvoji deterministických účinků. Akutní nemoc z ozáření u člověka byla podrobně popsána u obětí jaderného útoku na japonská města v roce 1945, později se vyskytla řada jednotlivých případů ozářených při nehodách reaktorů nebo při ztrátě kontroly nad radionuklidovými zdroji; rovněž černobylská havárie přispěla k poznání tohoto syndromu pro rozsáhlou skupinu jednorázově ozářených pracovníků elektrárny a záchránářů.

- Akutní poškození kůže – při lokalizovaném ozáření (prahová dávka nad 3 až 4 Gy).
- Gonády – pokles fertility u mužů (prahová dávka nad 0,5 Gy) a žen (nad 2 Gy).

- Účinek na zárodek (plod) – prahová dávka závisí od doby po početí a může být již od 100 mGy.

Pro deterministické účinky je charakteristická prahová závislost na dávce. Kvantitativním ukazatelem, pomocí něhož lze odhadnout možné následky ozáření, je prahová dávka pro ten který účinek, popřípadě hodnota 50% efektivity vztažená ke zvolené referenční době po ozáření, tedy např. LD 50/30. **Důležitým rysem této skupiny účinků je měnící se klinický obraz se stoupající dávkou, jinak řečeno, intenzita projevů a jejich zdravotní závažnost je závislá na dávce.**

STOCHASTICKÉ ÚČINKY

Druhým typem významných biologických změn v důsledku ozáření jsou stochastické účinky, jež jsou důsledkem změn v buňkách přeživších ozáření. Změněná buňka se může, po značném časovém odstupě, vyvinout v nádor. Obranné a reparační schopnosti organismu činí tento vývoj při malých dávkách velmi nepravděpodobným, nicméně nejsou známy žádné dávky, pod nimiž by ke vzniku nádoru nemohlo dojít. Kancerogenní účinek záření byl prokázán v epidemiologických studiích u různých ozářených populací, kde byl pozorován zvýšený výskyt nádorů oproti srovnatelné kontrolní populaci. S hlediska jednotlivce roste s dávkou záření pravděpodobnost vzniku nádoru, nikoliv intenzita či stupeň účinku. Stochastický, tedy náhodný s hlediska určitého jedince, charakter mají i dědičné důsledky ozáření, projevující se u potomstva ozářených osob.

Stochastické biologické účinky ionizujícího záření se vyskytují s určitou pravděpodobností, která je úměrná ozáření. K jejich výskytu obvykle dochází po uplynutí poměrně dlouhé doby po ozáření dané osoby. Důsledkem jsou různé formy rakoviny, která je indukována ozářením.

1.2.6 DEFINICE LÉKAŘSKÉHO OZÁŘENÍ

Zákon č. 263/2016 Sb., atomový zákon (NAZ), § 2

Lékařským ozářením (se rozumí) ozáření v rámci:

- Vyšetření nebo léčby pacienta.
- Pracovní lékařských služeb a preventivní zdravotní péče.
- Dobrovolné účasti zdravých fyzických osob nebo pacientů na lékařském ověřování nezavedené metody spojené s lékařským ozářením, nebo poskytování pomoci fyzické osobě podstupující lékařské ozáření podle § 64 odst. 1.

1.2.7 PRINCIPY RADIAČNÍ OCHRANY – ALARA

Cílem radiační ochrany je zajistit, aby velikost individuálních dávek, počet ozářených osob a pravděpodobnost ozáření tam, kde není prakticky jisté, že k němu dojde, byly tak nízké, jak lze rozumně dosáhnout při respektování hospodářských a sociálních hledisek (princip optimalizace radiační ochrany je ztotožňován s tzv. principem ALARA („As Low As Reasonably Achievable“).

1.3 Legislativa

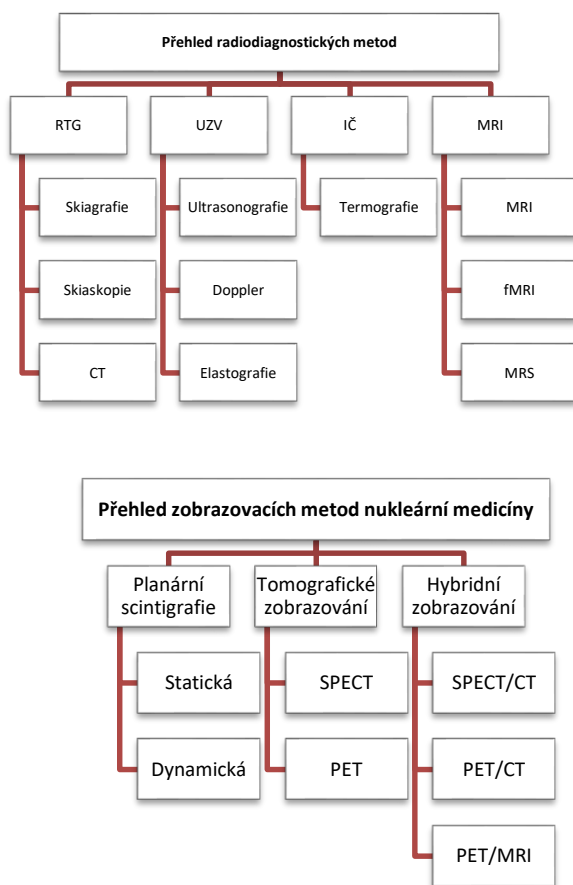
Vyhláška č. 307/2002 Sb. v platném znění rozlišuje několik druhů základních limitů jako závazných kvantitativních ukazatelů, jejichž překročení není podle atomového zákona přípustné, a dále odvozené limity, omezující stejné případy ozáření jako základní limity pro pracovníky, ale vyjádřené ve snáze měřitelných veličinách. Základní limity pro pracovníky se zdroji se považují za nepřekročené i tehdy, nejsou-li překročeny stanovené odvozené limity – ovšem překročení odvozeného limitu ještě neznamená nutně překročení limitu základního, protože oba byly spojeny konzervativním modelem. Při více cestách ozáření (např. zevní ozáření, vnitřní ozáření z požití radionuklidů, vnitřní ozáření z vdechnutí radionuklidů) se nepřekročení základních limitů pro pracovníky se zdroji považuje za splněné, pokud součet podílů ozáření z jednotlivé cesty ozáření a příslušných odvozených limitů je menší než jedna.

SOUČASNÁ LEGISLATIVA PRO LÉKAŘSKÉ OZÁŘENÍ

- Zákon č. 263/2016 Sb., atomový zákon (NAZ).
- Vyhláška č. 422/2016 Sb., o radiační ochraně a zabezpečení radionuklidového zdroje (Vyhl. 422 o RO).
- Vyhláška č. 408/2016 Sb., o požadavcích na systém řízení.
- Vyhláška č. 409/2016 Sb., Vyhláška o činnostech zvláště důležitých z hlediska jaderné bezpečnosti a radiační ochrany, zvláštní odborné způsobilosti a přípravě osoby zajišťující radiační ochranu registranta.
- Vyhláška č. 359/2016 Sb., o podrobnostech k zajištění zvládnutí radiační mimořádné události.
- Vyhláška č. 360/2016 Sb., o monitorování radiační situace.



SHRNUTÍ KAPITOLY



RADIOAKTIVITA

Radioaktivita je jev, kdy se jádra atomů určitého prvku samovolně přeměňují na jádra jiného prvku nebo jádra téhož prvku v jiném energetickém stavu, přičemž je emitována částice nebo záření. Radioaktivita se rozděluje podle druhu emitovaného záření na α , β , γ .

BIOLOGICKÉ ÚČINKY IONIZUJÍCÍHO ZÁŘENÍ

Biologické účinky ionizujícího záření se rozdělují podle vztahu mezi účinkem a dávkou do dvou skupin: **deterministické** – prahové (účinek ozáření se objeví, pokud je dávka vyšší než určitá prahová hodnota); rostoucí dávkou se zvyšuje závažnost poškození; účinek vzniká krátce po ozáření a **stochastické** – bezprahové (míra účinku – pravděpodobnost výskytu radiačně indukovaných poškození – je závislá na dávce), pozdní účinky.

Mezi deterministické účinky patří **akutní nemoc z ozáření** (vzniká po jednorázovém ozáření celého těla (nebo jeho převážné části) dávkou cca 1 Gy a vyšší), lokální poškození organismu a zákal oční čočky.

OBECNÉ ZÁSADY RADIAČNÍ OCHRANY

Cílem radiační ochrany je vyloučit deterministické účinky a snížit stochastické účinky na rozumně dosažitelnou úroveň. Principy radiační ochrany:

- Princip zdůvodnění
- Princip optimalizace – ALARA (As Low As Reasonably Achievable), riziko škodlivých účinků ionizujícího záření by mělo být optimálně tak nízké, jak lze rozumně dosáhnout z hlediska technických a ekonomických hledisek při zachování kvalitní diagnostické odpovědi.
- Princip limitu dávek

LEGISLATIVA

Pracoviště nukleární medicíny se řídí, stejně jako jiná pracoviště se zdroji ionizujícího záření Atomovým zákonem (Zákon o mírovém využívání jaderné energie a ionizujícího záření – zákon č. 18/1997 Sb. ve znění pozdějších předpisů) a vyhláškami Státního úřadu pro jadernou bezpečnost (SÚJB) [44].

Ultrazvuková sonografie – základní pojmy ultrazvukové akustiky; fyzikální principy ultrazvuku; generování ultrazvuku, piezoelektrický jev, ultrazvuková sonda; klinické zobrazování pomocí ultrazvuku, zobrazovací módy.

2 ULTRAZVUKOVÁ SONOGRAFIE – ZÁKLADNÍ POJMY ULTRAZVUKOVÉ AKUSTIKY; FYZIKÁLNÍ PRINCIPY ULTRAZVUKU; GENEROVÁNÍ ULTRAZVUKU, PIEZO-ELEKTRICKÝ JEV, ULTRAZVUKOVÁ SONDA; KLINICKÉ ZOBRAZOVÁNÍ POMOCÍ ULTRAZVUKU, ZOBRAZOVACÍ MÓDY.



RYCHLÝ NÁHLED KAPITOLY

Lékařská ultrasonografie využívá pro zobrazení tkání a orgánů ultrazvukové vlnění. V lékařské ultrazvukové diagnostice dominují tzv. duplexní zobrazovací systémy (akustické zobrazení příčného řezu tkáněmi, s dopplerovským měřením parametrů toku krve). Ultrazvuková tomografie je dvojrozměrným zobrazením akustických rozhraní, od nichž se odrážejí ultrazvukové impulsy. V kapitole jsou diskutovány základní pojmy ultrazvukové diagnostiky, fyzikální principy ultrazvuku a zobrazovací módy.



CÍLE KAPITOLY

Nastudovat zobrazovací metody založené na interakci ultrazvukového vlnění s tkáněmi.



ČAS POTŘEBNÝ KE STUDIU

5 hodin



KLÍČOVÁ SLOVA KAPITOLY

Ultrazvuk; echolokace; absorpce; odraz; ultrazvuková sonda

2.1 ULTRAZVUKOVÁ SONOGRAFIE (ZÁKLADNÍ POJMY ULTRAZVUKOVÉ AKUSTIKY)

Kapitola 2 „*Ultrazvuková sonografie*“ byla zpracována převážně z literárních zdrojů [4, 5].

Lékařská ultrasonografie je diagnostická zobrazovací technika založena na registraci ultrazvukového vlnění odraženého od tkání. Zvukové vlny o frekvenci 2,5–40 MHz) mohou

poskytovat 2D obrazové informace o tkáních in vivo. Dají se využít také pro funkční zobrazování v živých tkáních, např. na základě Dopplerova jevu. Zobrazování pomocí ultrazvuku (sonografie) je podobné nejběžnější zobrazovací metodě pomocí X-záření v tom, že využívá fyzikálního agens schopného prostupovat (pokud možno bez poškození) tkáněmi. Liší se však v několika základních aspektech:

- Ultrazvuk, jakožto mechanické vlnění, potřebuje látkové prostředí, v němž se šíří.
- Na rozdíl od X-záření, jež je zářením elektromagnetickým, je ultrazvuk podélným vlněním, a jeho vlnová délka je podstatně větší. Pro frekvenci 2 MHz je vlnová délka v měkké tkáni 0,75 mm, pro frekvenci 10 MHz je vlnová délka 0,15 mm. Pro srovnání jsou charakteristické vlnové délky X-záření při urychlovacím napětí okolo 100 kV $\sim 10^7 \times$ větší.
- Pro zobrazování se namísto prošlého vlnění jako u rentgenového zobrazování využívá odraženého vlnění.

Kromě diagnostického, má ultrazvuk také terapeutické využití – fyzikální terapie nebo využití hypertermie v léčbě vybraných nádorových onemocnění např. MR-HIFU (fokusovaný ultrazvuk navigovaný magnetickou rezonancí) či transdermální aplikaci léčiv. Na principu podélného ultrazvukového kmitání při frekvenci ~ 55 MHz pracuje harmonický skalpel, který umožňuje řezání a koagulaci měkkých tkání, krevních cév a utěsnění lymfatických cest v jednom okamžiku.

2.2 Historický úvod

První experiment s použitím ultrazvuku se datuje k letopočtu 1826. V průběhu první poloviny 19. století vzniklo mnoho studií o zvukových vibracích, jejich přenosu a šíření. Hydroakustické vlastnosti ultrazvuku a rychlost zvuku ve vodě experimentálně zjistil švýcarský fyzik Jean Daniel Colladon. Další vývoj v oblasti zvuku pokračoval až do roku 1940, kdy byl pomocí ultrazvuku poprvé získán obraz lidské tkáně. Z dalších významných objevů, které umožnily získat obraz lidského těla, je objev piezoelektrického jevu roku 1880 bratry Pierrem a Jacquesem Curieovými. Podvodní sonarové detekční systémy pro ponorky byly vyvinuty během první světové války. První pracovní sonarový systém byl vyvinut v roce 1914 Reginaldem Fessendenem a dokázal detekovat ledovce dvě míle pod vodou. K detekci reflektovaných zvukových vln bylo nezbytné zkonstruovat také výkonné elektronické zesilovače. V závěru uvedme rok 1916, kdy francouzský fyzik P. Langevin a ruský vědec K. Chilovski vytvořili piezoelektrický generátor ultrazvuku (vysokofrekvenční zařízení odrážející echa – hydrofon), který se stal základem sonaru pro detekci podmořských objektů – sonar. Za zakladatele ultrazvukové defektoskopie je považován ruský vědec Sokolov, který v roce 1929 využil pro defektoskopii principu transmise ultrazvukových vln. V oblasti medicíny se ultrazvuku nevyužívá pouze k zobrazování orgánů lidského těla, ale také v terapii, kdy se využívá tepelných a destruktivních účinků ultrazvuku.

Ultrazvuková sonografie – základní pojmy ultrazvukové akustiky; fyzikální principy ultrazvuku; generování ultrazvuku, piezoelektrický jev, ultrazvuková sonda; klinické zobrazování pomocí ultrazvuku, zobrazovací módy.

2.3 Základní pojmy ultrazvukové diagnostiky

AKUSTICKÁ IMPEDANCE

Akustická impedance (odpor kladený zvuku při šíření) – vztah hustoty prostředí a rychlosti šíření zvuku. Akustická impedance představuje důležitou veličinu pro popis vzájemné interakce mezi ultrazvukovým vlněním a prostředím, ve kterém se toto vlnění šíří. Měrnou akustickou impedanci lze definovat jako veličinu vyjadřující vztah mezi akustickým tlakem p při průchodu ultrazvukové vlny s akustickou rychlostí v , což je rychlost kmitání částic vlnění. Akustická impedance je základem sonografického vyšetření → odraz a průchod ultrazvukové vlny na dvou různých rozhraních.

ECHOGENITA

Echogenita je schopnost odrážet ultrazvukové vlny: útvary, které ultrazvuk odrážejí méně či více než okolní tkáň, se definují jako hypoechogenní nebo hyperechogenní. Tyto odrazy (echa) se registrují a vyhodnocují. Na monitoru ultrazvukového přístroje se pak zobrazují jako světlejší nebo tmavší než okolí.

DALŠÍ POJMY ULTRAZVUKOVÉ DIAGNOSTIKY

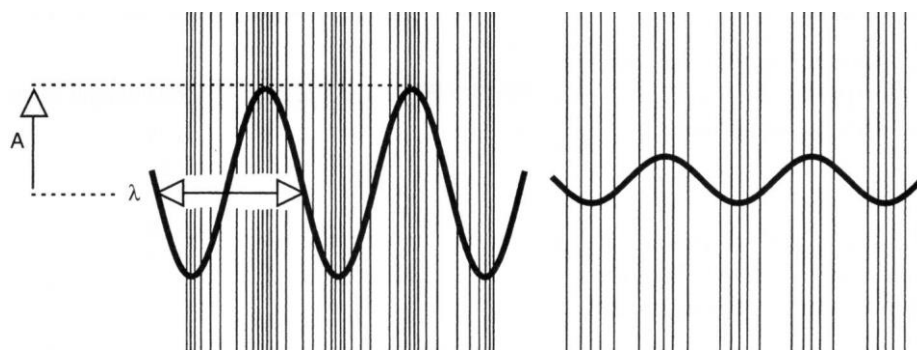
- Sonografické obrazy vznikají ultrazvukovými vlnami.
- Ultrazvukové vlny jsou do těla vyslány ze sondy a tam reflektovány.
- Hlavní předpoklad pro reflexi jsou impedanční změny.
- Impedanční změny vznikají tam, kde spolu hraničí dvě tkáňové vrstvy.
- Vztah mezi tkáňovými typy a jejich schopností vést ultrazvukové vlnění je minimální.
- Liší se pouze vzduch a kosti (co do rychlosti šíření akustického vlnění).
- Ultrazvukový přístroj pracuje průměrnou rychlostí cca 1540 m/s.
- Hloubku původu echa počítač vypočítá z časového rozdílu mezi vysláním a detekcí echa.
- Echa z vrstev blíže k sondě se vrací dříve, než echa z hlubších vrstev.

2.4 FYZIKÁLNÍ PRINCIPY ULTRAZVUKU

Zvuk je z fyzikálního hlediska podélné mechanické vlnění – mechanický kmitavý pohyb pružného prostředí, které lidské ucho vnímá v rozsahu frekvencí 20–20 000 Hz (20 kHz). Ultrazvukem je označován zvuk s frekvencí nad horní slyšitelnosti, tedy nad 20 kHz. Zvuk se od ultrazvuku liší pouze kvantitativně. V lékařské diagnostice se používá ultrazvuku s frekvencí řádově v jednotkách MHz (2–50 MHz).

Zvuk (ultrazvuk) se od zdroje šíří pružným prostředím formou vlnění. Elastická vlna je tvořena mechanickými deformacemi, které postupují plynnými, kapalnými nebo pevnými látkami. Každá z částic prostředí přitom kmitá kolem své rovnovážné polohy. Podle směru kmitání částic se vlnění rozděluje na podélné (longitudinální) – v měkkých tkáních a tekutinách; příčné (transverzální) – v kostech (podobně jako v jiných pevných látkách) a eliptické (na povrchu). U podélného vlnění kmitají částice ve směru šíření vlny, u příčného ve směru kolmém na směr šíření vlny. Podélné vlnění souvisí s objemovou deformací prostředí – může se šířit v pevných látkách, kapalinách i plynech. Příčné vlnění se šíří jen v takovém prostředí, ve kterém vlivem vnějších sil nedochází k trvalé změně tvaru (plastické deformaci) tedy pouze v pevných látkách.

Obrázek 1 demonstruje rovinnou vlnu, jejíž vlnoplochy jsou roviny kolmé na směr šíření. Místa zhuštění a zředění (a jim odpovídající malé změny výchylek a rychlostí molekul ve směru šíření) se šíří zleva doprava, nebo obráceně fázovou rychlostí c jako podélná vlna. Ačkoliv samy molekuly prostředí konají pouze malý oscilační pohyb okolo rovnovážné polohy, vlna sama přenáší energii a hybnost.



Obrázek 1 Rovinná vlna s místy zhuštění a zředění. Levý panel reprezentuje vlnu s vysokou (nízkou) amplitudou a intenzitou [4].

Šíření akustického vlnění je spojeno s přenosem energie. Částice daného prostředí se přitom nepohybují jednosměrně se šířícím se vlněním, ale kmitají pouze kolem svých rovnovážných stavů. Vzhledem k oblasti aplikací ultrazvuku v medicíně – vyšetření měkkých tkání, jež se svými vlastnostmi blíží spíše kapalině než pevnému skupenství – pracujeme jen s podélným vlněním. Podélné vlny si můžeme představit takto: zařídíme-li nějakými vhodnými okrajovými podmínkami mechanické oscilace na povrchu tkáně, energie těchto oscilací se šíří do tkání postupným přenášením pohybu na sousedící molekuly tak, že výchylka molekul je rovnoběžná se směrem šíření rozruchu. Ačkoliv samotné molekuly konají v daném, zafixovaném místě jen malý oscilační pohyb okolo rovnovážné polohy, samotný oscilační rozruch, zahrnující kromě změny polohy molekul také malou změnu rychlosti, hustoty a tlaku, se šíří fázovou rychlostí závisící na mechanických vlastnostech tkáně – takový pohyb nazýváme vlnovým. Kinematicky je vlnový pohyb popsán frekvencí f (počet cyklů detekovaných pozorovatelem na fixním místě za jednu sekundu), případně periodou $T = 1/f$, vlnovou délkou $\lambda = \frac{c}{f}$, a amplitudou A .

Ultrazvuková sonografie – základní pojmy ultrazvukové akustiky; fyzikální principy ultrazvuku; generování ultrazvuku, piezoelektrický jev, ultrazvuková sonda; klinické zobrazování pomocí ultrazvuku, zobrazovací módy.

Vlnová délka λ je určena vzdáleností mezi dvěma nejbližšími body bodové řady se stejným akustickým stavem v daném okamžiku, respektive je to vzdálenost, kterou urazí akustická vlna v průběhu jednoho kmitu T .

Pro zobrazování tkání a orgánů lidského těla se využívá odraženého vlnění na rozhraních s různou akustickou impedancí. Rychlost šíření ultrazvukových vln (akustická rychlost v , je rychlost, se kterou kmitají jednotlivé částice prostředí, kterým se šíří zvuková vlna) v prostředí závisí na elastických vlastnostech a hustotě prostředí, ve kterém se šíří (ve vodě 1 484 m/s, ve tkáních cca 1 540 m/s). Prostředí, v němž se vlna šíří není bezztrátové, ale energie nesená vlnou je přeměněna na teplo a veličiny spojené s energií přenosu vlny (intenzita, amplituda, tlakové a hustotní změny, oscilační rychlost) klesají. Diagnostické ultrazvukové přístroje jsou konstruovány k vizualizaci svalů a vnitřních orgánů, k získání informace o jejich velikosti, ke zjištění jejich struktury, patologií nebo lézí, jsou proto kalibrovány na rychlost šíření vlny rovné 1540 m/s.

2.4.1 INTERAKCE ULTRAZVUKOVÉHO VLNĚNÍ S TKÁNĚMI

Ultrazvuková vlna s prostředím, kterým prostupuje, interaguje odrazem a zpětným rozptylem, lomem, útlumem (rozptyl a absorpce).

ODRAZ

Odraz ultrazvukové vlny narazí-li ultrazvuková vlna o amplitudě A_0 při průchodu tkáněmi kolmo na hranici mezi dvěma tkáňovými strukturami s rozdílnými akustickými impedancemi, projde větší část vlny do druhé tkáňové struktury a menší část vlny s amplitudou A_R se od hranice odrazí a navrací se zpět ke zdroji – transduceru (zařízení, které převádí energii z jedné formy do druhé). Akustická impedance Z (odpor, který klade vyšetřovaná tkáň ultrazvukové vlně) hraje důležitou roli při popisu chování ultrazvukové vlny na rozhraní dvou různých tkání.

LOM

Lom nedopadne-li ultrazvuková vlna na rozhraní dvou tkání s různou akustickou impedancí kolmo, ale pod nenulovým úhlem dopadu θ_i , dochází k lomu vlnění. K lomu dochází od kolmice z řidšího do hustšího prostředí, tedy opačně, než u světla. Je-li fázová rychlost ultrazvuku v první tkáni rovna v_i a v druhé tkáni rovna v_t , možné stanovit úhel lomu podle Snellova zákona (1). Při lomu se část energie podélného vlnění přemění na příčné vlnění.

$$\frac{\sin \theta_i}{v_i} = \frac{\sin \theta_t}{v_t} \quad (1)$$

ROZPTYL

Rozptyl (disperze) ultrazvukových vln nastává zejména v prostředí, ve kterém jsou rozptýleny částice, jejichž geometrické rozměry jsou srovnatelné s vlnovou délkou dopadající ultrazvukové vlny (např. krevní elementy). Rozptýlené ultrazvukové vlnění formuje kužel, jehož vrcholový úhel závisí nepřímo úměrně na vlnové délce λ a přímo úměrně na nepravidelnostech rozhraní.

Rozptyl se zvětšuje s rostoucím úhlem dopadu a jeho intenzita je úměrná čtvrté mocnině frekvence F^4 . V důsledku toho, že vlnová délka diagnostického ultrazvuku je rovna cca 100 μm , což odpovídá zhruba velikosti molekulárních struktur parenchymatózních orgánů (např. játra), dochází na těchto strukturách ke značnému rozptylu pronikajících ultrazvukových vln, což má za následek charakteristické interferenční obrazce speckle (hrubě zrnitá textura tkání na ultrazvukovém snímku viz Obrázek 2). Speckle artefakt je výsledkem interference vln vznikajících při Rayleighově rozptylu.



Obrázek 2 Ultrazvukový obraz s typickým speckle artefaktem.

ABSORPCE

Absorpce při absorpci dochází k přeměně ultrazvukové energie na teplo. Absorpce se zvyšuje s frekvencí, tedy opačně než u rentgenového záření (závisí na frekvenci, resp. vlnové délce, s klesající vlnovou délkou absorpce rychle roste). Absorpce je vysoká v plicích, menší v kostech, nejmenší v měkké tkáni, zde je rovněž jiná závislost než u rentgenového záření. Absorpce ultrazvuku v kapalinách a v pevných látkách je ve srovnání s absorpcí v plynech menší.

RYCHLOST ŠÍŘENÍ

Rychlost ultrazvuku c závisí na pružnosti a hustotě ρ daného prostředí. Rychlost ultrazvuku je definovaná vztahem (2), kde K je modul objemové pružnosti.

Ultrazvuková sonografie – základní pojmy ultrazvukové akustiky; fyzikální principy ultrazvuku; generování ultrazvuku, piezoelektrický jev, ultrazvuková sonda; klinické zobrazování pomocí ultrazvuku, zobrazovací módy.

$$c = \sqrt{\frac{K}{\rho}} \quad [\text{ms}^{-1}] \quad (2)$$

ÚTLUM

Útlum ultrazvuku vyjadřuje pokles amplitudy rovinné vlny podél její dráhy. Útlum závisí na frekvenci ultrazvuku. Pokud čelo ultrazvukové vlny narazí na molekulu vyšetřované tkáně, dojde k deformaci, což má za následek parciální přeměnu pohybové energii ultrazvukové vlny na teplo. Mírou tlumení ultrazvukové vlny ve vyšetřované tkáni je absorpční koeficient α . Hodnota absorpčního koeficientu je pro každou frekvenci v dané tkáni specifický, a jeho hodnota lineárně stoupá s frekvencí ultrazvukové vlny (tzn. čím menší hloubka průniku, tím vyšší frekvence). Většina ultrazvukových sond pracuje s nosnou frekvencí 3,5–7,5 MHz; hloubka průniku při frekvenci 3,5 MHz je přibližně 15 cm, a pro frekvenci 7,5 MHz přibližně 5 cm. Známe-li hodnotu absorpčního koeficientu α , můžeme ze vztahu (3) stanovit amplitudu reflektované vlny A . Kde A je výsledná intenzita; A_0 je počáteční intenzita (amplituda ultrazvukové vlny na vstupu); α [dB/cm] je lineární koeficient útlumu (roste s frekvencí) a d je hloubka průniku; 2 je tloušťka vrstvy prostředí (ultrazvuková vlna se pohybuje po dráze tam a zpět). Útlum ultrazvuku je pro zobrazování jev nežádoucí, naopak tomu je odraz (reflexe) podstatou ultrazvukového zobrazování (diagnostiky). V akustice se pro popis reflexe používá akustická impedance.

$$A = A_0 \cdot e^{-\alpha \cdot 2d} \quad (3)$$

AKUSTICKÁ IMPEDANCE

Akustická impedance (Z) $Z = \rho c$ je součin fázové rychlosti šíření ultrazvuku c a hustoty daného prostředí ρ .

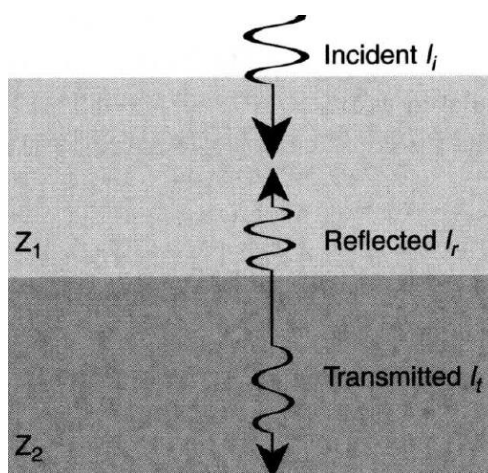
Narazí-li zvuková vlna při svém postupu na hranici mezi dvěma prostředími s různou akustickou impedancí Z_1 a Z_2 , dochází k jejímu částečnému odrazu. Poměr intenzity odraženého a dopadajícího vlnění R lze vyjádřit vtažením (4). Akustická impedance je základem sonografického vyšetření → odraz a průchod ultrazvukové vlny na dvou různých rozhraních. Předpokládejme kolmý dopad ultrazvukových vln kolmo na rozhraní mezi dvěma prostředími o akustických impedancích Z_1 a Z_2 (viz Obrázek 3). Intenzita dopadajících ultrazvukových vln I_i se rozdělí mezi prošlý svazek I_t a odražený svazek I_r (viz vztahy (5) pro odraz; (6) pro přenos).

$$R = \left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right)^2 \quad (4)$$

Rozdělení intenzit závisí na akustických impedancích tkání Z_1 a Z_2 (čím větší je rozdíl v Z , tím je větší odraz):

$$R \equiv \frac{I_r}{I_i} = \left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right)^2 \quad (5)$$

$$T \equiv \frac{I_t}{I_i} = \frac{4 Z_1 Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2} \quad (6)$$



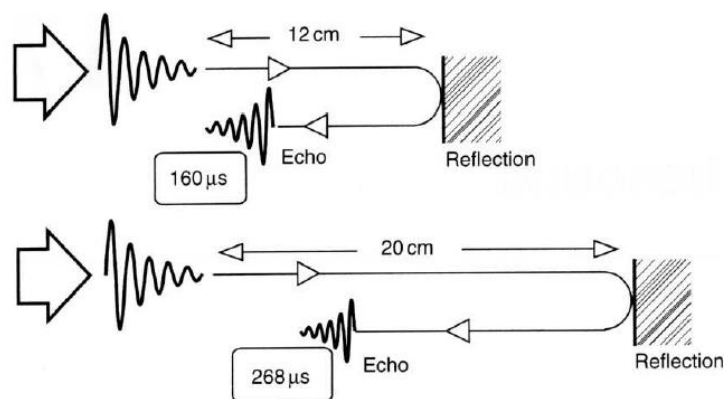
Obrázek 3 Odraz ultrazvuku dopadajícího kolmo na hladké rozhraní mezi dvěma tkáněmi o akustických impedancích Z_1 a Z_2 [4].

2.5 GENEROVÁNÍ ULTRAZVUKU, PIEZOELEKTRICKÝ JEV, ULTRAZVUKOVÁ SONDA

Ultrazvukové vlnění je generováno (obecně lze generovat ultrazvukové vlnění jakýmkoliv postupem vyvolávajícím elastickou deformaci, toho lze dosáhnout mechanicky, termicky, opticky, elektromechanicky nebo piezoelektricky) elektrickou stimulací krystalického materiálu (piezoelektrické snímače v ultrazvukové sondě – princip konstrukce ultrazvukových sond pro lékařskou diagnostiku). Mechanické oscilace se přes vrstvu kontaktního gelu přenášejí do tkáně.

Rychlost šíření – jak už bylo zmíněno výše – závisí na prostředí a mechanických vlastnostech (jinak se šíří ultrazvuková vlna ve vzduchu, v krvi, tuku, svalech, apod.). K odrazu ultrazvukových vln dochází na rozhraní dvou různých tkání, tedy tkání s různou akustickou impedancí.

Ultrazvuková sonografie – základní pojmy ultrazvukové akustiky; fyzikální principy ultrazvuku; generování ultrazvuku, piezoelektrický jev, ultrazvuková sonda; klinické zobrazování pomocí ultrazvuku, zobrazovací módy.



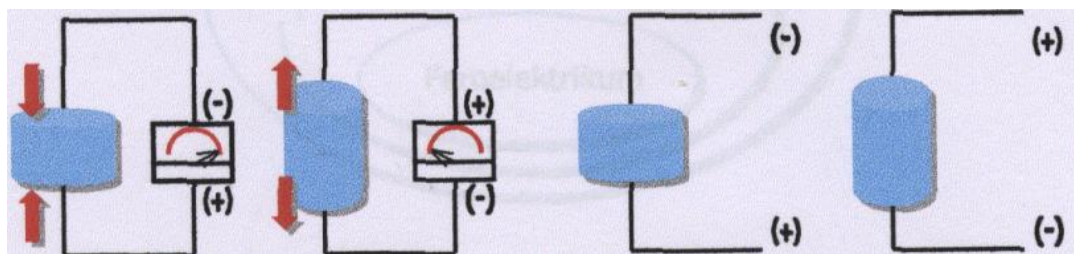
Obrázek 4 K echolokačnímu principu: Na základě časové prodlevy mezi vysláním a detekcí echa lze lokalizovat rozhraní. Ultrazvukový puls, který se odrazí z větší hloubky, potřebuje delší čas návratu echa [4].

Zdroj ultrazvukového vlnění (ultrazvuková sonda, transducer) vysílá sérii krátkých ultrazvukových pulsů, po vyslání každého pulsu se přepne do „naslouchacího“ režimu a zaznamenává reflektovaná echa (pulsy) vracející se z různých hloubek vyšetřované oblasti. Na základě časové prodlevy mezi vysláním a detekcí echa se konstruuje ultrazvukový obraz vyšetřovaného objektu. Echolokační princip je uveden na Obrázek 4. Pracovní čas ultrazvukové sondy tvoří 1 % vysílání a 99 % detekce (přijímání) echa.

PIEZOELEKTRICKÝ JEV

Pro ultrazvukovou diagnostiku využíváme piezoelektrického jevu – základ konstrukce ultrazvukových vyšetřovacích sond. Piezoelektrický jev je schopnost krystalu generovat elektrické napětí při jeho deformování. Může se vyskytovat pouze u krystalů, které nemají střed symetrie. Nejznámější piezoelektrickou látkou je monokrystalický křemen.

Piezoelektrický jev (Obrázek 5) spočívá v obousměrné přeměně mechanické energie na elektrický signál.

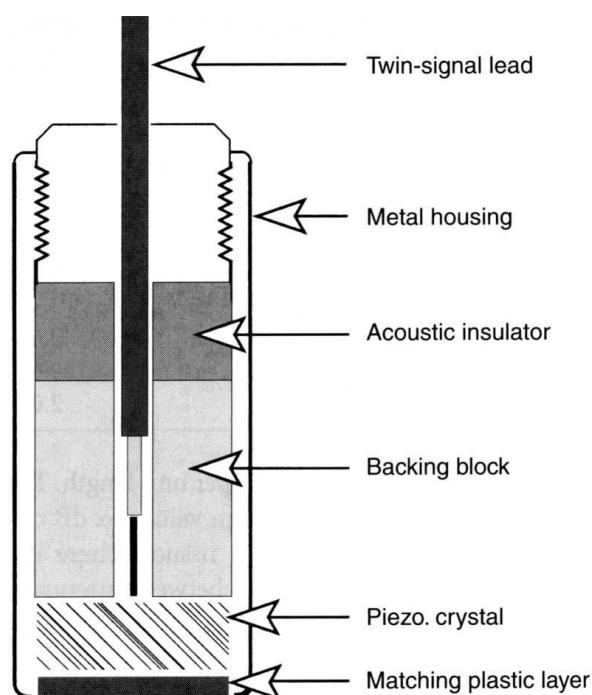


Obrázek 5 Deformovaný element generuje odpovídající elektrické napětí (vlevo); elektrické napětí způsobí zkrácení nebo prodloužení elementu (vpravo).

Pokud přivedeme na piezoelektrický krystal střídavý proud, začne se krystal periodicky deformovat (periodické změny tloušťky krystalu jsou doprovázeny zvukem; frekvenci zvuku, resp. změn tloušťky krystalu lze ovlivnit materiálem krystalu a frekvencí připojeného střídavého napětí) – krystal začne kmitat se shodnou frekvencí střídavého proudu → zdroj mechanického ultrazvukového vlnění. Tento jev je oboustranný, tedy pokud ultrazvukové vlnění rozkmitá piezoelektrický krystal, vyvolá tím na jeho protilehlých elektrodách měřitelné střídavé napětí o dané frekvenci a amplitudě → krystal se stane detektorem dopadajícího ultrazvukového vlnění. Technicky je tento jev realizován konstrukcí ultrazvukové sondy, ve které je zabudován určitý počet piezoelektrických krystalů (dle typu ultrazvukové sondy).

2.5.1 ULTRAZVUKOVÁ SONDA

Ultrazvuková sonda je nejdůležitější část ultrazvukového přístroje. Přeměňuje energii elektrických pulsů přiváděných z generátoru do sondy na energii ultrazvukových vln vysílaných do vyšetřovaného objektu, a opačně, dokáže přeměňovat energii ultrazvukových odrazů přicházejících z nitra vyšetřovaného objektu na dále zpracovatelný elektrický signál. Je obvykle založena na piezoelektrickém jevu, jenž umožňuje uvedený „oboustranný“ převod. Základní konstrukční schéma piezoelektrické ultrazvukové sondy je na Obrázek 6.



Obrázek 6 Schéma konstrukce ultrazvukové sondy. Nahoře: Základem je piezoelektrický krystal (obvykle PbZrTiO_4) o tloušťce optimálně $\lambda/2$, pokrytý prizpůsobovací vrstvou (matching plastic layer). Za piezokrystalem se nachází tlumicí blok (backing block) z jemných wolframových částíček suspendovaných v epoxidové pryskyřici (wolframové částíčky rozptylují ultrazvuk, jenž je pak v pryskyřici pohlcován) [4].

Ultrazvuková sonografie – základní pojmy ultrazvukové akustiky; fyzikální principy ultrazvuku; generování ultrazvuku, piezoelektrický jev, ultrazvuková sonda; klinické zobrazování pomocí ultrazvuku, zobrazovací módy.

Ultrazvukové pulsy generované sondou jsou velmi krátké – obvykle obsahují jen dvě až tři vlny. Typický tvar pulsu je na Obrázek 7. Z vlastností Fourierovy transformace plyne, že čím více zkrátíme trvání pulsu (PD), tím je spektrum širší. Záleží také na obálce (tvaru) pulsu – tvar by se měl alespoň přibližovat Gaussově křivce, aby byly potlačeny oscilační laloky vzdálené od základní frekvence. Opakovací frekvence pulsů (PRP) je řádově tisíc krát větší než trvání pulsu (PD), protože po vyslání každého pulsu se sonda přepne do „naslouchacího“ režimu, v němž registruje ultrazvuková echa přicházející z nitra vyšetřovaného pacienta, než opět vyšle krátký puls. Tento cyklus se neustále opakuje. Vzhledem k proporcím mezi PD a PRP je sonda zhruba 99,9 % času v naslouchacím režimu. Během přijímacího módu se ultrazvuková echa, která se vrací z vyšetřované oblasti, přeměňují v elementech sondy na elektrický signál o napětí v řádech μV . Tento signál je zapotřebí nejprve zesílit na napětí v řádech mV a poté je takový signál dále zpracován. Ne všechna echa se vrací, v důsledku útlumu ultrazvuku, z různých hloubek vyšetřované oblasti stejně. Pro tuto kompenzaci se využívá TGC (Time Gain Compensation), což je selektivní zesílení podle času návratu echa a podle hloubky a útlumu.

Opakovací frekvence PRF jednoduše souvisí s maximální hloubkou obrazu D : čas potřebný na proniknutí ultrazvuku do hloubky D a na návrat zpět do sondy je $2D/c$. Aby sonda byla ještě schopna detekovat příslušnost echa k vyslanému pulsu, musí být opakovací perioda PRP delší než $2D/c$.

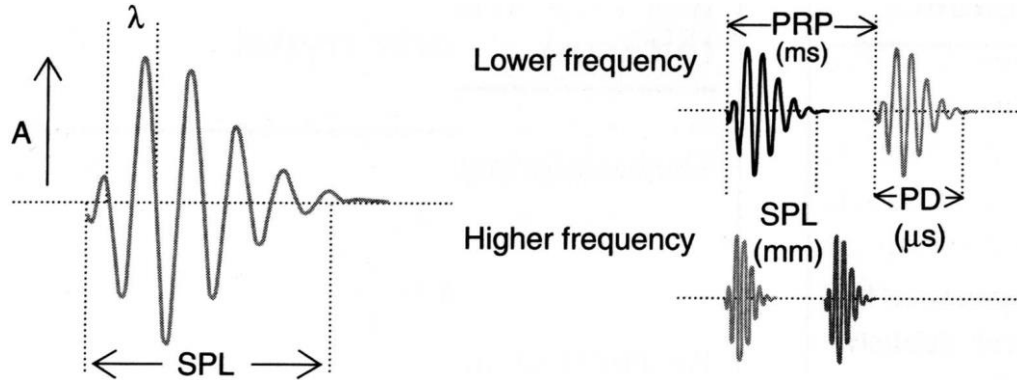
Pro hloubku penetrace 150 mm a $c \approx 1500\text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ máme $\text{PRF} \approx 5\text{ kHz}$. Typické hodnoty pro ultrazvukovou sonografii jsou $\text{PRF} \approx 2\text{--}10\text{ kHz}$. Opakovací frekvence (perioda) musí být adekvátní hloubce obrazu, příliš krátká PRP může způsobit detekci echa z předchozích pulsů a působit falešná zobrazení.

Frekvenční spektrum ultrazvukových pulsů má tvar Gaussovy křivky. Faktor kvality piezokrystalu Q je dán poměrem rezonanční frekvence f_R , na níž má tato křivka maximum, a šířky křivky Δf (rozdílu frekvencí, pro něž spektrální křivka poklesne na $1/\sqrt{2} \approx 0,707$ maxima f_R (viz Obrázek 8).

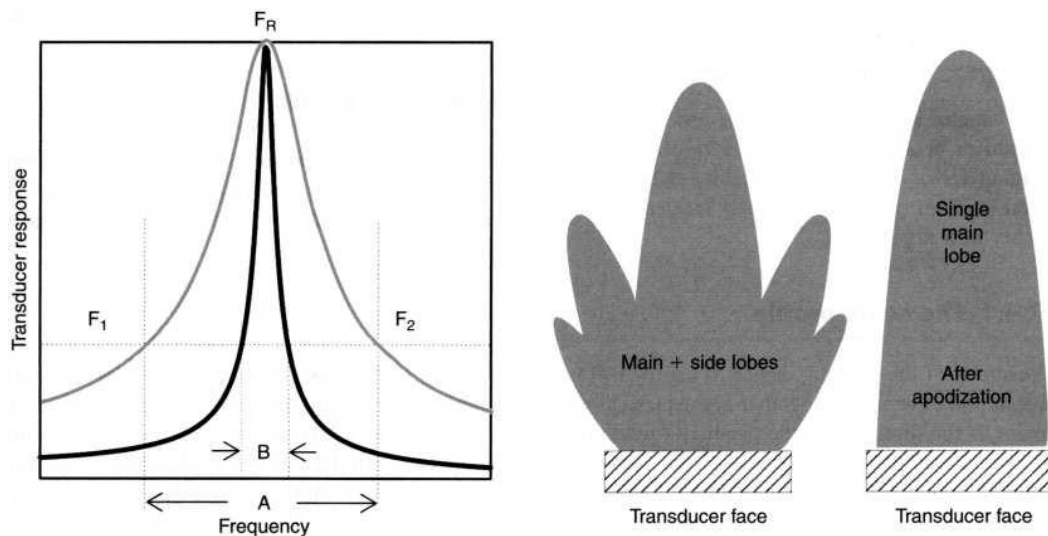
Sondy s nižším Q (tj. širším spektrem a krátkými pulsy) se používají pro ultrazvukové zobrazování, kde potřebujeme pro dobré rozlišení co nejkratší SPL pro co nejvyšší axiální rozlišovací schopnost (ta se obvykle definuje jako $\text{SPL}/2$, je tedy typicky $0,2\text{ mm}$ až $1,2\text{ mm}$) a nezáleží příliš na přesné frekvenci. Naopak sondy s vyšším Q se používají v dopplerovské sonografii, kde záleží na přesné frekvenci a délka trvání pulsu může být velká (nebo kontinuální).

Tvar akustické apertury (profil ultrazvukového pole) je vhodné upravit tak, aby víceméně kopíroval Gaussovu křivku, opět z důvodů zřejmých z vlastností Fourierovy transformace. Při obdélníkovém profilu bychom totiž dostali, jak už to u zdrojů vlnění bývá, kromě hlavního laloku navíc postranní laloky, které by způsobovaly degradaci kontrastu

a rozlišení. Přizpůsobení akustické apertury (apodizace) a její výsledek je na obrázku Obrázek 8 vpravo. Apodizace se dosahuje tvarovanými akustickými čočkami a dynamickou fokusací (viz Obrázek 9).

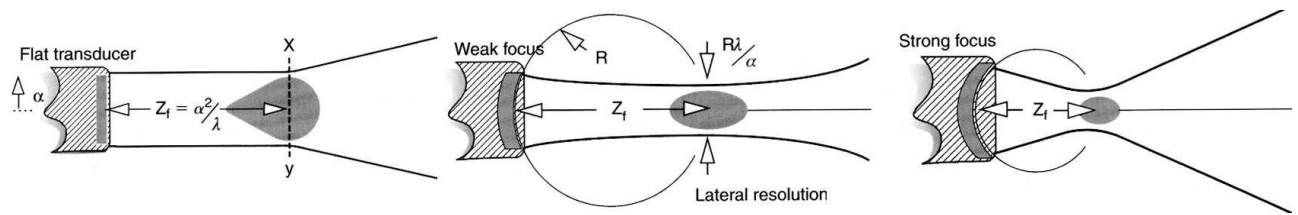


Obrázek 7 Geometrie ultrazvukových pulsů. Vlevo: Ultrazvukový puls obsahující tři cykly o vlnové délce λ s vhodně tvarovanou obálkou. Zkratka SPL značí Spatial Pulse Length (prostorovou délku pulsu), typická hodnota je 0,45 mm až 2,25 mm. Vpravo: Podobně PD značí, Pulse Duration neboli trvání pulsu, které bývá v rozmezí 0,5 μ s až 3 μ s, PRP značí, Pulse Repetition Period neboli opakovací periodu pulsů, která bývá v řádu ms, případně PRF = 1/PRP Pulse Repetition Frequency značí opakovací frekvenci pulsů [4].



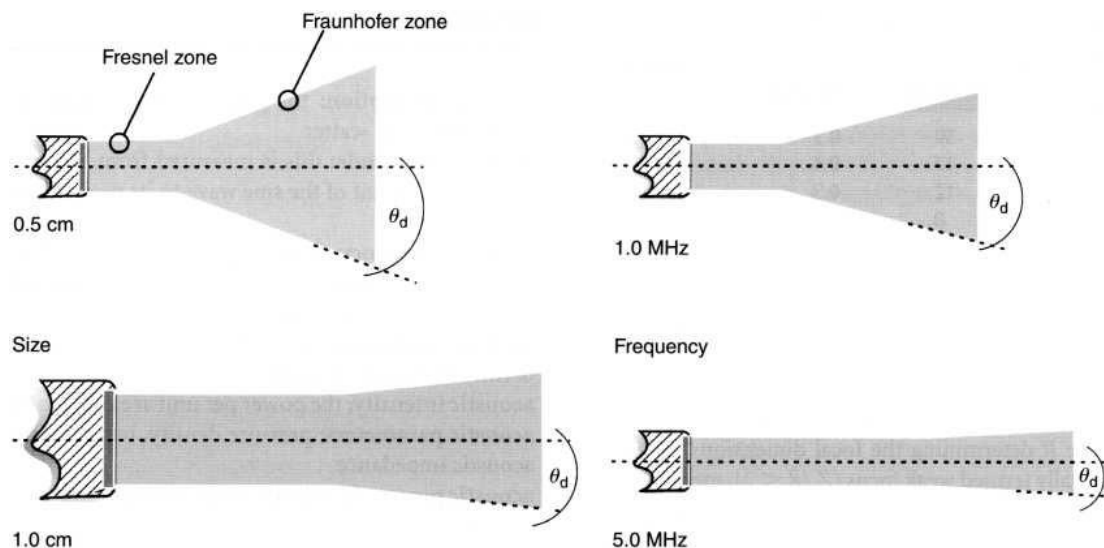
Obrázek 8 Vlevo: Rozdíl Δf frekvencí, pro něž spektrální křivka poklesne na $1/\sqrt{2} f_R \approx 0,707f_R$. Spektrum sondy s vysokým Q (malým $\Delta f = B$) je vyznačeno černě, spektrum sondy s nízkým Q (vysokým $\Delta f = A$) je vyznačeno šedě. Vpravo: Potlačení postranních laloků pomocí apodizace [4].

Ultrazvuková sonografie – základní pojmy ultrazvukové akustiky; fyzikální principy ultrazvuku; generování ultrazvuku, piezoelektrický jev, ultrazvuková sonda; klinické zobrazování pomocí ultrazvuku, zobrazovací módy.



Obrázek 9 Vliv fokusace ultrazvukové sondy na tvar ultrazvukového pole. Zleva doprava: plochá sonda, slabě fokusovaná ($\ell_{\text{near}}/R < 2$) a silně fokusovaná ($\ell_{\text{near}}/R \approx 3-4$). Veličina α na obrázku odpovídá poloměru sondy [4].

Na závěr popíšeme chování ultrazvukového pole podél směru šíření, jež má vliv na stranovou (laterální) rozlišovací schopnost. Pole lze rozdělit do dvou oblastí: na blízkou (Fresnelovu) zónu a na vzdálenou (Fraunhoferovu) zónu (viz Obrázek 10). Zatímco ve Fresnelově zóně o délce $\ell_{\text{near}} = \alpha^2/\lambda$, kde α je poloměr sondy, zachovává pole šířku sondy, ve vzdálené zóně se stává divergentním s úhlem divergence $\theta_d = \arcsin(0,61\lambda/\alpha)$.



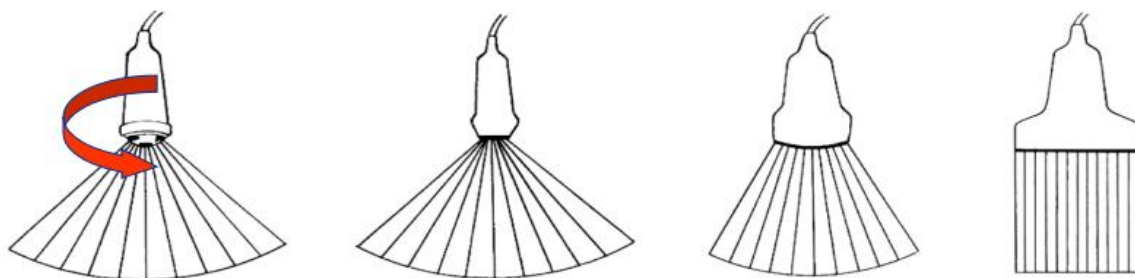
Obrázek 10 Změna Fresnelovy a Fraunhoferovy zóny v závislosti na rozměru ultrazvuk produkujícího elementu sondy a na frekvenci [4].

Pro lepší laterální rozlišení ve velkých hloubkách potřebujeme širší sondu a vysokou frekvenci, aby blízká zóna byla co nejdelší. V praxi je však nutné volit kompromisní hodnoty a přihlížet k dalším aspektům šíření ultrazvuku v tkáni, zejména k faktu, že s rostoucí frekvencí roste útlum. Například v oftalmologii stačí jen velmi mělká hloubka a sonda má rovněž malý rozměr, takže se používá ve srovnání s ostatními aplikacemi ultrazvukového zobrazování vyšších frekvencí.

Laterální rozlišení lze ovlivnit vhodným tvarováním (fokusací) sondy (viz Obrázek 9).

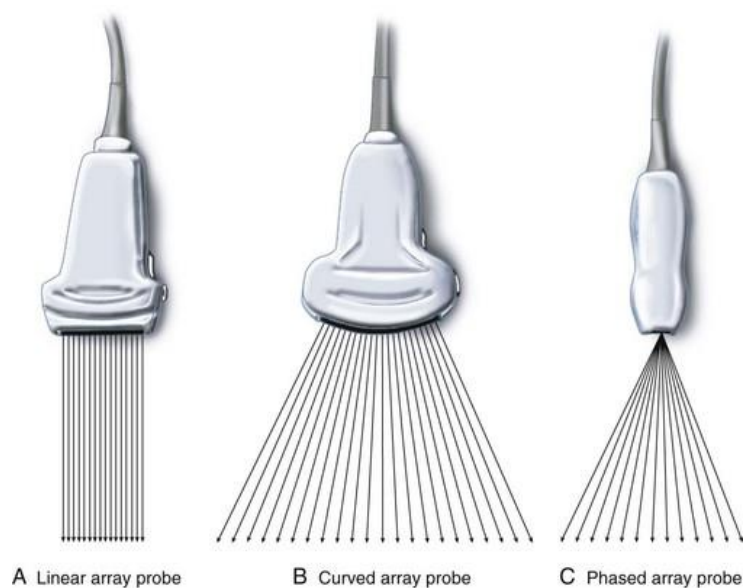
TYPY ULTRAZVUKOVÝCH SOND

Ultrazvuková sonda je nejdůležitější část ultrazvukového přístroje. K jeho konstrukci se používá několika technologických postupů. Podle tvaru výchozího obrazu dělíme sondy na lineární (paralelní) a sektorové (mechanické a elektronické) – viz Obrázek 11. Skenovací pole vybraných ultrazvukových sond je Obrázek 12.



Obrázek 11 Typy ultrazvukových sond s jejich typickou geometrií obrazu (zleva mechanická, sektorová, konvexní, lineární) [6].

Stručná charakteristika ultrazvukových sond je uvedena v Tabulka 2.



Obrázek 12 Ultrazvukové skenovací pole různých typů sond.

Ultrazvuková sonografie – základní pojmy ultrazvukové akustiky; fyzikální principy ultrazvuku; generování ultrazvuku, piezoelektrický jev, ultrazvuková sonda; klinické zobrazování pomocí ultrazvuku, zobrazovací módy.

Tabulka 2 Stručná charakteristika ultrazvukových sond

Mechanická sonda	Sektorová sonda	Konvexní sondy	Lineární sonda
<ul style="list-style-type: none"> • B-mód zobrazení • Mechanické vychylování ultrazvukového svazku • Generování ultrazvukové vlny jedním měničem umístěným na otočné hlavici • Dnes se již nepoužívá 	<ul style="list-style-type: none"> • Vějířovitý obraz, velmi úzký, směrem do hloubky se stále rozšiřuje • Fázové řízená (phased array) • Konstrukce je podobná lineární, ale s menším počtem měničů (typicky 64) což znamená malou výstupní plochu = akustické vstupní okno • 2–3 MHz • Měniče uspořádané do krátké lineární řady • Měniče jsou buzeny současně s různou fází • Elektronické vychylování svazku v sondě s úzkou základnou • Využití v kardiologii (echo), neurologii (transkraniální vyšetření) • Zobrazení hluboko uložených struktur • Nevýhody: špatné prostorové rozlišení na malou vzdálenost; s přibývajícím hloubkou ubývá hustota vlnění, tzn. ubývá rozlišovací schopnost 	<ul style="list-style-type: none"> • Curved array • Smíšený typ • Obraz kávového filtru • 2,5–5 MHz • Měniče jsou uspořádané do konvexně vyklednuté řady • Dobré rozlišení na malou vzdálenost • Relativně dobré rozlišení na větší vzdálenost • Lehce zakřivená kontaktní plocha (manuálním tlakem na sondu lze odstranit rušení – např. enterální vzduch mimo obraz) • Nutno počítat s ubývajícím prostorovým rozlišením v hlouce 	<ul style="list-style-type: none"> • Paralelní sonda (parallels scanner) • Ultrazvukové vlny vysílá do tkáně paralelně • Vytváří pravoúhlý obraz • V každé hloubce tkáně zůstává šere obrazu a hustota vlnění konstantní • Dobré prosotrové rozlišení na malé vzdálenosti • 5–50 MHz • Měniče jsou uspořádané v jedné řadě • Počet vertikálních obrazových řádků je úměrný počtu měničů • Diagnostická měkkých tkání (štítná žláza) • Nevýhoda: malá velikost kontaktní plochy

2.6 KLINICKÉ ZOBRAZOVÁNÍ POMOCÍ ULTRAZVUKU

Skutečná konstrukce současných ultrazvukových sond využívá ne jediný piezokrystal, nýbrž soustavu (array) až 128 piezokrystalů (elementů), jejichž separátním napájením elektrickými pulsy lze dosáhnout mnohem lepších výsledků a variability než s použitím jednoho elementu. Mohou pracovat v tzv. B-módu (B = Brightness – jasová – modulation) poskytujícím 2D průřez vyšetřovaným objektem ve stupních šedi, a M-módu (Movement

– pohybová – modulation), kde zobrazujeme jeden prostorový rozměr versus čas (používá se při sledování pohybu srdečních chlopní apod.).

2.6.1 ECHOGENITA

V souvislosti s akustickou impedancí rozlišujeme základní typy oblastí ultrazvukového obrazu dle jejich tzv. echogenity. Echogenní struktura je taková struktura, která odrazí 99,9 % intenzity (např. při průchodu rozhraním vzduch-tuk, tedy struktury s odlišnou akustickou impedancí). Dle intenzity odrazů rozlišujeme struktury:

HYPERECHOGENNÍ

Světlá místa (oblasti s velkými intenzitami odrazů, orgány, které produkují mnoho impedančních změn). V ultrazvukovém obraze jsou to typicky např. játra se steatózou, fibrózou nebo cirhózou, pankreas u starších nebo obézních osob, hematom.

HYPOECHOGENNÍ

Šedá až tmavá místa (oblasti s malými intenzitami odrazů, oblasti produkující malé množství impedančních změn). Typicky se takto zobrazuje parenchym ledvin, uzliny, empyém, obsah abscesu.

ANECHOGENNÍ

Černá místa (oblasti, z nichž nepřicházejí žádné odrazy, bez impedančních změn). Na ultrazvukovém obraze se takto zobrazují homogenní tekutiny (krev, moč, žluč, likvor, perikardiální/pleurální výpotky, ascites, obsah cyst).

IZOECHOGENNÍ

Oblasti se stejnou echogenitou.

STŘEDNÍ ECHOGENITA

Fyziologický nález jater, štítná žláza.

SILNÉ ECHO S AKUSTICKÝM STÍNEM

Produkuje kost, kalcifikace, plyn (např. vzduch v dýchací trubici, ve střevě).

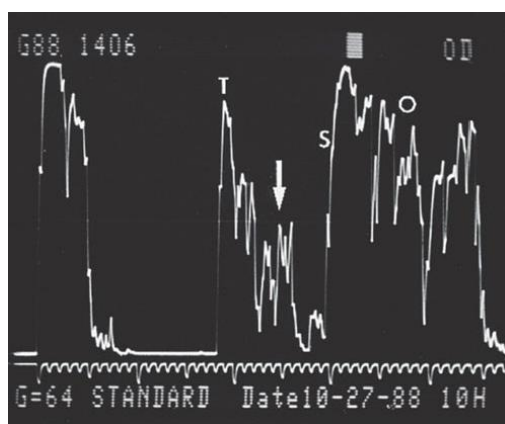
Ultrazvuková sonografie – základní pojmy ultrazvukové akustiky; fyzikální principy ultrazvuku; generování ultrazvuku, piezoelektrický jev, ultrazvuková sonda; klinické zobrazování pomocí ultrazvuku, zobrazovací módy.

2.7 ZOBRAZOVACÍ MÓDY

Přehled zobrazovacích módů ultrazvukové diagnostiky je přehledně uveden v Tabulka 3.

A-MÓD

Nejjednodušším typem ultrazvukového obrazu je jednorozměrné zobrazení, tzv. mód A (Amplitude – odrazy modulují amplitudu výchylek) charakterizovaný sledem výchylek časové základny osciloskopu (Obrázek 13). Poloha výchylky odpovídá místu odrazu, její amplituda množství odražené akustické energie. Tento typ zobrazení je dosud používán v oftalmologii.



Obrázek 13 Typický záznam A módu ultrazvukového zobrazení [7].

B-MÓD

Rozhodujícím mezníkem ve vývoji ultrazvukových diagnostických metod však bylo zavedení dvojrozměrného zobrazení, označovaného jako zobrazení B, tzv. B mód.

V současné době se výhradně využívá zobrazení B dynamického typu s rychlým způsobem snímání a širokou stupnicí šedi (256–512 stupňů šedi). Jeho podstatou je vytvoření postupné série obrazů vyšetřované oblasti, umožňující její souvislé přehlédnutí včetně možnosti sledování pohybu. Často se dynamické systémy označují jako systémy pracující v reálném čase. Obecně lze říci, že dynamické B zobrazení tvoří základ ultrazvukové diagnostiky tím, že poskytuje základní morfologické informace, tj. informace o odrazivosti jednotlivých tkáňových struktur vyšetřované oblasti

Tabulka 3 Typy základních ultrazvukových zobrazení a jejich charakteristiky

Typ ultrazvukového zobrazení	Charakteristiky zobrazovacího módu
A mód: amplitudová modulace A (x)	Jednorozměrné zobrazení, při kterém se zobrazují amplitudy odražených signálů. Výstupem je křivka závislosti korigované intenzity odraženého signálu na čase od vyslání signálu. Umožňuje přesné měření vzdálenosti.
B mód: jasová modulace 2D (x, y, t)	Jednorozměrné zobrazení, při kterém se amplitudy odražených signálů převádějí do stupňů šedi. Výstupem je úsečka složená z pixelů o různém jasu.
TM (M) mód: time motion (x, t)	Jednorozměrné zobrazení umožňující zobrazení pohybujících se struktur (A mód zobrazený v čase).
2D zobrazení	Obraz je získán jako řada vedle sebe položených úseček jednorozměrného B módu.
3D mód	Trojrozměrná rekonstrukce řady dvojrozměrných snímků. Obraz vzniká PC rekonstrukcí 2D řezů.
4D mód	Real-time 3D. Zobrazení dat v reálném čase.

SHRNUTÍ KAPITOLY



Zatímco zobrazování pomocí X-záření, scintigrafie a MRI využívají elektromagnetického nebo korpuskulárního záření, je ultrazvuková sonografie založena na mechanickém vlnění *nositelského* prostředí. Zvukové vlny vysoké frekvence (2,5–40 MHz) poskytují 2D obrazové informace o tkáních *in vivo*, případně funkční zobrazení na základě Dopplerova jevu.

Ultrazvukové zobrazování funguje na echolokačním principu. Ultrazvukový signál je vytvářen elektrickou stimulací krystalického materiálu; jeho oscilace se přes vrstvu kontaktního gelu přenášejí do tkáně. Na rozhraní dvou různých tkání dochází k více či méně

Ultrazvuková sonografie – základní pojmy ultrazvukové akustiky; fyzikální principy ultrazvuku; generování ultrazvuku, piezoelektrický jev, ultrazvuková sonda; klinické zobrazování pomocí ultrazvuku, zobrazovací módy.

silnému odrazu ultrazvukové vlny. Zdroj ultrazvukového vlnění vysílá posloupnost krátkých ultrazvukových pulsů a po vyslání každého pulsu se přepíná do „naslouchacího“ režimu, v němž zaznamenává odražené pulsy (echa) přicházející z nitra vyšetřovaného organismu. Na základě časové prodlevy mezi vysláním pulsu a detekcí echa, intenzity echa a směrů, z nichž echa přicházejí, se konstruuje obraz.

ZÁKLADNÍ PRINCIP ULTRAZVUKOVÉHO ZOBRAZOVÁNÍ

- Odraz ultrazvuku od tkáňových rozhraní s různou akustickou impedancí.
- Na rozhraní měkkých tkání a kostí nebo vzduchu se veškerý ultrazvukový signál odrazí.
- Pro eliminaci vzduchu mezi sondou a kůží je nutnost použít kontaktní sonogel.

ULTRAZVUKOVÉ SONDY

- Piezoelektrický jev – piezoelektrický krystal.
- Ultrazvuková sonda vysílá i přijímá ultrazvukové vlnění.
- Sondy sektorové, lineární, konvexní.
- Pro struktury uložené hluboko (profundus) kmitočty ~2–5 MHz, pro povrchové (superficialis) struktury 5–15 MHz.

ZOBRAZOVACÍ MÓDY

A-mód

Dynamický B-mode (dvourozměrný obraz) – Intenzitě odrazu je přiřazen stupeň šedi
TM mód

ECHOGENITA

- Hyperechogenní – světlejší, tkáň s velkými intenzitami odrazů, orgány, které produkují mnoho impedančních změn.
- Izoehogenní – stejná echogenita.
- Hypoechogenní – tmavší, homogenní tkáň, oblasti produkující malé množství impedančních změn (oblasti s malými intenzitami odrazů).
- Anechogenní – černý, tekutiny (oblasti, z nichž nepřicházejí žádné odrazy, bez impedančních změn).
- Akustický stín – kost, plyn (ultrazvukové vlnění za ně nepronikne).

3 ULTRAZVUKOVÉ DOPPLEROVSKÉ ZOBRAZOVÁNÍ (DOPPLERŮV JEV, DOPPLEROVSKÉ ZOBRAZOVACÍ MÓDY, BIOMEDICÍNSKÉ PRINCIPY DOPPLEROVSKÝCH METOD; RIZIKA ULTRAZVUKOVÝCH DOPPLEROVSKÝCH METOD)

RYCHLÝ NÁHLED KAPITOLY



Základní principy dopplerovské ultrasonografie. Dopplerův jev – změna frekvence vlnění při odrazu od pohybujícího se předmětu. Dopplerovským zobrazováním lze určit rychlost a směr pohybu, výsledkem je křivka nebo barevný záznam (barevné mapování v B-modu). Metoda barevného kódování toku, BART – (červená k sondě, modrá od sondy). Duplexní sonografie – současné zobrazení B-modu i dopplerovských signálů.

CÍLE KAPITOLY



Pochopit základní principy dopplerovské lékařské ultrasonografie. Seznámit se s dopplerovskými zobrazovacími módy.

ČAS POTŘEBNÝ KE STUDIU



2 hodiny

KLÍČOVÁ SLOVA KAPITOLY

Dopplerův jev, CWD, PWD dopplerovské měniče, dopplerovské metody zobrazení, duplexní metoda, triplexní metoda, BART

3.1 Dopplerův jev

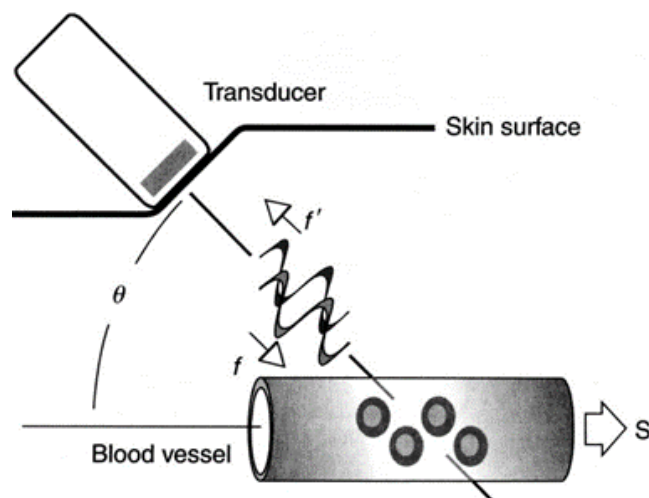
Kapitola Dopplerův jev byla zpracována podle [4, 5].

Dopplerovská ultrasonografie využívá známého Dopplerova posuvu (nebo také Dopplerův efekt či Dopplerův jev). Tento jev je způsoben pohybem pozorovatele vzhledem ke zdroji záření. Dopadá-li na nepohyblivý objekt záření o frekvenci f_0 , odraží se od něj se stejnou frekvencí. Pohybuje-li se však objekt rychlostí v o velikosti v a svírá-li směr dopadajícího záření se směrem rychlosti úhel θ , dojde ke změně frekvence odraženého záření o

$$\Delta f_D = -\frac{2f_0 v}{c} \cos\theta \quad (7)$$

kde c je rychlost šíření ultrazvukové vlny v daném médiu a θ je úhel mezi směrem pohybu objektu a směrem dopadajícího vlnění. Pro radiálně se vzdalující objekt máme $\theta = 0$ a $\Delta f_D = -2f_0 v/c$ (přijímaná frekvence je nižší než vysílaná), pro radiálně se přibližující objekt máme $\theta = 180^\circ$ a $\Delta f_D = +2f_0 v/c$ (přijímaná frekvence je vyšší než vysílaná).

Aplikujeme-li Dopplerův posuv na ultrazvuk a vezmeme-li jako pohybující se objekt krev (suspenzi krevních elementů unášených krví, na nichž se ultrazvuk rozptyluje) proudící cévami, dostaneme pro charakteristickou rychlost proudění krve $20 \text{ cm}\cdot\text{s}^{-1}$, frekvenci ultrazvuku 5 MHz a úhel $\theta = 60^\circ$ (45°), a rychlost ultrazvuku v krvi $1,57 \times 10^5 \text{ cm}\cdot\text{s}^{-1}$ obdržíme hodnoty Dopplerova posuvu 637 Hz (900 Hz), tj. v akustické oblasti. Ultrazvukové měřiče rychlosti proudění krve elektronicky mixují vysílaný signál o frekvenci f a přijímaný signál o frekvenci $f' = f + \Delta f_D$ za vzniku rozdílového kmitočtu o frekvenci Δf_D , z nichž se dá pomocí (7) vypočíst průmět rychlosti proudění do směru šíření ultrazvuku v $\cos\theta$ (viz obrázek 14).



Obrázek 14 Základní geometrie dopplerovského měření průtoku. Směr šíření dopadajícího ultrazvukového vlnění o frekvenci f svírá se směrem rychlosti (označeno jako S) úhel θ . Echa odražená proudící krví mají frekvenci f' lišící se od f Dopplerovým posuvem (rovnice 7) [4].

Požadavek na ultrazvuk používaný v dopplerovských průtokoměrech je protichůdný požadavku pro zobrazování: potřebujeme dobře definovanou frekvenci, takže puls (PD) musí být delší. Také se dává přednost vyšším frekvencím, jednak kvůli většímu absolutnímu Dopplerovu posuvu a také pro f^4 – závislost rozptylu na krevních částicích. Je však třeba mít na paměti, že s rostoucí frekvencí roste také útlum a hloubka vniku.

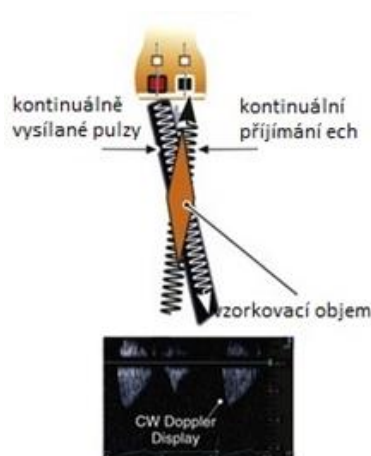
3.2 Hlavní typy dopplerovských metod

Dopplerovské metody se dělí na *spojité (kontinuální)* a *pulsní*. Spojité metody používají akusticky odděleného vysílače a přijímače. Vysílač spojitě generuje ultrazvukové pole a nelze jej přepínat do režimu přijímače. Základním výstupem je zobrazení časové závislosti rychlosti krve, nelze však rozlišit uspořádání a umístění sledovaných cév, neboť kontinuální režim neumožňuje měřit vzdálenosti. Navíc měření absolutní hodnoty rychlosti je pouze orientační, protože nelze určit úhel θ . Spojité metody se využívají zejména ke sledování toku krve v horních a dolních končetinách. Bývají vybaveny akustickým výstupem (Δf_D leží ve slyšitelné akustické oblasti), jenž výrazně přispívá k základní orientaci o průtokových poměrech ve sledované části krevního řečiště.

V technice dopplerovských měření rychlostí rozlišujeme podle způsobu vysílání a příjmu ultrazvukových vln dva typy dopplerovských měničů. Dopplerovské měniče s nedomulovanou nosnou vlnou (CWD – Continual Wave Doppler) a systémy s impulzně modulovanou nosnou vlnou (PWD – Pulse Wave Doppler).

3.2.1 DOPPLEROVSKÉ MĚNIČE S NEMODULOVANOU NOSNOU VLNOU – SPOJITÉ

Kontinuální (spojité) dopplerovské systémy pracujících s nedomulovanou nosnou vlnou (CWD), mají vyšetřovací sondu s dvěma elektroakustickými měniči většinou stejného tvaru, z nichž jeden funguje trvale jako vysílač, druhý jako přijímač (Obrázek 15).



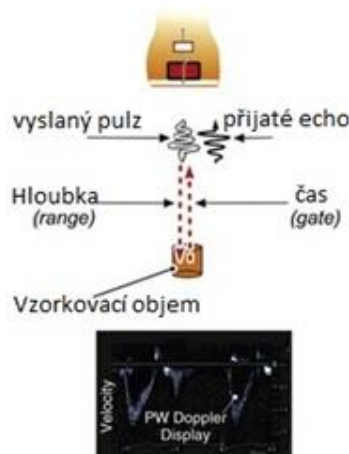
Obrázek 15 Systém s CW nedomulovanou nosnou vlnou. Vyšetřovací sonda se dvěma elektroakustickými měniči (stejný tvar) – vysílač, přijímač. Oba měniče vůči sobě skloněny v tupém úhlu [9].

Oba měniče bývají vůči sobě skloněny ve velmi tupém úhlu tak, aby se oba svazky, vysílaný a přijímaný, překrývaly tzv. citlivé oblasti, která je poměrně dlouhá (i několik cm). To je nevýhodné tehdy, zasahují-li do citlivé oblasti dvě nebo více cév. Vzhledem k tomu, že jsou zachycovány signály toku vycházejících z různých hloubek, není dobře

možno odlišit rychlosti toku v jednotlivých cévách. Dopplerovské systémy s nedomulovanou nosnou vlnou jsou určeny k detekci a měření toku především v povrchově uložených cévách a jejich využití je omezené.

3.2.2 SYSTÉMY S MODULOVANOU NOSNOU VLNOU – PULSNÍ

Systémy s modulovanou nosnou vlnou (PWD) jsou kombinací impulsně vysílaného ultrazvukového signálu a směrové detekce jeho odrazů od proudící krve, která se uskutečňuje v úseku mezi vysílanými impulsy. Jeden elektroakustický měnič (Obrázek 16) střídavě vysílá a přijímá (střídavý = pulzní režim). Na rozdíl od ultrazvukových zobrazovacích impulsů mají dopplerovské impulsy poněkud větší délku a jsou vysílány s větší opakovací frekvencí. Časová prodleva mezi vysláním impulsu a zachycením jeho odrazu určuje hloubku, v níž je možno měřit rychlost toku. Doba otevření hradla určuje velikost tzv. vzorkovacího objemu, tj. oblast v cévě, v níž se měří rychlost toku. Velikost vzorkovacího objemu (gate) a jeho umístění v cévě ovlivňuje výsledek měření rychlosti toku. Úzký vzorkovací objem (Obrázek 17), umístěný v centru tepny, měří maximální rychlost, široký, zahrnující celý průměr cévy, rychlost průměrnou (Obrázek 18). Výhodou této metody je možnost měření rychlostních parametrů ve zvolené hloubce, aniž je toto měření negativně ovlivňováno toky v jiných cévách, ležících mezi sondou a vzorkovacím objemem.



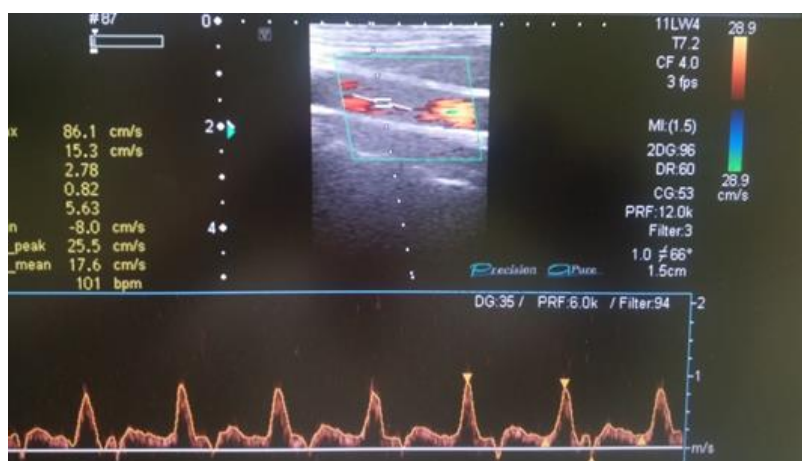
Obrázek 16 PW – pulzně modulovaná nosná vlna (pulzní dopplerovský systém). Jeden elektroakustický měnič – střídavě vysílá a přijímá [9].

3.3 Dopplerovské metody

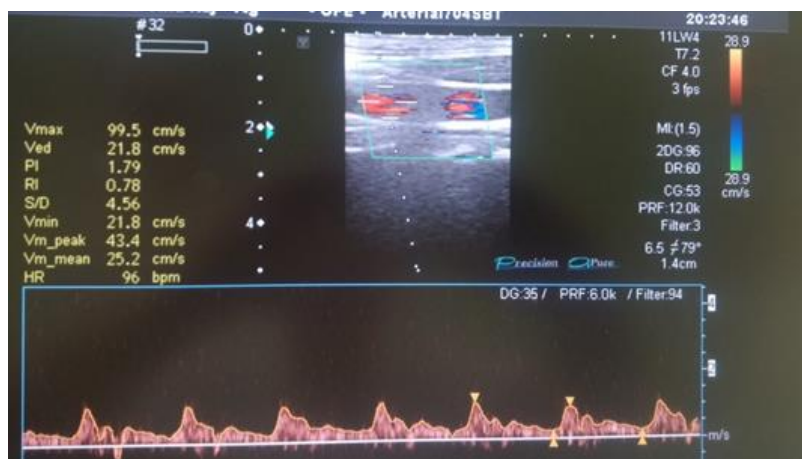
Mezi dopplerovské metody patří níže uvedené metody zobrazení. U těchto metod je pro přehled uvedeny typické rychlosti, které daný typ dopplerovského módu umožňuje měřit.

- Kontinuální Doppler (CW)
- Pulzní Doppler (PW)

- Barevný Doppler (barevné zobrazení rychlosti toku: 0,1–4 m/s)
- Spektrální zobrazení rychlosti toku (0,1–4 m/s)
- Duplexní a triplexní zobrazení
- Barevné zobrazení energie toku (Power Doppler, Colour Doppler Energy: 0,01–4 m/s)
- Barevné zobrazení pohybu tkání (Tissue Doppler Imaging: 0,001–0,01 m/s)
- B-flow (dynamický tok)
- Ultrarychlý Doppler (Ultra Fast Doppler)



Obrázek 17 Objem (gate) definuje oblast cévy, z níž je snímán dopplerovský signál. Velikost závisí na typu rychlosti, kterou chceme měřit. Maximální rychlost je ve středu cévy (u malých cév zhoršuje výsledek měření).



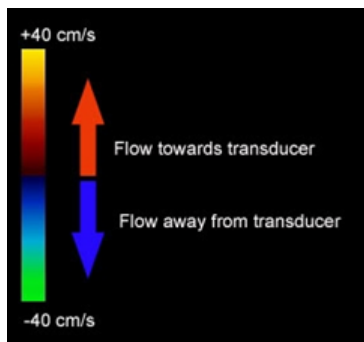
Obrázek 18 Velký vzorkovací objem, záznam všech rychlostí – křivka je vyplněná celá.

3.3.1 BAREVNÉ DOPPLEROVSKÉ ZOBRAZENÍ – ZÁKLADNÍ PRINCIPY

- Obraz se skládá z černobílé a barevné části.
- Černobílá část obsahuje informaci o odrazivosti a struktuře tkání.

Ultrazvukové dopplerovské zobrazování (Dopplerův jev, dopplerovské zobrazovací módy, biomedicínské principy dopplerovských metod; rizika ultrazvukových dopplerovských metod)

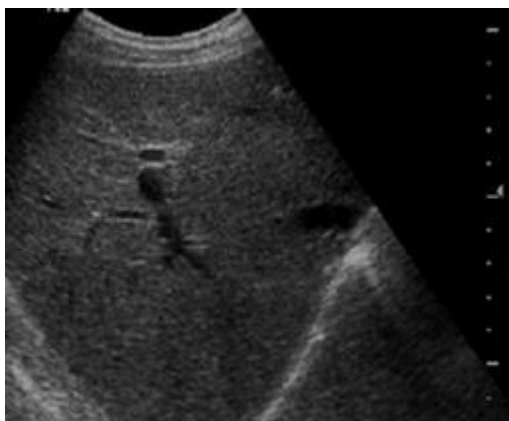
- Barevná část informuje o pohybech ve vyšetřované oblasti (barva je odvozena od průměrné rychlosti toku.)
- Přístroj zobrazuje distribuci a směr proudící krve jako dvojrozměrný obraz.
- BART pravidlo – Blue Away, Red Towards. Tok k sondě je kódován červenou barvou, od sondy modrou (Obrázek 19).
- Jas je úměrný rychlosti, turbulence jsou zobrazeny zelenými skvrnami.



Obrázek 19 Pravidlo BART – tok k sondě je kódován červenou barvou, od sondy modrou [8].

3.3.2 DUPLEXNÍ A TRIPLEXNÍ METODA

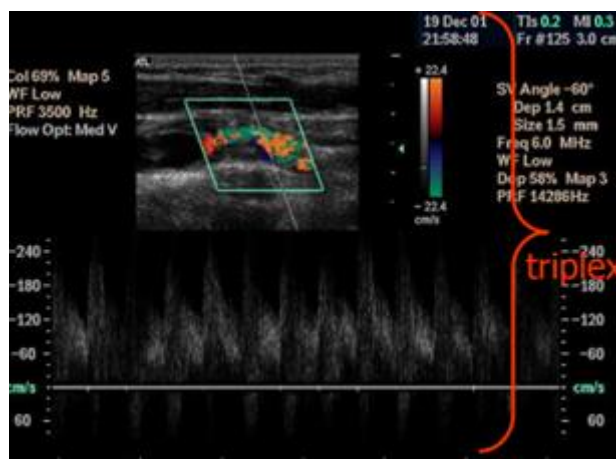
Duplexní metoda kombinace dvojrozměrného dynamického zobrazení a impulzního dopplerovského měření rychlosti se rozvíjela od poloviny sedmdesátých let. Dvojrozměrné dynamické zobrazení poskytuje informace o morfologii sledované oblasti včetně informace o morfologii cév, impulzní dopplerovský modul umožňuje záznam rychlostního spektra toku krve v dané cévě (Obrázek 20).



Obrázek 20 Duplexní metoda – tkáňové B zobrazení s impulzním Dopplerem.

Triplexní metoda u barevné duplexní ultrasonografie je obraz složen z černobílé a barevné části. Černobílá část obsahuje jako u klasické duplexní metody morfologickou informaci o odrazivosti, barevná část pak informace o pohybu ve sledovaném řezu. Pohyb se

nejčastěji týká toku krve. Barva však představuje jen jednu z komponent dopplerovského spektra, a to průměrnou rychlost toku. K získání celého rychlostního spektra je nutno černobílý a barevný obraz doplnit impulsně dopplerovským měřením. Tato kombinace B zobrazení s barevným a spektrálním dopplerovským modulem bývá často označován jako triplexní metoda.



Obrázek 21 Triplexní metoda – B zobrazení s barevným a spektrálním Dopplerem.

SHRNUTÍ KAPITOLY



Dopplerův jev (posun frekvence vlnění buzeného nebo odráženého pohybujícím se objektem) lze použít pro detekci a měření toku krve, stejně jako pro detekci a měření pohybu některých akustických rozhraní uvnitř těla (srdce, stěny cév). Přijímaná frekvence je stejná jako frekvence vysílaná zdrojem, jenž je v klidu. Přijímaná frekvence je vyšší, jestliže se zdroj přibližuje. Přijímaná frekvence je nižší, jestliže se zdroj vzdaluje. Využití Dopplerova jevu při měření rychlosti toku krve.

Princip měření toku krve: Dopplerovské ultrazvukové měřiče toku krve jsou založeny na rozdílu mezi frekvencí ultrazvukového vlnění vysílaných sondou a vlnění odráženého (zpětně rozptylovaného) pohybujícími se erytrocyty. Frekvence odražených vln je (ve srovnání s vlnami vysílanými). Vyšší u dopředného toku (směrem k sondě), nižší u zpětného toku (směrem od sondy). Rozdíl mezi frekvencemi vysílaného a odraženého ultrazvukového vlnění je úměrný rychlosti toku krve.

Dopplerovské systémy: Systémy se spojitým (kontinuálním) vlněním – CW (continuous wave). Používají se pro měření toku v povrchových cévách, a to bez možnosti hloubkového rozlišení. Používají se relativně málo. Systémy s přerušovaným – impulsním vlněním – PW (pulsed wave). Umožňují měřit tok s přesnou hloubkovou lokalizací. Měření vysokých rychlostí toku v hloubce je omezené.

4 ULTRAZVUKOVÁ ELASTOGRAFIE (STATICKÁ ELASTOGRAFIE, DYNAMICKÁ ELASTOGRAFIE – SHEAR WAVES ELASTOGRAFIE), INTRAVASKULÁRNÍ ELASTOGRAFIE, ELASTICKÉ VLASTNOSTI TKÁNÍ, FYZIKÁLNÍ PRINCIPY.



RYCHLÝ NÁHLED KAPITOLY

Elastografie je zobrazovací modalita využívající přednosti ultrazvuku ke zjištění rozdílu v mechanické tuhosti (elasticitě) tkání. Tato neinvazivní diagnostická metoda nahrazuje tradiční palpační vyšetření (vyšetření pohmatem) nezbytné a standardně používané při klinickém fyzikálním vyšetření pacienta. Palpační vyšetření je nezbytné v diagnostice a screeningu patologií a kvalitativně určuje tuhost tkáně, má však své limity, protože není vždy dobře proveditelná pro nepřístupnost lézí vzhledem k jejich poloze v hloubce či jejich malé velikosti. Tkáňová ultrazvuková elastografie analyzuje elasticitu tkání díky generování nízkofrekvenčních vibrací, které vyvolají pnutí ve tkáni, a to je následně analyzováno.



CÍLE KAPITOLY

Pochopit základní principy ultrazvukové elastografie a dostupných technických řešení.



ČAS POTŘEBNÝ KE STUDIU

2 hodiny



KLÍČOVÁ SLOVA KAPITOLY

Ultrazvuk, elastografie, Youngův modul pružnosti, shear-wave, statická elastografie, dynamická elastografie

4.1 Historický úvod

Kapitola ultrazvuková elastografie byla zpracována podle literárních zdrojů [10–15].

Historie ultrazvukové elastografie se datuje přibližně k počátku osmdesátých let 20. století. Průkopníkem elastografie byl Jonathan Ophir (1945–2017), emeritní profesor na oddělení diagnostiky a intervenčního zobrazování na lékařské fakultě University of Texas. Elastografie se brzy stala dominantní metodou v lékařském zobrazování. Ophir výsledky

nové ultrazvukové metody publikoval roku 1991 v článku [Elastography: A Quantitative Method for Imaging the Elasticity of Biological Tissues](#).

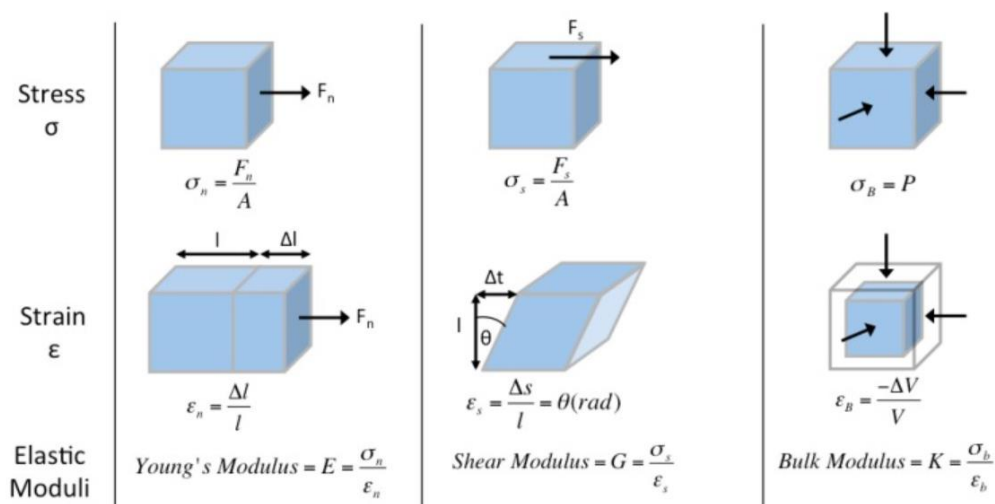
4.2 Základní princip

Ultrazvuková elastografie poskytuje obrazovou reprezentaci toho, co bylo historicky zjišťováno kvalitativně pohmatem (palpací). Zobrazuje elastické vlastnosti biologických tkání a umožňuje „rekonstrukci“ vnitřní struktury měkkých tkání na základě měření odezvy komprese tkáně. Metoda vychází ze skutečnosti, že patologie ve tkáni se projeví změněnými mechanickými vlastnostmi, především změnou tuhosti. Zejména zhoubné tumory mají ~5–28 krát nižší elasticitu než okolní zdravé tkáně. Podobně jako fibróza, která je spojená s chronickými onemocněními jater způsobuje, že játra jsou tužší než fyziologické tkáně

Zobrazení elastických vlastností tkání probíhá ve dvou fázích. V první fázi je rozsah posunu tkání zjišťován pomocí ultrazvukových signálů odražených před a po kompresi vyšetřované tkáně. Ve druhé fázi je posun jednotlivých tkáňových struktur – v závislosti na jejich mechanických vlastnostech – rekonstruován a barevně kódován. Měkké tkáně se obvykle kódují žlutě až zeleně, tuhé tkáně (patologická ložiska) červeně až modře.

4.3 Fyzikální principy ultrazvukové elastografie

Metoda ultrazvukové elastografie je založena na automatickém generování přechodné příčné střížné vlny (shear waves) a vychází ze známých poznatků, že změna mechanických vlastností tkáně (především změna tuhosti) je často odrazem patologických procesů.



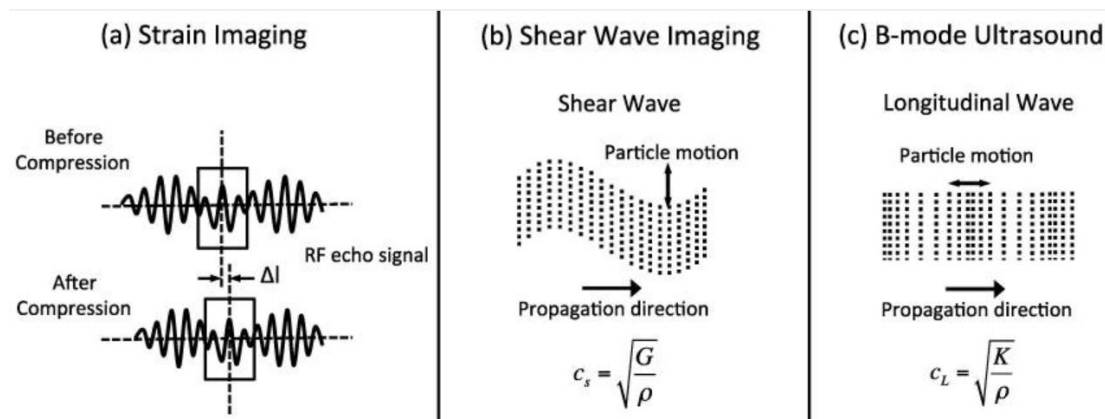
Obrázek 22 Fyzika ultrazvukové elastografie, deformační modely [15]. Stress je napětí (síla na jednotku plochy, tedy měřená v Pa), strain je relativní deformace (bezrozměrná).

Elastické vlastnosti tkání lze popsat Hookeovým³ zákonem: $\sigma = E \cdot \epsilon$, kde σ je napětí, E je konstanta charakterizující elastickou poddajnost prostředí a ϵ je relativní délková deformace. Konstantou úměrnosti je fyzikální veličina Youngův modul pružnosti (Pa). Analogický vztah platí i pro střížné namáhání s tím, že místo Youngova modulu E vystupuje modul pružnosti ve stříhu G .

Čím vyšší je Youngův modul pružnosti, tím je tkáň tužší a naopak. Shear waves, neboli příčné (střížné) vlny, jsou mechanicky vyvolány po kompresi tkáně. Ve tkáních se šíří v příčném směru vytvářením tangenciální klouzavé síly mezi jednotlivými vrstvami tkáně rychlostí 1–10 m/s. Jsou tedy mnohem pomalejší než tlakové (tzv. bulk) vlny, které jsou základem standardního ultrazvukového obrazu a šíří se velmi rychle (rychlostí cca 1500 m/s) postupným stlačením vrstev tkáně.

Příčné vlny jsou odezvou elastického odporu tkáně na mechanické vibrace s nízkou frekvencí (50–200 Hz). Elasticitu tkáně E můžeme přímo vyjádřit vztahem $E = 3 \cdot \rho c^2$, kde c je rychlost šíření příčné vlny a ρ je hustota tkání (ta je konstantní). Přítomnost střížných vln tedy souvisí s elasticitou daného prostředí. V čisté kapalině se střížné vlny nešíří, ale v tuhém a pevném prostředí se šíří dobře. Elasticita tkání se liší v důsledku patologických procesů, maligní ložiska většinou vykazují větší tuhost (30–270 kPa) než ložiska benigní (1–70 kPa) či zdravá tkáň. Přitom hustota tkání v lidském těle je relativně konstantní, blízká hustotě vody (1000 kg/m³).

³ Robert Hooke si při studiu pružin a pružnosti všiml, že graf napětí na poměrném prodloužení má lineární oblast. V určitém rozmezí je síla potřebná k natažení pružiny přímo úměrná danému natažení pružiny = Hookeův zákon.



Obrázek 23 Fyzika ultrazvukové elastografie, metody měření [15].

4.4 Techniky ultrazvukové elastografie

Aktuálně dostupné techniky ultrazvukové elastografie lze kategorizovat podle měřené fyzikální veličiny (druh vibrací aplikovaných na tkáň) na:

- Zobrazení napětí (statická a dynamická elastografie – strain imaging)
- Zobrazení střížných vln (shear wave imaging)

STATICKÁ (KOMPRESNÍ) ELASTOGRAFIE

Statická (kompresní) elastografie využívá homogenního stlačení na povrchu těla, které vyvolá deformaci tkáně. Stlačení provádí vyšetřující a ultrazvukový skener vypočítává a zobrazuje vyvolanou deformaci v zobrazované rovině. Statická elastografie není považována za kvantitativní zobrazovací mód, jelikož nelze určit poměr napětí a jím vyvolané deformace v tkáni (Youngův modul). Využití této metody vzhledem k chybějící kvantitativní informaci se v klinické praxi neujalo.

DYNAMICKÁ ELASTOGRAFIE

Dynamická elastografie využívá spojité vibrace, pro vyjádření elasticity jsou analyzovány stojaté vlny indukované v těle. Dynamická elastografie je základem MRI, i když se jedná o kvantitativní stanovení, zobrazovaná oblast není v reálném čase, navíc je tato metoda limitována vysokou pořizovací cenou MRI skeneru.

ZOBRAZENÍ STŘÍŽNÝCH VLN

Metoda je založená na příčném vlnění (shear wave) využívá přechodné pulzy, které v těle generují příčné vlnění. Elasticita tkáně je zde přímo vyjádřena měřením rychlosti šíření vlny. Poskytuje kvantitativní a lokální informace o elasticitě tkáně v reálném čase a je nezávislý na subjektivních schopnostech vyšetřujícího. Principem, jak už bylo zmíněno, je

Ultrazvuková elastografie (statická elastografie, dynamická elastografie – Shear Waves elastografie), intravaskulární elastografie, elastické vlastnosti tkání, fyzikální principy.

měření rychlosti šíření střížných vln ve tkáních. Střížné vlny jsou generovány průchodem mechanického vlnění, které generuje buď ultrazvuková sonda či externí vibrátor. Rychlost šíření střížných vln je přímo úměrná hodnotě tuhosti tkání.

4.5 Technické řešení elastografických ultrazvukových systémů

PRVNÍ GENERACE

První generace („manuální strain-stress“) využívá rytmického tlaku sondy manuálně. Kompresi a uvolnění tkáně provádí vyšetřující rukou na tkáň vyšetřovaného. Elasticita tkáně je určena na základě rozdílu ultrazvukového signálu před a po kompresi, porovnává za sebou jdoucí snímky (resp. jejich jednotlivé obrazové body – pixely) a ve zvolené oblasti zájmu se počítají vzájemné vzdálenosti těchto obrazových bodů. Následné barevné kódování zobrazí kvalitativní informace o elasticitě. Více stlačitelné oblasti tkáně tj. více elastické jsou kódovány modrou barvou, méně stlačitelné – tužší oblasti červenou. Metoda je závislá na zručnosti a zkušenosti vyšetřujícího, je zatížena množstvím artefaktů, není kvantitativní ani dobře reprodukovatelná.

DRUHÁ GENERACE

Využívá rytmickou kompresi tkáně způsobenou vlastním tělem vyšetřovaného (dechové exkurze, pohyb srdce). Následné zpracování signálu je stejné jako u 1. generace. Hodnocení elasticity tkáně je špatně reprodukovatelné. Je vhodná pro hodnocení útvarů v prsou, štítné žlázy apod.

TŘETÍ GENERACE

Třetí generace využívá metodu ARFI (Acoustic Radiation Forced Impulse Elastography). Jedná se o dva způsoby využití:

- Virtual Touch Tissue Imaging
- Virtual Touch Quantification

Prvním způsobem ARFI je Virtual Touch Tissue Imaging využívající opět manuální typ zobrazení. Deformace je vyvolána automaticky velmi výkonným akustickým impulzem elektronické sondy, nikoliv manuálně. ARFI je používána především pro vyšetřování jater a hlouběji uložených měkkotkáňových struktur. Výsledkem je kvalitativní hodnocení relativní tuhosti tkáně ve zvolené oblasti zájmu v šedotónové škále. Světlé šedé oblasti odpovídají měkkým tkáním, tmavé oblasti tužším.

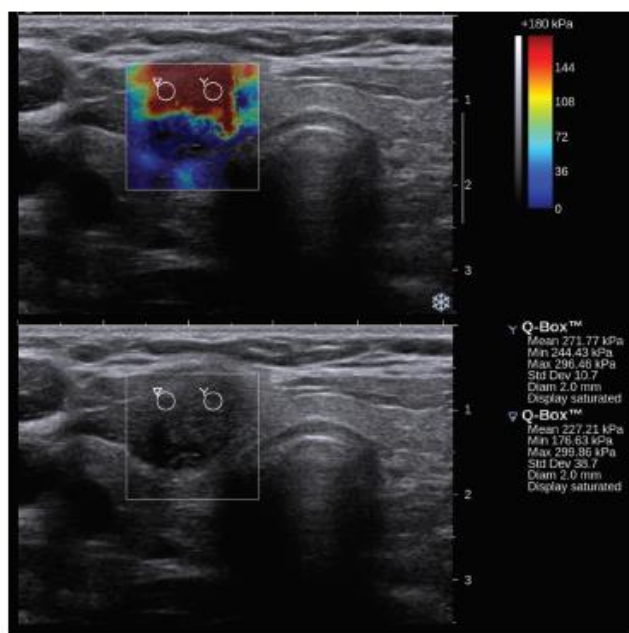
Druhým způsobem ARFI je Virtual Touch Quantification – shear wave elastography, při které silný akustický impulz vyvolá šíření příčné vlny zvolenou, velmi malou oblastí zájmu. Vyšetřující inicializuje standardní (podélné, axiální) ultrazvukové měření rychlosti

příčné vlny (m/s), jejíž střední hodnota (m/s) je zobrazena na displeji. Hodnota je kvantitativně úměrná průměrné elasticitě tkáně v měřené oblasti zájmu. Pro dosažení reprodukovatelnosti výsledku je třeba přibližně deset následných měření a jejich zprůměrování, nejedná se o dynamický mód ale o jednotlivá statická měření. Není vytvářena mapa elasticity.

ČTVRTÁ GENERACE

Čtvrtá generace tzv. dynamická, real time Shear Wave Elastography (SWE) je patentově chráněná u MultiWave ultrazvukového elastografu Aixplorer (SuperSonic Imagine, Francie).

Standardní širokopásmová sonda je zdrojem vibrací a generuje pulzy akustického tlaku vytvořené fokusovaným ultrazvukovým paprskem, které jsou fokusované do různých hloubek tkáně supersonickou rychlostí. Akustický tlak (tzv. akustický vír) indukovaný v ultrazvukovém svazku vybudí pod sebou ležící tkáně a působí na tkáň ve směru šíření. Tkáň však klade tomuto tlaku odpor (obnovující sílu) a ten dále indukuje mechanické vlny a příčné vlnění (shear waves), které se v dané tkáni šíří transverzálně. Toto příčné vlnění je však velmi slabé a jeho útlum je patrný již po několikamilimetrovém šíření. Technologie SonicTouchTM tento nežádoucí jev eliminuje, neboť pracuje na principu excitačního jevu, a to díky postupnému fokusování ultrazvukových svazků do různé hloubky tkáně. Zesiluje (koherentně sumuje) příčné vlny do tvaru tzv. Machova kuželu (způsob šíření vzruchu od daného objektu), tím zvyšuje amplitudu příčných vln a vzdálenost jejich šíření, při současné minimalizaci akustického výkonu na bezpečnou úroveň. Více fokusačních zón paprsku umožňuje vyvolat vznik příčných vln ve více hloubkách. Příčné vlny se ve tkáních šíří rychlostmi 1–10 m/s (odpovídá elasticitě 1–300 kPa), z toho vyplývá, že rovinnou zobrazenou ultrazvukem a širokou 3–6 cm projdou za 12–20 ms. Takto by však příčné vlny během doby potřebné k vytvoření jednoho snímku vymizely a nebyly by systémem zachyceny. Proto jsou nutné pro správné zachycení příčných vln s dostatečnými detaily snímkové frekvence v řádech několika tisíců snímků za sekundu. Tyto ultrarychlé snímkovací frekvence jsou v přístroji Aixplorer pojmenovány jako UltrafastTM zobrazení, které vysílá v jednom jediném okamžiku rovinné ultrazvukové vlny do tkáně pro vybudění celé zobrazované roviny. Maximální snímkovací frekvence je pak ovlivněna časem, za který ultrazvuková vlna urazí dráhu ze sondy do tkáně a zpět (např. pro typický mamologický obraz 4 cm do hloubky je maximální dosažitelná frekvence 20 kHz). Toto velmi vysoké pulzní opakování frekvence (pulse repetition frequency – PRF) pracuje v závislosti na hloubce a rychlosti ultrazvuku a závisí na typu tkáně. Díky UltrafastTM zobrazení jsme schopni detailně sledovat šíření příčných vln zobrazovanou rovinnou, které indukují malé posuvy tkáně a ty jsou zaznamenány a kvantifikovány podobně jako při Dopplerovském zobrazení. Rychlost šíření příčných vln je závislá na elasticitě tkání. V celé obrazované oblasti zájmu snímá příčné vlny, kvantitativně zobrazí výslednou mapu rychlostí a obraz elasticity tkáně v kPa, který se kontinuálně obnovuje v reálném čase. Rychlost zpracování dat je velmi vysoká (několik Gbyte/s). Metoda se provádí užitím konvenční lineární, konvexní resp. intrakavitální sondy.



Obrázek 24 SWE obraz – barevné kódování, hodnoty elasticity.

Výstupem SWE je ultrazvukový obraz B-mode překrytý barevně kódovanou mapou, kdy každému bodu tkáně je přiřazena barva, která kóduje jeho elastické vlastnosti (Obrázek 24). Výsledná mapa elasticity nám zobrazuje uskutečněné posunutí jednotlivých tkáňových struktur podle jejich mechanických vlastností. Barevné kódování obrazu je ve škále červené až modré, kdy tužší tkáně jsou vykresleny teplými odstíny (červeně, žlutě) a měkkčí tkáně studenými barvami (modře, fialově). V barevných mapách je modrá barva standardním měřítkem a je jí vykreslena měkká solidní tkáň či viskózní tekutina v cystách. Červeně a žlutě je vykreslena tuhá tkáň (malignita). Černé výpadky či různé odstíny šedi znamenají ztrátu signálu shear wave a značí čistou tekutinu např. v cystě (příčné vlny se tu nešíří) či tuhou tkáň (příčné vlny jsou velmi slabé, jsou tlumeny nebo rychle propagovány do okolí). Rozlišovací schopnost obrazu je kolem 1 mm.



SHRNUTÍ KAPITOLY

Je neinvazivní metoda založená na diagnostickém ultrazvuku nebo magnetické rezonanci zobrazující elastické vlastnosti biologických tkání. Metoda je obdobou palpačního vyšetření. Vychází ze skutečnosti, že různé biologické tkáně mají různou elasticitu, a že změny elastických vlastností souvisejí s patologií a abnormalitami tkání. Podstatou metody je zkoumání odezvy tkání na silové působení. Měření elasticity přináší informaci o tkáních, kterou lze využít pro lékařskou diagnostiku.

Mechanické vlastnosti tkání závisí zejména na molekulových vazbách jednotlivých prvků tkání a na jejich mikroskopickém i makroskopickém uspořádání – pevnost (tuhost); pružnost (elasticita), tvárnost (plasticita), viskozita.

Shear waves elastografie je nová neinvazivní diagnostická zobrazovací metoda, která mapuje elastické vlastnosti tkání (prsni žláza, játra, prostata, štítná žláza, muskuloskeletální systém, oblast rekta, kardiologie) a nabízí tři hlavní inovace: kvantitativní aspekt, prostorové rozlišení a schopnost zobrazení v reálném čase. Výstupem vyšetření je ultrazvukový obraz B-mode překrytý barevně kódovanou mapou.

5 DIGITÁLNÍ RENTGEN (FYZIKÁLNÍ PRINCIPY, ZDROJ X-ZÁŘENÍ, PRŮCHOD X-ZÁŘENÍ, DETEKCE X-ZÁŘENÍ, SKIAGRAFIE, SKIASKOPIE).



RYCHLÝ NÁHLED KAPITOLY

V kapitole jsou vysvětleny základní metody a principy dvou radiodiagnostických metod – skiografie a skiaskopie. Ve stručnosti je také zmíněna princip metod digitální subtrakční angiografie a rentgenové kostní denzitometrie.



CÍLE KAPITOLY

Nastudovat zobrazovací metody založené na X-záření. Pochopit základní fyzikální principy zobrazovacích metod, které využívají rentgenové záření.



ČAS POTŘEBNÝ KE STUDIU

7 hodin



KLÍČOVÁ SLOVA KAPITOLY

X-záření; rentgenka; skiografie; detekce; kontrast

ÚVOD

Rentgenová diagnostika se stala nejdůležitější používanou aplikací ionizujícího záření v medicíně. Tato diagnostika je založena na schopnosti rentgenového záření (paprsky X) pronikat tkáněmi do hloubek srovnatelných s charakteristickým příčným rozměrem lidského těla s přijatelným útlumem. Rentgenové záření je elektromagnetické záření o vlnové délce 5–50 pm, což odpovídá energii fotonů v rozmezí 20–150 keV.

Principálně je rentgenová diagnostika založena na absorpci záření v závislosti na hustotě tkáně. Zdrojem rentgenového záření je rentgenka, ze které tok fotonů prochází přes vyšetřovaný objekt, část záření je v závislosti na hustotě tkáně absorbovaná, prošlá část záření je zachycena na luminiscenčním stínítku nebo detektoru (u digitálního rentgenu elektronickým snímáním pomocí matice detektorů). Obecně lze říci, že rentgenový obraz zobrazuje „hustotní mapu vyšetřované tkáně“. K základní rentgenové diagnostice patří skiografie (statické zobrazení a skiaskopie (sledování dynamických dějů)).

5.1 Skiografie

V této kapitole budou pouze stručně popsány základní principy rentgenové diagnostiky. Pro další studium problematiky lze čerpat z literárních zdrojů [4]. Kapitola byla zpracována převážně z [16–18].

Röntgenův objev slouží medicíně už více než celé století. Záření X našlo uplatnění jak v diagnostice, tak v terapii, vznikl samostatný lékařský obor – radiologie. Rentgenová diagnostika (skiografie, skiaskopie) je nejstarší, nejrozšířenější a dosud patrně nejdůležitější aplikací ionizujícího záření v medicíně.

X-záření je elektromagnetické záření o vlnové délce 5 až 50 pm (to je řádově $10^7\times$ kratší vlnová délka než v případě ultrazvukové sonografie) což odpovídá energii kvant záření v rozsahu 20 až 200 keV. Z hlediska použití v medicíně má tyto podstatné vlastnosti:

- Má vysokou pronikavost látkami;
- způsobuje ionizace a excitace atomů absorbátoru;
- vyvolává fluorescenci (v určitých materiálech);
- působí na fotografickou emulzi, má biologické účinky (v současné době se stále rozvíjejí metody, umožňující snížit intenzitu záření při stejné diagnostické účinnosti, aby se co nejvíce předešlo vedlejším nežádoucím účinkům záření).

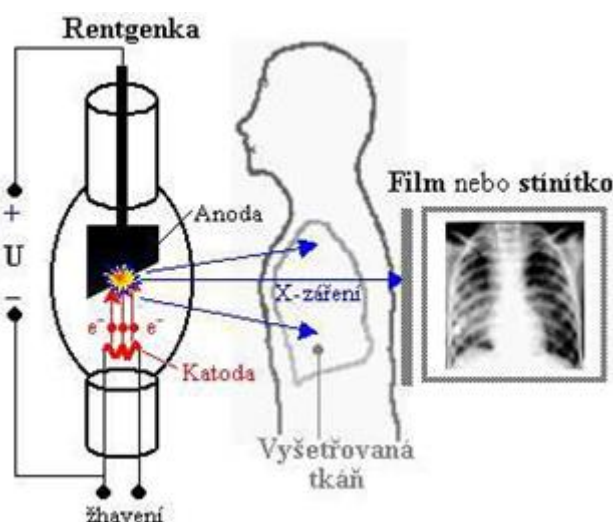


Obrázek 25 Skiografický snímek krční páteře. [Zdroj: vlastní].

Základní princip projekční rentgenografie je znázorněn na Obrázek 26. Pronikavé X-záření vznikající v rentgenové elektronce (rentgence) prochází přes vyšetřovaný objekt, přičemž část záření se absorbuje v závislosti na hustotě tkáně, zatímco prošlá část je zobrazována fotograficky, na luminiscenčním stínítku nebo u digitálního rentgenu pomocí ma-

Digitální rentgen (fyzikální principy, zdroj X-záření, průchod X-záření, detekce X-záření, skiografie, skiaskopie).

tice detektorů. Vzniká tak rent- genový obraz vyšetřované tkáně, který je stínovým denzitním obrazem, neboť zobrazuje rozdíly v hustotě tkání. Digitální rentgen pracuje na shodném principu jako „klasický“ (zobrazující na film v kazetách) s tím rozdílem, že fotografický film obsahující halogenidy stříbra (bromid stříbrný) nebo luminiscenční stínítko je nahrazeno elektronickým snímáním maticí detektorů, jež transformuje intenzitu prošlého záření na elektrický signál. Typicky skiagrafický snímek je uveden na Obrázek 25.



Obrázek 26 Principiální schéma rentgenového transmisního zobrazení. Vlevo rentgenka, uprostřed pacient, vpravo rentgenový obraz. Ostrost obrazu závisí na ploše optického ohniska, z něhož vychází rentgenové záření [20].

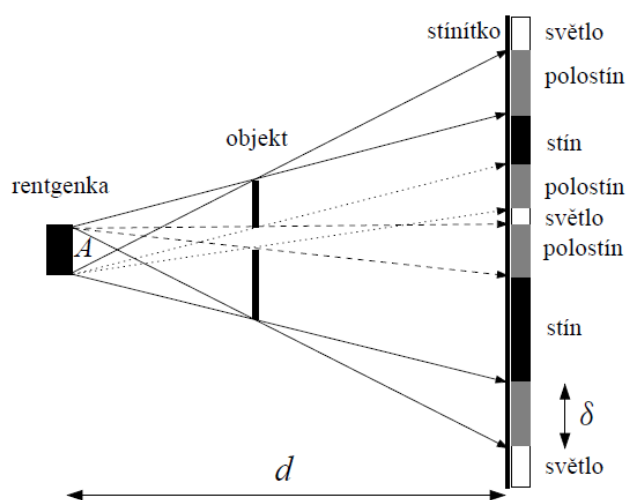
5.2 Skiaskopie

Skiaskopie je diagnostická a intervenční radiologická metoda, která pomocí rentgenového záření umožňuje zobrazení lidského těla v reálném čase. Využívá se především k zobrazení trávicí trubice (např. pro zobrazení peristaltiky jícnu, žaludku, střev), ale také pro pozorování dýchacích pohybů nebo pulzace srdce. Méně často k zobrazení ostatních dutých orgánů (močového měchýře, děložní dutiny), páteřního kanálu či některých patologií (např. píštěle). Pro snížení radiační zátěže se používá pulzní režim, kdy se obraz vytváří např. 4krát za vteřinu (nikoliv kontinuálně) a nízké hodnoty mAs s automatickým řízením kermového příkonu. U skiaskopie je zapotřebí použít kontrastní látku, a to buď pozitivní kontrastní látku – tzv. monokontrastní vyšetření; nebo použití pozitivní a negativní kontrastní látky – tzv. dvojkontrastní vyšetření.

5.2.1 ZDROJ X-ZÁŘENÍ – RENTGENKA

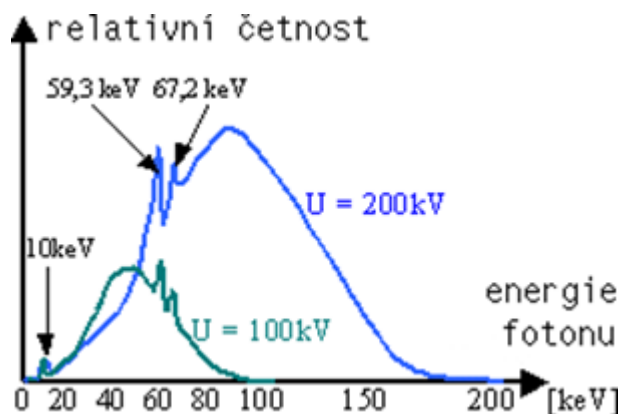
Rentgenka (rentgenová lampa či trubice) je speciální vakuová elektronka. Z pohledu elektroniky je to dioda zapojená do obvodu s vysokým napětím $U = 20\text{--}200\text{ kV}$. Elektrony emitované žhavenou katodou ve formě spirály jsou elektrickým polem urychlovány na

energii $\varepsilon = eU = 20\text{--}200 \text{ keV}$ (kde e je velikost náboje elektronu) a při dopadu na anodu se prudce zabrzdí, přičemž část jejich energie (necelé 1 %) se přemění na brzdné záření – v tomto rozsahu energií X-záření – které opouštějí trubici (viz Obrázek 26). Dopadová rovina anody je skloněna v úhlu $10^\circ\text{--}19^\circ$ od kolmice ke směru letu elektronů. Ploška, na niž dopadají elektrony, se nazývá termické ohnisko, zatímco projekce dopadové plošky do směru, jímž vystupuje X-záření, se nazývá optické ohnisko. Ostré zobrazení pro diagnostické účely (redukce polostínů) vyžaduje co nejmenší optické ohnisko (viz Obrázek 27). Moderní diagnostické rentgenky mají plochu optického ohniska $A \sim 0,1 \text{ mm}^2\text{--}4 \text{ mm}^2$. Zmenšování optického ohniska však vede ke zmenšování termického ohniska a nadměrnému tepelnému zatěžování anody, neboť přes 99 % energie elektronů se změní v teplo v malé oblasti termického ohniska. Při anodovém napětí $U = 100 \text{ kV}$ a anodovém proudu $I = 500 \text{ mA}$ je tepelný výkon $0,99 UI \approx 50 \text{ kW}$. Proto je anoda (i katoda) vyrobena z wolframu – kovu o vysokém protonovém čísle a relativní atomové hmotnosti ($Z = 74$, $A = 183,85$), jenž má vysokou teplotu tání ($3410 \text{ }^\circ\text{C}$), dostatečnou tepelnou vodivost, vhodné mechanické vlastnosti a díky vysokému atomovému číslu zvyšuje účinnost produkce záření. Anoda bývá chlazená (menší diagnostické rentgenky jsou chlazeny vzduchem, výkonnější olejem) nebo se využívá rotační anody, které během expozice rotují rychlostí kolem 3000 otáček/min, čímž se tepelné zatížení rozloží na větší plochu anody. Diagnosticky využitelný svazek rentgenového záření vychází výstupním beryliovým okénkem v kovovém krytu rentgenky (beryllium nepropustí elektrony případně odražené od anody, ale pro rentgenové záření představuje jen velmi slabou překážku). Rentgenový svazek dále prochází filtrem – hliníkovou destičkou tloušťky 1–4 mm – který zachycuje dlouhovlnnou (méně energetickou) část rentgenového spektra, která by se pouze pohltila již v kůži pacienta, takže by znamenala zbytečnou radiační zátěž bez diagnostického významu. Primární clona z nastavitelných olověných lamel zužuje svazek vycházejícího rentgenového záření na velikost odpovídající formátu filmu nebo detektoru.



Obrázek 27 Na stínítku S umístěném ve vzdálenosti d od zdroje záření s plochou optického ohniska A vzniká stínový denzitní obraz prozařovaného objektu. Protože má optické ohnisko konečné rozměry, jsou obrysy objektu zatíženy neostrostí δ [19].

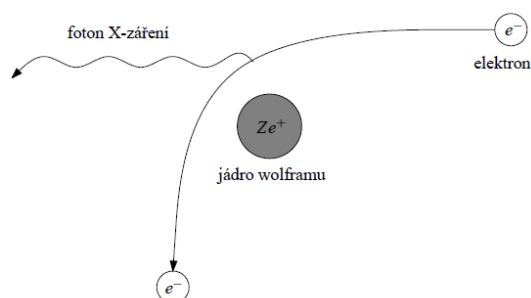
Rentgenové záření vzniká na anodě rentgenové lampy jednak přechody elektronů ve vnitřních slupkách elektronových obalů atomů s vysokým atomovým číslem (*charakteristické záření*), jednak jako záření doprovázející zabrzdění elektronů s vysokou kinetickou energií (*brzdné záření*). Spektrum produkovaného rentgenového záření (viz Obrázek 28).



Obrázek 28 Spektrum X-záření rentgenky s wolframovou anodou používané v medicínských diagnostických aplikacích. Prahová energie $E_{\max} = hf_{\max} = hc/\lambda_{\min}$ (za níž je spektrální křivka nulová) v jednotkách keV má stejnou číselnou hodnotu jako anodové napětí U v jednotkách kV, v tomto případě 200 keV (vyšší křivka) a 100 keV (nižší křivka) [20].

BRZDNÉ X-ZÁŘENÍ

Brzdné X-záření má spojité energetické spektrum, nejkratší možná vlnová délka tohoto záření je určena energií elektronů. Zdrojem rentgenového záření je výše popsaná rentgenová lampa – rentgenka, ve které je tato energie určena potenciálním rozdílem napětí U mezi zdrojem elektronů, žhavenou katodou, a anodou, na kterou urychlené elektrony dopadají a v jejímž materiálu se zabrzdí (Obrázek 29).



Obrázek 29 Ilustrace vzniku brzdného záření. Elektron je zabrzděn těžkým jádrem wolframu nebo molybdenu za vzniku fotonu rentgenového záření. Maximální energie E_{\max} , kterou jeden foton rentgenového záření může získat, je dána energií eU , kterou elektron získal při urychlení anodovým napětím U . Fotony vyšších energií tak nemohou vzniknout.

Součin eU představuje kinetickou energii, kterou elektron o náboji e získá při přechodu mezi místy s potenciálním rozdílem U . Nejkratší vlnová délka produkovaného záření λ_{min} (krátkovlnná hranice spojitého spektra) může být určena z podmínky, že veškerá energie elektronu se přemění na energii záření hf ,

$$eU = hf_{max} \quad (8)$$

kde h je Planckova konstanta, f_{max} je frekvence záření s největší možnou energií.

Z rovnice (8) je zřejmá přímá úměrnost mezi energií záření a potenciálním rozdílem U mezi katodou a anodou. Zvýšíme-li napětí U , spektrum brzdného záření se posunuje směrem ke kratším vlnovým délkám (viz Obrázek 28). Nejkratší vlnovou délku pak můžeme určit z rovnice (8). Dosazením za frekvenci pak dostaneme tzv. Duaneův–Huntův vztah.

$$\lambda_{min} = \frac{hc}{eU} = \frac{1,24}{U} [\text{nm, kV}] \quad (9)$$

Při anodovém napětí $U = 24,8$ kV bude $\lambda_{min} = 0,05$ nm, při anodovém napětí $U = 124$ kV bude $\lambda_{min} = 0,01$ nm.

Už z klasické teorie záření vyplývá, že brzdné záření není monochromatické, ale má spojité spektrum. Tvar tohoto spektra nesouvisí se strukturou elektronového obalu atomů, ze kterých je vyrobena anoda. Spojité energetické spektrum je závislé na napětí (Obrázek 28). Čím vyšší je potenciální rozdíl mezi katodou a anodou, tím více je spektrální křivka posunuta směrem ke kratším vlnovým délkám a poměr mezi pronikavějším krátkovlnným („tvrdším“) a dlouhovlnným („měkčím“) zářením se mění ve prospěch kratších vlnových délek. S rostoucím napětím se tedy stává záření homogennějším a spektrální křivky mají výraznější maxima – jsou méně ploché. Pokud není napětí na anodě konstantní, ale kolísá, vzniká v každém okamžiku spektrum odpovídající danému okamžitému napětí.

Intenzita anodového proudu nemá na tvar spektrální křivky prakticky žádný vliv, pokud nedojde současně ke změně napětí. Dopadne-li za časovou jednotku na anodu dvojnásobek elektronů, pak intenzita produkovaného napětí vzroste taky dvakrát, ale zastoupení různě energetických kvant se nemění. Pro praxi z toho vyplývá:

- **Pronikavost** (energii, vlnovou délku) rentgenového záření regulujeme potenciálním rozdílem mezi katodou a anodou (na řídicím panelu nastavujeme kV). Čím je napětí vyšší, tím pronikavější a homogennější záření vzniká.
- **Intenzitu** rentgenového záření regulujeme změnou žhavení katody rentgenky, která má za následek změnu anodového proudu (na řídicím panelu nastavujeme mA).

Digitální rentgen (fyzikální principy, zdroj X-záření, průchod X-záření, detekce X-záření, skiografie, skiaskopie).

CHARAKTERISTICKÉ X-ZÁŘENÍ

Charakteristické X-záření má spektrum závislé na struktuře elektronového obalu (materiálu anody). Rentgenkou jsou produkovány oba druhy záření současně a jejich spektra se skládají. Při radiologických aplikacích má brzdné záření větší význam než záření charakteristické, proto ho zde podrobně nepopisujeme (pro $U = 100$ kV je tento podíl asi 30 %, pro $U = 200$ kV asi 3 %). Čárové spektrum s charakteristickou dvojicí píků K_{α} , K_{β} a píkem L, jejichž energie nezávisí na anodovém napětí, ale je dána materiálem anody. Pro nejčastěji používaný wolfram mají tyto píky energie po řadě 59,3 keV, 67,2 keV a zhruba 10 keV a projevují se jako „hrbolky“ na spojitě křivce (viz Obrázek 28).

Kromě rentgenky jsou součástí každé rentgenové aparatury tyto podstatné součásti: zdroje anodového a žhavicího napětí, ovladače, štít, clony a dalšího vyšetřovacího příslušenství a chladičského systému.

5.2.2 ZDROJE ANODOVÉHO A ŽHAVICÍHO NAPĚTÍ

Zdrojem anodového napětí je transformátor a usměrňovač. Používané transformované napětí je usměrněno a stabilizováno a pohybuje se v rozmezí 20–200 kV v závislosti na diagnostickém účelu. Zdrojem napětí pro žhavenou katodu je transformátor, připojený přes reostat, kterým lze měnit katodový proud v rozmezí několika A při napětí 5–15 V.

OVLADAČ

Na ovladači jsou umístěny všechny řídicí prvky rentgenového přístroje (hlavní vypínač, prepínač anodového napětí, reostat, kilovoltmetr, miliampérmetr, časové relé pro snímkování, a další, dle typu přístroje. U modernějších přístrojů se při volbě expozice při zvoleném napětí automaticky určuje intenzita anodového proudu tak, aby nedošlo k přetížení rentgenky. S ozařovnou je ovladač spojen krytým okénkem s olovnatým sklem nebo průmyslovou televizí či kamerovým systémem.

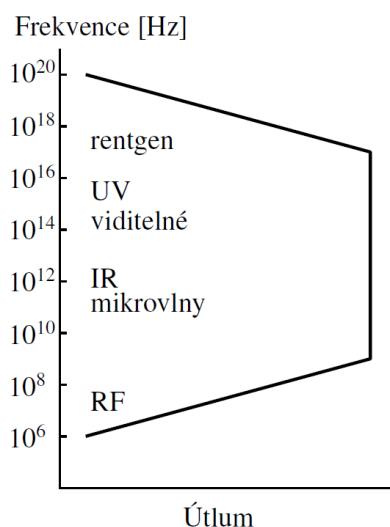
CLONY

Při průchodu rentgenového záření hmotou vzniká rozptýlené záření, které má jiný směr šíření než dopadající primární svazek, a tím se snižuje kontrast výsledného rentgenového obrazu. Intenzita rozptýleného záření roste s objemem ozařované látky a s velikostí ozařované plochy. Z tohoto důvodu se používá kónický tubus, který se připevňuje na výstupní okénko, a tím vymezuje z primárního svazku jen potřebnou část záření. Podobného účinku lze dosáhnout tzv. primární clonou, která je tvořena kovovými lamelami umístěnými těsně před okénkem rentgenky. Sekundární clona je umístěna mezi pacientem a filmem nebo štítem. Buckyho clona je tvořena řadou tenkých olovených plíšků, které se sbíhají směrem k ohnisku rentgenky. Primární svazek záření prochází štěrbinami mezi lamelami, sekundární

rozptýlené záření pak projde pouze tehdy, má-li shodný směr s primárním svazkem, jinak je lamelami absorbováno.

5.2.3 PRŮCHOD X-ZÁŘENÍ TKÁNÍ

Rentgenové záření se šíří jako elektromagnetické vlnění. Je-li emitováno bodovým zdrojem, pak jeho intenzita (energie, prošlá jednotkovou plochou za jednotku času) klesá se čtvercem vzdálenosti od zdroje.



Obrázek 30 Schematické znázornění závislosti zeslabení elektromagnetického záření (na vodorovné ose roste zprava doleva) na frekvenci. Pro diagnostické účely se hodí buď horní (rentgenová, ionizující) větev záření pronikajícího tkáněmi, nebo dolní (radiofrekvenční, neionizující) větev, jež se uplatňuje v MRI [21].

Prochází-li svazek záření absorbuující látkou, dochází k interakci kvant záření s atomy nebo elektrony a intenzita svazku klesá. Na Obrázek 30 je schematicky zachyceno zeslabení elektromagnetického záření v živých tkáních v závislosti na frekvenci. Fotony rentgenového záření (horní část grafu) jsou schopné, na rozdíl od fotonů ultrafialového, viditelného a infračerveného záření, pronikat živými tkáněmi. Při průchodu látkou jsou však v různé míře absorbovány v závislosti na složení látky (hlavně na jejím průměrném protonovém čísle), na její hustotě a na vlnové délce záření.

Fenomenologicky lze zeslabení rentgenového záření při průchodu vyšetřovanou strukturou popsat rovnicí,

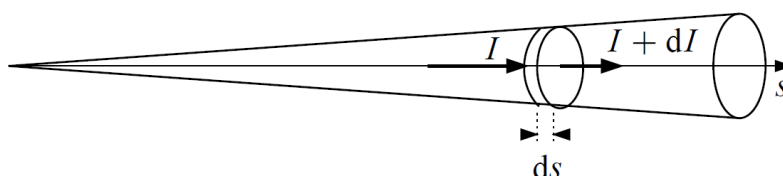
$$\frac{dI}{I} = -\mu(s)ds \quad (10)$$

kde s je lineární souřadnice měřená ve směru záření, I je intenzita záření, a $\mu(s)$ je lineární absorpční koeficient s rozměrem [m^{-1}], který se může měnit od místa k místu (Obrázek 31).

Rovnice (10) říká, že relativní změna intenzity svazku při průchodu nekonečně malou tloušťkou prostředí ds je úměrná této tloušťce a koeficientu μ charakterizujícím složení prostředí v daném místě. Integrací vztahu (10) dostaneme

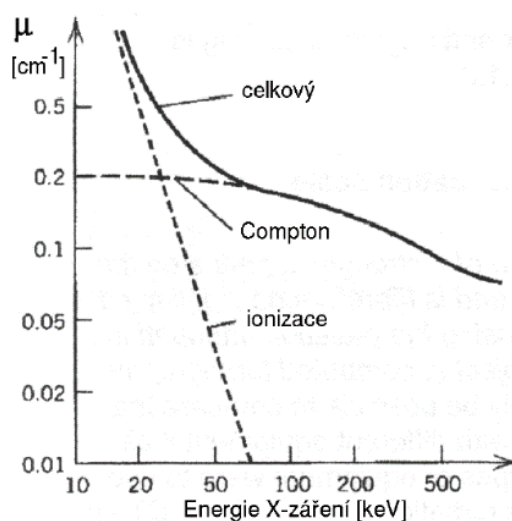
$$I(s) = I_0 e^{-\int_0^s \mu(s') ds'} \quad (11)$$

kde I_0 je intenzita v místě $s = 0$.



Obrázek 31 Po průchodu elementem o délce ds se původní intenzita I změní na $I + dI$, kde $dI < 0$ je dáno rovnicí (10). Absorpční vlastnosti elementu jsou dány koeficientem $\mu(s)$.

Ke snížení intenzity svazku dochází následkem ionizace atomů a Comptonova rozptylu. Při ionizaci foton primárního záření zaniká a jeho energie se spotřebuje na práci potřebnou k uvolnění elektronu z atomu a na udělení kinetické energie tomuto elektronu. Absorpce kvanta rentgenového záření ionizací závisí na atomovém čísle absorbátoru a roste úměrně Z^4 . Kost s efektivním atomovým číslem $Z_{\text{ef, kost}} \approx 13,8$ díky vysokému poměrnému zastoupení atomů Ca a P absorbuje podstatně více než měkké tkáně obsahující převážně atomy H, C, N, které mají efektivní atomové číslo přibližně poloviční ($Z_{\text{ef, sval}} \approx 7,6$), proto je absorpce rentgenového záření v kosti následkem ionizace zhruba $2^4 = 16$ krát větší než ve svalu. Pravděpodobnost absorpce díky ionizaci klesá s třetí mocninou energie záření, tedy roste s třetí mocninou vlnové délky záření (viz Obrázek 32).



Obrázek 32 Závislost lineárního absorpčního koeficientu na energii X-záření [22].

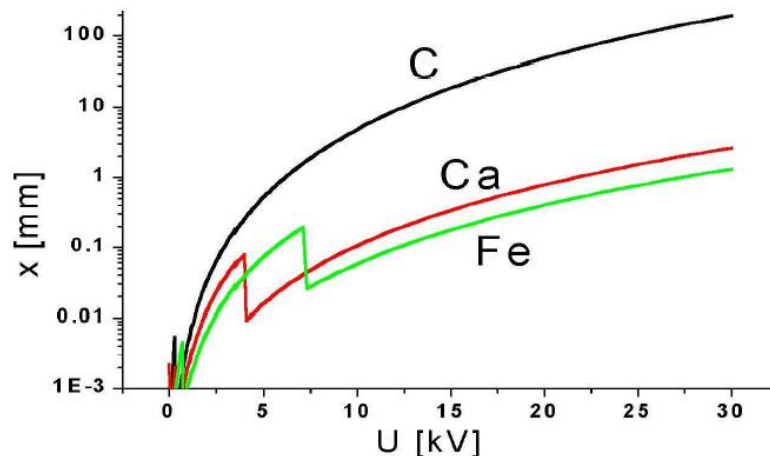
Lineární absorpční koeficient μ se zapisuje jako součin hustoty absorbujícího prostředí ρ (v jednotkách $[\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}]$) a *látkového absorpčního koeficientu* μ_m (s jednotkou $[\text{m}^2 \cdot \text{kg}^{-1}]$), který závisí jen na vlnové délce λ a protonovém čísle Z absorbujícího prostředí

$$\mu = \rho \mu_m, \quad \mu_m = \text{const} \cdot \lambda^3 Z^4 \quad (12)$$

Zeslabení popsané rovnicí (10) nebo (11) je tedy závislé kromě tloušťky absorbujícího prostředí také na jeho složení a na vlnové délce (tvrdosti) použitého rentgenového záření, což umožňuje vznik stínovému denzitnímu obrazu. Místo lineárního absorpčního koeficientu se někdy používá polotloušťka $s_{1/2}$ prostředí, což je tloušťka, po jejímž projití bude záření zeslabeno na polovinu. Z (10) dostaneme logaritmováním pro polotloušťku vztah

$$s_{1/2} = \frac{\ln 2}{\mu} \quad (13)$$

Závislost polotloušťky různých materiálů na anodovém napětí rentgenky U ilustruje Obrázek 33. U měkkých tkání závisí absorpční koeficient jen málo na energii záření, avšak u kostí s rostoucí tvrdostí záření koeficient absorpce prudce klesá. Jako ilustraci uveďme, že pro anodové napětí 50 kV bude kost absorbovat asi $4 \times$ více X-záření než voda; naproti u tvrdšího záření (anodové napětí asi 150 kV) je tento rozdíl pouze dvojnásobný.



Obrázek 33 Závislost polotloušťky x vrstvy uhlíku, vápníku a železa na anodovém napětí rentgenky [23].

Comptonovým rozptylem se obecně nazývá rozptyl fotonu na volném elektronu. Při této interakci dochází ke zmenšení energie fotonu v důsledku předání části energie elektronu. Při rozptýlení fotonů na vázaných nebo kvazivolných elektronech (v kovu) je předaná energie menší. Ale i v těchto případech roste vlnová délka rozptýleného záření.

U Comptonova rozptylu se při vysokých energiích fotonu ztrácí rozdíl mezi volnými a vázanými elektrony. Proto jeho intenzita souvisí s hustotou elektronů v látce, která je přibližně úměrná hustotě hmotnosti. Protože rozdíl mezi hustotou tkáně a kostí je malý, je

Digitální rentgen (fyzikální principy, zdroj X-záření, průchod X-záření, detekce X-záření, skiografie, skiaskopie).

malý i rozdíl absorpci způsobených Comptonovým rozptylem, což však snižuje kontrast rentgenového obrazu. Podíl Comptonova rozptylu na celkové absorpci roste s rostoucí energií rentgenového záření (Obrázek 32).

EXPOZICE

Expozicí rozumíme velikost elektrického náboje uvolněného ionizací následkem absorpce rentgenového záření v jednotce hmotnosti absorbátoru. Jednotkou je $C \cdot kg^{-1}$. Průchodem svazku rentgenového záření látkou dojde k absorpci energie v této látce. Množství absorbované energie v jednotce hmotnosti absorbátoru nazýváme absorbovaná dávka záření a vyjadřujeme ji v jednotkách gray ($Gy = J \cdot kg^{-1}$). Ve srovnání s měkkou tkání, má kost mnohem větší absorpční schopnost, tzn., že při stejném expozičním příkonu je absorbovaná dávka záření v kostech vyšší než v měkkých tkáních.

5.2.4 DETEKCE PROŠLÉHO ZÁŘENÍ

Klasické metody – detekce fotochemickou cestou pomocí fotografického filmu obsahující halogenidy stříbra (bromid stříbrný), takzvanou skiagrafií, nebo vizuální pozorování obrazu prošlého rentgenového záření na fluorescenčním stínítku („štítě“), ať už přímé či nepřímé využívající zesilovače obrazu, takzvanou skiaskopii, případně další metody jako xeroradiografie, snímkování ze štítu, kymografie a další – zde nebudeme popisovat, zejména proto, že v současné době již nejsou používány. Místo toho popíšeme modernější digitální rentgen, kde dochází k přímé digitalizaci obrazu, což umožňuje další zpracování za účelem vylepšení obrazu nebo zdůraznění struktur, jež jsou předmětem diagnostického zájmu.

Úkolem detektorů je zachytit fotony rentgenového záření procházejícího vyšetřovanou tkání a přeměnit je na elektrické signály pro další elektronické zpracování. Pro detekci rentgenového záření se nejčastěji používají scintilační detektory se scintilačními krystaly $NaI(Tl)$, $CaWO_4$, nebo polovodičové detektory většinou na bázi $CaZnTe$, jenž mají vysokou detekční účinnost. Scintilační záblesky jsou snímány buď fotonásobiči, nebo fototranzistory či fotodiodami. Detektory tvořící jednotlivé pixely obrazu jsou uspořádány do dvou-rozměrné maticové konfigurace, např. panel o rozměrech 20×20 cm obsahuje 512×512 pixelů. Tento digitální snímač rentgenového obrazu snímá celou oblast během jedné expozice.

Mezi pacientem a zobrazovacím systémem se obvykle nachází sekundární clona (nazývaná též Buckyho clona) tvořená tenkými olovenými lamelami rovnoběžnými s X-zářením přicházejícím z rentgenky. Sekundární clona propustí pouze záření ve směrech primárního svazku, zatímco rentgenové fotony rozptýlené ve vyšetřovaném pacientovi pohltní. Tím se zvyšuje kontrast zobrazení.

KONTRAST

Kontrast je vztah mezi dvěma intenzitami nebo jasy obvykle sousedních ploch. Kontrast umožňuje rozlišení oblastí s různou absorpcí rentgenového záření na rentgenovém obrazu. Kontrast C_r je definován formou přirozeného logaritmu podílu intenzity I_1 záření dopadajícího na určitou plochu na štítě k intenzitě I_2 dopadající na okolí této plochy, tj. $C_r = \ln(I_1/I_2)$.

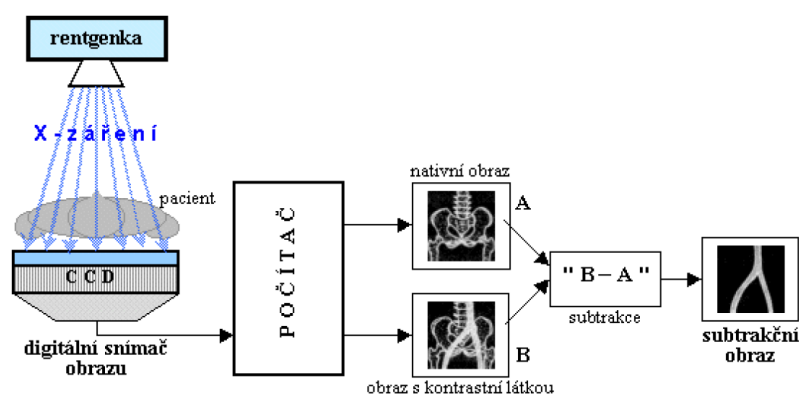
Kontrast vzniká následkem:

- Energie kvant rentgenového záření projde přímočaře pacientem a je absorbována materiálem štítu. Informace o struktuře těla pacienta nám přináší pouze to záření, které projde na štít.
- Energie kvant může být absorbována fotoelektrickou interakcí s pravděpodobností danou lineárním absorpčním koeficientem μ .
- Energie kvant ubude ze svazku Comptonovým rozptylem, přičemž část, kterou získal sekundární elektron je absorbována a část je rozptýlena a pokračuje jiným směrem.

V posledních dvou případech se díky rozptýlu intenzita záření ve svazku sníží a tím přispívá ke vzniku kontrastu. Ke snížení kontrastu dochází tehdy, dopadne-li na štít rozptýlené záření, které reprezentuje energii, která neprošla přímo ze zdroje na štít, nemá tudíž vztah ke struktuře těla pacienta.

5.3 Digitální subtrakční angiografie (DSA)

Digitální subtrakční angiografie je aplikací tzv. subtrakční radiografie, jejíž princip je velmi prostý. Cílem subtrakční radiografie je zvýraznit anatomické struktury – v případě DSA cévní řečiště – které by na konvenčních rentgenových snímcích byly málo zřetelné, nevýrazné a těžko rozpoznatelné, pomocí odečtení (subtrakce) dvou snímků téže oblasti, lišících se přítomností a nepřítomností, či rozložením, kontrastní látky.



Obrázek 34 Schéma funkce digitální subtrakční radiografie [20].

Digitální rentgen (fyzikální principy, zdroj X-záření, průchod X-záření, detekce X-záření, skiografie, skiaskopie).

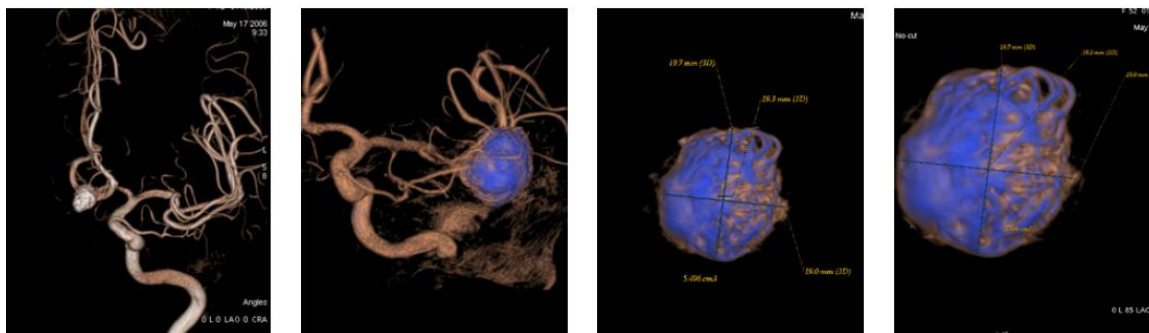
Principiální schéma metody ukazuje Obrázek 34. Pomocí digitálního rentgenu je získán nejprve nativní snímek vyšetřovaného místa bez kontrastní látky a poté po aplikaci kontrastní látky. Numerickým digitálním odečtením obou obrazů pixel po pixelu vzniká subtrakční obraz, na němž je selektivně zobrazena jen struktura naplněná kontrastní látkou, zatímco všechny ostatní struktury se (víceméně) vyruší.

Pro eliminaci pohybů tkáně v časovém intervalu mezi oběma obrazy (dýchací pohyby, srdeční pulzace, pohyb pacienta) se zaznamená řada obrazů v krátkých časových odstupech, z nichž se vybírají vhodné obrazy pro subtrakci. Při sledování kinetiky srdeční činnosti se sekvence snímaných obrazů synchronizuje signálem EKG.

Pomocí angiografických zařízení lze kromě diagnostiky provést ihned intervenční výkon pod kontrolou rentgenového zařízení – tzv. koronární angioplastiku. Ukázky přístroje pro digitální subtrakční angiografii jsou na Obrázek 35 a jeho výstup na Obrázek 36.



Obrázek 35 Subtrakční angiografie (digitální rentgen, C-rameno).



**Obrázek 36 Snímky z vyšetření cévního systému pomocí digitálního rentgenu.
[Zdroj: vlastní]**

5.4 Rentgenová kostní denzitometrie

Kostní denzitometrie je metoda ke kvantitativnímu určování obsahu minerálních látek (vápníku) v kostní tkáni; je využívána zejména v diagnostice osteoporózy (řidnutí kostí). Denzitometrická metoda DEXA (Dual Energy X-ray Absorption) využívá dvou energií svazku rentgenového záření, např. pro anodová napětí 50 kV a 100 kV, nebo 35 kV a 75 kV. Využívá se rozdílných poměrů absorpce rentgenového záření v měkké tkáni a v kostech

při různých energiích. Numerickou analýzou vztahu (10) resp. (11) se stanoví podíl absorpce v měkké tkáni a v kosti, z čehož při vhodné kalibraci lze stanovit denzitu kosti. Kalibruje se vhodným fantomem kosti či hydroxyapatitem. Denzita kosti se kvantifikuje pomocí parametru Bone Mineral Density (BMD) jako plošná hustota v jednotkách [g/cm²].

SHRNUTÍ KAPITOLY



Rentgenové zobrazovací metody patří mezi nejdůležitější diagnostické metody používané v medicíně. Poskytují především morfológickou (anatomickou) informaci – skiagrafie, ale také mohou poskytovat informace o funkčním stavu organismu – skiaskopie.

Fyzikálním základem těchto metod je různý útlum (míra průchodu) rentgenového záření v různých tkáních lidského organismu. Rentgenové záření je ionizující elektromagnetické vlnění, proud fotonů, o velmi krátké vlnové délce (10^{-12} – 10^{-8} m). Přírodními zdroji jsou hlavně hvězdy, uměle lze rentgenové záření získat například v rentgenové trubici dopadem urychlených elektronů na anodu rentgenky.

PRINCIP VZNIKU RENTGENOVÉHO ZÁŘENÍ

Zdroj rentgenového záření je rentgenka neboli Coolidgova trubice, což je skleněné evakuované trubice obsahující wolframovou anodu a žhavenou katodu. Na elektrody je přiváděno vysoké napětí (řádově 10–100 kV). Vysoká teplota katody umožňuje termoemisi elektronů, které jsou přiváděným napětím vysoce urychlovány a dopadají na anodu. Tam prudce ztrácejí svou kinetickou energii, která se mění z 1 % v energii emitovaných fotonů rentgenového záření a z 99 % v teplo. Anoda musí být proto intenzivně chlazená vodou nebo rotací, při které se neustále mění místo dopadu elektronového svazku. Charakteristický zvuk provázející rentgenové vyšetření je způsobován právě rotující anodou.

SKIAGRAFIE

Skiagrafie je technika zobrazení lidských tkání, využívající rozdílnou hodnotu pohlcení procházejícího svazku rentgenového záření v různých tkáních. Ze získaného obrazu pak lze odhadnout jednak vnitřní stavbu vyšetřovaného orgánu.

SKIASKOPIE

Skiaskopie dynamické vyšetření umožňující sledování rentgenového obrazu v reálném čase, užívá se k vyšetřování dutých orgánů po aplikaci kontrastní látky. Monokontrastní vyšetření – pouze pozitivní kontrastní látky. Dvojkontrastní – použití pozitivní a negativní kontrastní látky.

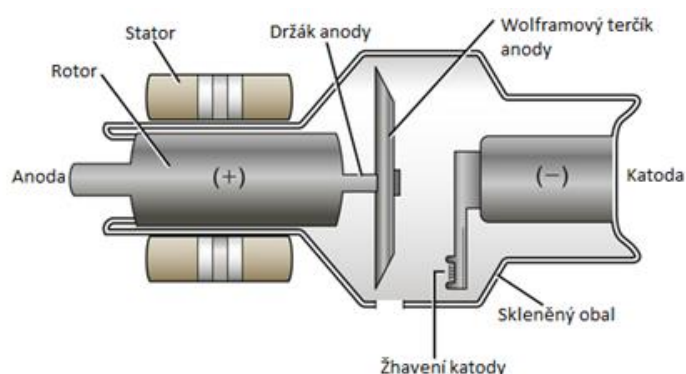
KONSTRUKČNÍ PRVKY RENTGENKY

Katoda: Katodu tvoří spirálovitě navinutá vlákna (nejčastěji wolframová, u mamografických systémů molybdenová). Efektivitu emise zvyšuje příměs thoria. Katoda produkuje elektrony tak, že katodové vlákno je elektricky připojeno ke žhavicímu obvodu (obvod s vysokým napětím), kde vlivem vysoké teploty dochází k emisi elektronů (termoemise). Uvolněné elektrony dopadají na kladně nabitou anodu a dochází ke vzniku rentgenového záření.

Anoda: Při dopadu urychlených elektronů na anodu (terčíku z kovového materiálu), dojde k uvolnění kinetické energie elektronů, avšak pouze necelé 1 % energie uvolněných elektronů se přemění v rentgenové záření. Zbývajících 99 % energie se přemění na teplo, tímto dochází k velkému zahřátí anodového terčíku, které musí být odváděno. Vhodný materiál anody je zásadní pro minimalizaci tepelné destrukce anodového terčíku. Anoda musí být intenzivně chlazena vodou (terapeutické rentgenové přístroje s uzemněnou anodou), vzduchem (štíťový rentgen, rentgenový simulátor), olejem (terapeutický rentgen) nebo rotací, při které se neustále mění místo dopadu elektronového svazku. Nejčastěji je anoda vyrobena z wolframu (pro vysoký bod tání), pro mamografii se používá molybden nebo rhodium. Pro lepší odolnost se k těmto materiálům přidává ~10 % rhenia (odolný kovový prvek s vysokým bodem tání).

Rotor: Rotor se nalézá uvnitř evakuované baňky. Obsahuje měděný blok, na kterém je molybdenová osa pro fixaci terčíku.

Stator: Stator je umístěn uvnitř evakuované baňky a konstrukčně je tvořen elektromagnety. Stator spolu s rotorem tvoří indukční motor. Rotačním motorem je poháněn terčík anody.



BRZDNÉ A CHARAKTERISTICKÉ ZÁŘENÍ

Rentgenové záření vzniká na anodě rentgenky (rentgenové lampy) přechody elektronů ve vnitřních slupkách elektronových obalů atomů s vysokým atomovým číslem (charakteristické záření – interakce s obalovými elektrony) a jako záření doprovázející zabrzdění elektronů s vysokou kinetickou energií (brzdné záření – interakce s polem jádra atomu).

Brzdné záření rychle letící elektrony se dopadem na anodu náhle zbrzdí a jejich kinetická energie se přemění na energii fotonů elektromagnetického záření. Toto záření obsahuje fotony všech vlnových délek. Kvalita brzdného záření závisí jen na anodovém napětí.

Charakteristické záření elektron dopadající na anodu může vyrazit některý elektron z nejnvnitřnějších hladin atomu materiálu anody. Tím vzniká neobsazené místo, které je okamžitě obsazeno jiným elektronem z vnějších hladin za vyzáření fotonu rentgenového záření s energií rovnou energetickému rozdílu mezi elektronovými hladinami. Charakteristické záření má proto čárové spektrum, které je typické pro materiál, z něhož je anoda vyrobena. Podíl charakteristického rentgenového záření na celkovém spektru rentgenových paprsků závisí na anodovém napětí.

6 RTG DIAGNOSTIKA V ZUBNÍM LÉKAŘSTVÍ (OPG, dRTG, TECHNIKY INTRAORÁLNÍHO SNÍMKOVÁNÍ)



RYCHLÝ NÁHLED KAPITOLY

První kapitola navazuje na předchozí kapitolu, shrnuje základní fyzikální principy rentgenového záření. Popisuje extraorální a intraorální metody a techniky snímkování ve stomatologii. Samostatná kapitola věnovaná kefalometrické analýze sice přesahuje cíle této kapitoly, nicméně je potřebná pro pochopení významu dálkového snímkování lebky (dRTG) v ortodontii.



CÍLE KAPITOLY

Nastudovat radiodiagnostické metody specifické pro diagnostiku ve stomatologii.



ČAS POTŘEBNÝ KE STUDIU

2 hodiny



KLÍČOVÁ SLOVA KAPITOLY

Rentgenové záření, snímkovací techniky, OPG, extraorální rentgen, intraorální rentgen, CBCT, dRTG, telorentgen, kefalometrická analýza

ÚVOD

Tato kapitola včetně použitých obrázků byla zpracována podle literárních zdrojů [24–20].

Stomatologická rentgenologie je v současné lékařské praxi již samostatně definovaným oborem, která v posledních letech prošla mimořádným vývojem spojeným s objevy a zaváděním nových a přesnějších zobrazovacích metod. Moderní vyšetření ve stomatologické ordinaci včetně rentgenologického vyšetření je nedílnou součástí, bez které není možné diagnostikovat zejména počínající mezizubní kazy či současný stav kořenů zubů.

6.1 Základní principy rentgenologického vyšetření ve stomatologii

Rentgenové záření je elektromagnetické vlnění o velmi krátké vlnové délce (10 nm^{-1} pm). Jeho základní vlastností je schopnosti pronikat hmotou a působit na fotografický materiál. Ionizační efekt v plynech a kapalinách umožňuje měřit dávku záření, luminiscenční

efekt zviditelnění rentgenového obrazu. Kromě diagnostiky se využívá biologického efektu v terapii – pokud jsou živé organismy vystaveny rentgenovým paprskům po delší dobu, dochází k jejich poškození.

Při průchodu vyšetřovaným tělesem je část záření pohlcována v závislosti na hustotě tkáně. Cystická dutina, vzdušná čelistní dutina nebo měkké tkáně pohlcují záření málo, a proto v místě dopadu záření na film dojde po vyvolání filmu v těchto místech k výraznému zčernání. Naopak pokud je v záření překážka (např. kovová zubní korunka, amalgámová výplň nebo kost), dopadne v těchto místech na film záření velmi málo a výsledkem je světlý obraz zachycený na filmu. Stín představuje bílou barvu na snímku a projasnění je černé.

Zdrojem rentgenového záření je elektronka – rentgenka, objektem vyšetření v orofaciální oblasti jsou zuby a kosti obličejového skeletu, projekční plochou je rentgenový film opatřený citlivou fotografickou emulzí, senzor nebo paměťový fólie.

Rentgenka je trubice opatřena dvěma elektrodami, kladnou anodou a zápornou katodou. Po zapojení zdroje vysokého napětí proudí směrem od katody k anodě elektrony a jejich nárazem na anodu se mění kinetická energie v teplo, část energie (asi 1 %) se mění v rentgenové záření. V bázi tubusu rentgenky je umístěna primární clona, která zužuje svazek paprsků, a hliníkový filtr, který zachycuje část měkkého záření. Ovladačem přístroje se nastavuje délka expozic; napětí a intenzita jsou továrně určeny a kalibrovány při výrobě přístroje.

Rentgenový film je transparentní nehořlavá hmota potažena oboustranně fotografickou emulzí, což je suspenze bromidu stříbrného v želatině. Filmy k vyšetření zubů mají rozměry 3×4 cm a 5×7 cm. Film má oblé rohy, užívají se filmy jednoduché, dvojité a s kovovou fólií. Filmy větších rozměrů (13×18 cm nebo 18×24 cm) se vkládají do kazet, jejichž přední stěna je z hliníku (propouští rentgenové paprsky) a zadní stěna ze silného plechu, je opatřena zámkem, délku expozice zkracuje přední a zadní zesilovací fólie.

Rentgenové filmy se vyvolávají v temné komoře, ve světlotěsných boxech nebo ve speciálních vyvolávacích automatech. Vyvolávacími roztoky jsou vývojka a ustalovač. Vývojka je chemickým složením směsi redukčních činidel, které jsou zodpovědné za kontrast a detail. Po opláchnutí filmu ve vodě se film vloží do ustalovače, který neutralizuje vývojku. Následuje vyprání filmu a jeho usušení. Tento způsob je dnes již poněkud zastaralým a je vytlačován moderními digitálními metodami snímkování.

Přechodovou technologií mezi klasickým rentgenovým snímkováním na film a moderními metodami, jako je například radioviziografie (RVG), je digitalizace rentgenových snímků. Jejich cílem je převod klasických rentgenových fólií do elektronické podoby. Hlavní výhodou RVG je rychlý zisk rentgenového snímku vysoké rozlišovací kvality a snížení zatížení pacienta rentgenovým zářením. Při této metodě odpadáva nutnost vyvolávání a ustalování, se snímkem lze dále pracovat (úpravy kontrastu, převod na pozitiv atd.).

Metody digitálního snímkování se dělí do dvou skupin:

- Přímé snímkování – jako záznamové médium se používají polovodičové snímací prvky – senzory (digitální snímače CCD, CMOS).
- Nepřímé snímkování – jako záznamové médium se využívají systémy paměťových fólií na různém principu a speciální čtecí zařízení – skenery.

6.2 Přehled rentgenologických zobrazovacích metod

SKIAGRAFIE

Skiografie je technikou, při které jsou zobrazovány tkáně, využívá se možnosti rozdílné hodnoty pohlcení procházejícího rentgenového svazku různými tkáněmi.

SKIASKOPIE

Při této diagnostické metodě se kontinuálně sleduje rentgenový obraz vyšetřovaného objektu v reálném čase. Při skiaskopii projde rentgenové záření pacientem a dopadá na skiaskopický štít, který obsahuje luminiscenční látku. Tato látka mění dopadající záření na světlo a následně je obraz převeden kamerou na obrazovku. V současnosti je štít součástí zesilovače obrazu, ze kterého je obraz televizním řetězcem převeden na monitor.

VÝPOČETNÍ TOMOGRAFIE

Tomografie představuje zobrazení tkáně v řezech, při kterém je zobrazena strukturní stavba tkáně bez narušení celku.

Výpočetní tomografie (Computed Tomography – CT) využívá rentgenových paprsků společně s počítačovými algoritmy. Po průchodu vyšetřovanou tkání dopadá záření na detektory, které jsou uloženy na části kruhové výseče naproti rentgence. Detektory zaregistrují dopadající rentgenové záření a převedou ho na elektrický signál, který odešlou ke zpracování do počítače, jenž zrekonstruuje průřezový obraz dané vyšetřované vrstvy tkáně a digitálně-analogovým převaděčem změní početní údaje na viditelný obraz, tzv. tomogram. Výsledkem CT vyšetření je rentgenologický obraz všech struktur jednotlivých vrstev (tj. řezů, skenů). Obrazy CT jsou na rozdíl od konvenčního rentgenu vzhledem ke způsobu rekonstrukce obrazu z velkého počtu odlišných projekcí nesumační a geometricky nezkreslené. Indikací k vyšetření CT jsou nádorová onemocnění, traumata a zánětlivé choroby.

Počítačovým zpracováním mohou být tyto obrazy následně transformovány do trojrozměrné podoby – třídimenzionální CT. 3D CT umožňuje získat snímek jednotlivých zubů i celé lebky. Míra oslabení záření při jeho průchodu tkáněmi se registruje jako denzita, udává se v tzv. Hounsfieldových jednotkách (HU). Základní stupnice je rozdělena od –1000 HU do +1000 HU (hodnota –1000 HU odpovídá denzitě vzduchu, hodnota 0 HU denzitě vody a hodnota +1000 HU denzitě kostí).

Digitální obraz CT lze archivovat na volných médiích, přenášet na dálku optickým kabelem nebo jinými telekomunikačními pojítky, nejdůležitější je, že s těmito obrazy lze manipulovat. PACS (Picture Archiving and Communication System) označuje systémy propojení pracovišť a archivace dat včetně digitálních obrazů. S využitím vhodných softwarových programů lze s digitálními obrazy dále pracovat, např. kombinovat nebo sčítat výpočetní tomografii s ultrasonografií, popř. magnetickou rezonanci se scintigrafií, nebo provádět různé typy rekonstrukcí včetně třídimenzionálního zobrazení.

Snímkování při vyšetření CT se provádí konvenční nebo spirální metodou. V případě konvenční metody je nutné zastavit snímkování po každém oběhu rentgenky, v této chvíli se může posunout vyšetřovací stůl s pacientem a teprve následně pokračuje další obíhání rentgenky. U spirální metody je rentgenka neustále v pohybu a stůl s pacientem se nezastavuje. Spirálové CT multidetektory umožňují využití většího množství detektorů, doba expozice, které je pacient vystaven, je výrazně kratší.

K odlišení tkání se stejnou absorpcí rentgenového záření se často používají kontrastní látky, které se dělí na pozitivní (anorganické – síran barnatý BaSO_4 , a organické – jodové sloučeniny) a negativní (vzduch, kyslík O_2 , oxid dusný N_2O , oxid uhličitý CO_2 , helium). Kontrastní látky se používají za účelem dokonalejšího vykreslení CT obrazu, mají různé lékové formy a lze je aplikovat intravenózně, perorálně nebo konečníkem.

CONE BEAM CT

Cone Beam CT (CBCT, dentascan, dentální CT) má plošný snímač a zdroj záření vydává divergentní kuželovitý paprsek. Na rozdíl od klasického CT se tedy nezaznamenávají jednotlivé řezy v několikanásobných 360° revolucích, ale jedná se o jednu revoluci o 270° až 360° . Časová doba ozáření je tak kratší. Mezi výhody patří menší radiační zátěž, menší než klasické CT, dále pak cenová dostupnost a jednoduchá ovladatelnost. Nejvíce se využívá ve stomatologii a maxilofaciální chirurgii. Mnoho privátních stomatologických praxí již dnes CBCT vlastní a jejich počet rychle narůstá s klesající cenou přístrojů a zvyšujícími se nároky na stomatologické ošetření.

DIGITÁLNÍ RADIOLOGIE

Při technice označované jako digitální intraorální zobrazovací systém (Digital Intra Oral Imaging System – DIIS) se využívá intraorálních snímacích destiček o velikosti běžných intraorálních rentgenových snímků. Destičky jsou opakovaně použitelné (po dezinfekci), ze snímací destičky se obraz zubů přenáší v digitální formě do počítače. Digitalizace rentgenového obrazu umožňuje snížení dávky záření (o 50–90 %), další úpravy obrazu a jeho uchování a předávání elektronickou cestou. Odpadá použití filmů a chemikálií nutných k jejich vyvolání. S obrazem lze dále pracovat – lze ho zvětšovat, zmenšovat, rotovat, měřit úhly a vzdálenosti, měnit jas a kontrast bez další produkce záření; obrazy lze posílat i elektronickou poštou. Digitální podobu rentgenového obrazu lze získat několika způsoby:

- Digitální konverzí rentgenogramu – klasický rentgenogram se převede do digitální podoby pomocí skeneru.
- CCD senzory – na místo rentgenového filmu se vkládá do úst senzor o rozměrech 40×22×14 mm, který je kabelem přímo spojený s počítačem (radioviziografie – RVG).
- Paměťovými fóliemi – působením ionizujícího záření dojde ve fólii k fyzikálním změnám, vzniká latentní obraz, který je pomocí laserového skeneru zpracován a uložen do počítače.

KONTRASTNÍ LÁTKY

Kontrastní látky se užívají k vyšetření fyziologických nebo patologických dutin, vývodů a píštělí, do kterých se před rentgenologickým vyšetřením nebo v jeho průběhu aplikují. Mají větší, nebo menší absorpční schopnost, než měkké tkáně, a dělí se na pozitivní a negativní.

- Negativní kontrastní látky absorbují méně záření, než měkké tkáně. Patří k nim vzduch, CO₂, N₂O₂, vzácné plyny. V dnešní době se vzhledem k rozvoji CT a MR používají zcela výjimečně.
- Pozitivní kontrastní látky absorbují více záření než okolní měkké tkáně, užívají se organické sloučeniny jodu, ionizované a neionizované, které jsou bezpečnější. Ve stomatologii se nejčastěji používají jodovaný olej (Lipiodol) a gutaperčové čepy (kontrastní látkou je síran barnatý).

Při užití kontrastních látek se vyšetřovaný objekt zobrazuje buď přímo, nebo nepřímě, kdy se kontrastní látka aplikuje do okolí patologického útvaru nebo do artérie zásobující určitou anatomickou oblast. Kontrastní látky se užívají při sialografii, fistulografii, artrografii, cystografii, arteriografii a lymfografii. Vyšetření dvojím kontrastem využívá současné aplikace pozitivní a negativní kontrastní látky (např. vzduch a vodný roztok jodované soli při artrografii temporomandibulárního kloubu).

SIALOGRAFIE je rentgenologické vyšetření velkých slinných žláz (nejčastěji příušní a podčelistní) pomocí nástřiku žlázy pozitivní olejovou kontrastní látkou (Lipiodolem). Metoda se používala k diagnostice benigních a maligních novotvarů, cyst, chronických zánětlivých onemocnění a regresivních změn slinných žláz. V současnosti se využívá spíše drobných rozlišovacích možností neinvazivních vyšetření – ultrasonografie nebo magnetická rezonance.

6.3 Snímkovací techniky

V zubním lékařství se používá skiografie neboli snímkování, jejímž výsledkem je statický dvojrozměrný obraz, který se zobrazí na film. Snímky jsou nativní. Dentální rentgenové přístroje pořizují intraorální nebo extraorální snímky. U extraorální techniky se film nebo rentgenový snímač umístí mimo dutinu ústní. Do této skupiny zařazujeme klasické

extraorální snímky lebky a páteře, ortopantomogram (OPG) a rentgenovou tomografií. Intraorální technika využívá film či rentgenový snímač umístěný přímo v ústech. Patří zde snímky apikální (periapikální), bitewing a okluzní snímky.

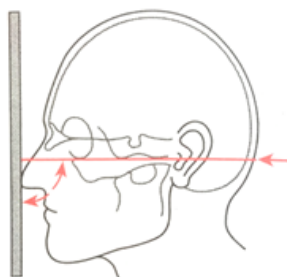
6.3.1 EXTRAORÁLNÍ SNÍMKOVACÍ TECHNIKY

U extraorálních snímkovacích technik je film nebo senzor umístěn mimo dutinu ústní. Používá se technika klasických extraorálních snímků lbi, telerentgenografie anebo technika založená na zásadách tomografie (OPG). Při snímkování je nutno dodržovat pravidla, která udávají správné postavení hlavy, umístění filmu nebo senzoru a zaměření centrálního rentgenového paprsku, který vybíhá z tubusu.

K zobrazení jednotlivých částí lebky se užívají projekce, které mají specifická označení – projekce zadopřední, boční, šikmá, poloaxiální, axiální, Clementschitschova projekce na čelistní kloub, nosní kosti aj.

PROJEKCE ZADOPŘEDNÍ

Zadopřední snímek lebky (dorzoventrální extraorální projekce, posteroanteriorní snímek). Centrální rentgenový paprsek proniká zezadu do oblasti temene hlavy a dopadá dopředu kolmo na film nebo senzor, který je umístěn před obličejem paralelně s čelní rovinou (viz Obrázek 37). Čelo a nos pacienta je opřeno o snímkovací stůl, vzdálenost lampy od filmu (ohnisková vzdálenost) je 80–100 cm. Ze zadopřední projekce lze posoudit zánětlivé procesy, cysty, tumory, vývojové anomálie a asymetrie lebky. Na projekci lze dobře hodnotit tělo a větší části větve dolní čelisti, horní část očních s frontálními siny a klenbu lební. Nevýhodou této techniky je překrytí anatomických struktur.



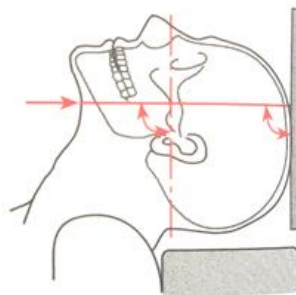
Obrázek 37 Zadopřední projekce lbi [28].

Mezi další zadopřední projekce lbi patří:

- Projekce zadopřední šikmá (kaudálně excentrická extraorální projekce podle Clementschitsche) – tento snímek umožňuje zobrazit oba kloubní výběžky a tělo dolní čelisti současně. Hlava vyšetřovaného je opřena o snímkovací stůl čelem a nosem, sagitální rovina je kolmá na film. Ústa jsou maximálně otevřená, vzdálenost lampy

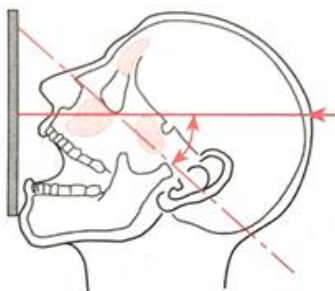
od filmu je 80–100 cm. Snímek indikuje k vyšetření kloubních výběžků, větve a těla dolní čelisti.

- Axiální projekce – pacient má hlavu zakloněnou dozadu, jak jen je to možné, temeno hlavy se dotýká snímkovacího stolu (Obrázek 38). Centrální RTG paprsek probíhá lebkou od oblasti jazyčky nahoru kolmo na film nebo senzor. Na výsledném snímku lze dobře pozorovat spodinu lební, nosní dutinu a etmoidální dutinu.



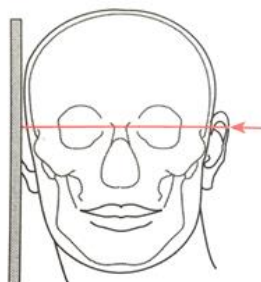
Obrázek 38 Axiální projekce lbi [28].

- Projekce semiaxiální (projekce Watersonova, poloaxiální) – kazeta s filmem 24×30 cm je u ležícího pacienta orientovaná vodorovně (u sedícího a předkloněného šikmo), hlava se o kazetu opírá nosem a bradou (mohou být otevřená ústa), centrální paprsek probíhá zezadu dopředu, od týlní krajiny směrem k spina nasalis anterior (Obrázek 39). Projekce zobrazuje střední obličejovou etáž, paranasální dutiny, frontální oblast s frontálními sinusy, oční dutiny, nosní kostru. Indikuje se například při patologických změnách paranasálních dutin.



Obrázek 39 Semiaxiální projekce lbi [28].

- Projekce boční (bitemporální) – centrální paprsek prostupuje paralelně asi 3 cm nad linií spojující zevní zvukovody a dopadá kolmo na film nebo senzor, zároveň je kolmý k sagitální rovině. Hlava je opřena o kazetu uchem a jařmovým obloukem (Obrázek 40), vzdálenost lampy od filmu je 100 cm. Na snímku se zobrazí stav v krajině frontálního sinu, nosních kostí, čelistních dutin, dolní čelisti a krčního úseku páteře, zřejmý je i kloubní a svalový výběžek, dále oblast úhlu a těla dolní čelisti. Obě poloviny dolní čelisti se přerývají, proto je komplikovanější správně zhodnotit snímek. Boční projekce lbi je indikována v traumatologii, onkologii a u dalších patologických stavů.



Obrázek 40 Boční projekce lbi [28].

- Schüllerova projekce čelistního kloubu – hlava se opírá o kazetu spánkem a uchem, střed by měl být v oblasti vyšetřovaného kloubu. Používá se film 13×18 cm, vzdálenost lampy od filmu je 80 cm. Tato projekce indikuje onemocnění temporomandibulárního kloubu.

DÁLKOVÝ SNÍMEK LEBKY

Dálkový boční snímek lebky (dRTG, telerentgen) je metoda, kdy na výsledném snímku je zobrazen vyšetřovaný objekt v téměř skutečné velikosti a v odpovídajícím tvaru bez zkreslení.



Obrázek 41 Dálkový snímek lebky. [Zdroj: vlastní].

Objekt je vzdálený od rentgenky nejčastěji v rozmezí od 1,5 m do 2,5 m, vzácně až do 4 m. Centrální paprsek dopadá kolmo na film, který je umístěny naopak blízko k objektu ve vzdálenosti 15–30 cm. Při telerengenografii je důležité, aby hlava byla fixována v kefalostatu. Při zhotovování snímku se používá nejčastěji projekce boční, dále také projekce zadopřední. Snímek (Obrázek 41) zobrazuje skelet, kontury měkkých tkání v reálných proporcích a nejčastěji se užívá k posouzení mezičelistních vztahů a slouží jako podklad pro kefalometrickou analýzu v ortodoncii. Kefalometrická analýza je metoda

využívající se v diagnostice, pomocí které lze zjistit odchylky růstu, vztah chrupu k obličejovému skeletu a lbi, informace o stavbě obličejového skeletu a o vztahu horní a dolní čelisti vůči sobě i vůči lbi.

ORTOPANTOMOGRAFIE

Ortopantomografie (OPG) je specifickou stomatologickou modifikací tomografie. Jedná se o nejčastěji využívanou zobrazovací metodu v zubním lékařství. Je to jediná snímková technika, při které můžeme na jednom snímku zobrazit horní i dolní čelist včetně všech zubů, temporomandibulární klouby a částečně i sinus maxillaris (Obrázek 42).

Princip metody spočívá v kombinaci rotačního a translačního pohybu rentgenky a filmu. Při zhotovení radiogramu se rentgenka otáčí po horizontální ose za hlavou pacienta po parabolické dráze, která kopíruje tvar zubního oblouku a film se současně pohybuje proti směru pohybu rentgenky (hlava je fixována v kefalostatu). Díky zmíněnému principu se postupně zobrazují jednotlivé části zakřiveného objektu na film. Ostatní okolní předměty se pro pohybovou neostrost nezobrazují. Rentgenový svazek, který vychází z rentgenky, je kolimován do úzkého svazku, stejně tak i svazek dopadající na detektor. V dnešní době se již využívá snímkování pomocí digitálních snímačů.



Obrázek 42 Výsledný OPG snímek. [Zdroj: vlastní].

Vyšetření OPG je vhodné pro rutinní screening před zahájením léčby, umožňuje zhotovit přehledný obraz horní a dolní čelisti při jedné expozici, takže dávka radiačního záření při zhotovení snímku je malá. Poskytuje stranové srovnání a zjištění vztahu přítomných patologických ložisek k okolním anatomickým strukturám. Nevýhoda může být nižší kvalita obrazu a časté artefakty. Také dochází ke zvětšení obrazu, zhruba 1,25× oproti skutečnosti.

6.3.2 INTRAORÁLNÍ SNÍMKOVACÍ TECHNIKY

Jednotlivé intraorální projekce se označují podle anatomické oblasti zubu, na kterou směřuje centrální paprsek rentgenky: směr ke hrotu zubního kořene – projekce apikální, směr na krček zubu – projekce limbální. Interproximální projekce (bitewing) zachytí korunky a krčky zubů v horní a dolní čelisti ve skusu na jeden snímek. Zvláštní intraorální projekcí je projekce okluzní, která zobrazí horní zubní oblouk a část patrové desky nebo dolní zubní oblouk a podjazykovou oblast.

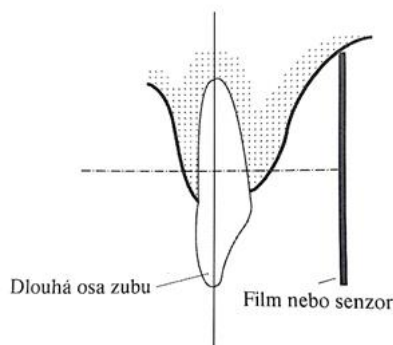
Na rozdíl od extraorálních snímkových technik se vkládá film nebo senzor k snímkanému zubu do dutiny ústní. Při vyšetření se pacientovi do úst vloží snímač (film nebo digitální detektor), na který je pomocí tubusu směřován primární svazek. Minimální ohnisková vzdálenost by měla být 20 cm. Rentgen obsahuje stacionární anodu, která produkuje proud pouze do pár jednotek mA. Volně měnitelné expoziční parametry (kV, mA, expoziční čas) zvyšují diagnostickou hodnotu. Technika snímkování zubů je obtížná, cílem vyšetření je zhotovit rentgenový snímek s minimálním zkreslením vyšetřované oblasti. Hlava pacienta je standardně v pozici, kdy sagitální rovina je vertikální a Camperova linie je vodorovná. Toto postavení hlavy se využívá při snímkování horní čelisti. Při vyšetření v dolní čelisti leží vodorovně spojnice ústního koutku a tragu. Intraorální techniky zobrazují jednotlivé zuby a okolní tvrdé tkáně. V ideálním případě, kdy je zkreslení minimální, je dán film nebo senzor paralelně s podélnou osou zubu a centrální RTG paprsek je pomocí držáků nastaven kolmo na film. Tento způsob snímkování se označuje jako pravoúhlá technika. Avšak z anatomických důvodů, obzvláště u horní čelisti, je dosažení paralelního uložení filmu velmi obtížné, proto se využívá snímkovácí technika podle pravidla Cieszynského nazývaná jako technika půleného úhlu. Pro zobrazení kořenů zubů s přilehlými alveolárními výběžky, kořenových kanálků a hrotů kořenů se využívá projekce apikální (periapikální), v tomto případě se korunky nemusí zobrazovat celé. Projekce limbální (marginální, okrajová) zobrazuje zubní korunky a marginální parodont, kořen zubů nebývá zobrazen

Vertikální úhel – tubus se nastaví tak, aby centrální paprsek směřoval kolmo na rovinou půlící úhel mezi osou zubu a plochu rentgenového filmu (tzv. Cieszynského pravidlo). Při dodržení těchto základních pravidel se získá snímek izometrický (snímek odpovídá přesné velikosti vyšetřovaného objektu). Pokud se tubus nastaví více horizontálním směrem, vznikne obraz zvětšený ve vertikálním směru (hypermetrický snímek).

Horizontální úhel – Centrální paprsek musí mít paralelní průběh s interdentalními septy vyšetřovaných zubů. Tento snímek se označuje jako ortoradiální. Změnou horizontálního úhlu získáme snímek meziálně nebo distálně excentrický, který využijeme při snímkování horních premolárů, kde se objeví oba kořeny.

6.3.3 PRAVOÚHLÁ (PARALELIZAČNÍ) TECHNIKA

Pravouhlá technika (Obrázek 43) se řadí mezi intraorální snímkové techniky zubů. Při této metodě je film uchycen v držáku, který je spojen s tubusem. Snímkování se uskutečňuje pomocí dlouhého tubusu (30 cm), který slouží k omezení rozbíhavosti svazku. Zdroj rentgenového záření je oddálen od zubů přibližně o dvakrát větší vzdálenost, na rozdíl od standardního snímkování.



Obrázek 43 Pravouhlá technika [27].

Centrální paprsek, díky držáku filmu, míří stále na střed filmu. Film se ukládá do úst pacienta rovnoběžně s podélnou osou zubu. Důležité je také postavení hlavy pacienta, které závisí na oblasti snímkování. U vyšetření horní čelisti je Camperova linie vodorovná, při vyšetření dolní čelisti je vodorovná spojnice ústního koutku a tragu. V obou případech je sagitální rovina svislá.

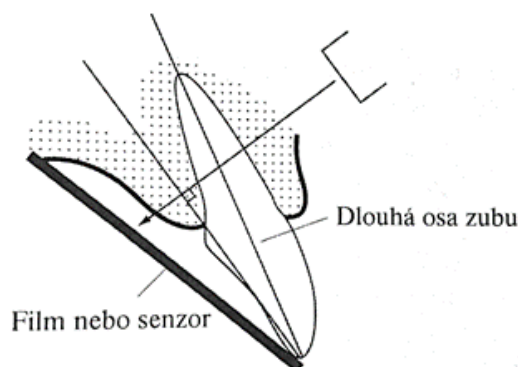
Výsledný snímek (Obrázek 44) zachycuje tvrdé zubní struktury zubu, kosti alveolárního výběžku a periapikální tkáň s marginální oblastí. V okolí centrálního paprsku je pouze malé zkreslení a velká ostrost obrazu, proto při této metodě snímek nejlépe zobrazuje skutečnost. Avšak paralelity není možno dosáhnout vždy, z anatomického důvodu obzvláště v horní čelisti, řešením je v tomto případě použití techniky půleného úhlu.



Obrázek 44 Intraorální snímek pořízený pravoúhlou technikou. Zdroj: vlastní.

6.3.4 TECHNIKA PŮLENÉHO ÚHLU

Shodně jako pravoúhlá technika i technika půleného úhlu je jedním ze způsobů intraorálního snímkování zubů. Při technice půleného úhlu je film uložen intraorálně těsně k řadě zubů, které jsou snímány (Obrázek 45). Osa filmu se již nekryje s podélnou osou zubů, proto je sklon centrálního paprsku upraven podle Cieszynského pravidla. Toto pravidlo říká, že centrální paprsek dopadá kolmo na rovinu, která půlí úhel vzniklý mezi osou filmu a podélnou osou zubu. Snímek vytvořený dle Cieszynského pravidla je označován jako izometrický (Obrázek 46), blíží se tedy nejvíce skutečnosti a zkreslení je minimální. Hypermetrický snímek vzniká, pokud je nastavení centrálního paprsku příliš ploché, výsledný obraz na snímku je prodloužen. Opačným případem je hypometrický snímek, kde je výsledný obraz zubu na snímku zkrácen oproti skutečnosti.



Obrázek 45 Technika půleného úhlu [27].

Snímkování při technice půleného úhlu je zajištěno pomocí standardního krátkého 20cm tubusu. Pro pacienta je tato technika minimálně nepohodlná. Výhoda spočívá v její jednoduchosti, ale nevýhodou je, že poloha filmu není fixována vůči tubusu a výsledné snímky

bývají zkreslené. Podle požadavku na zobrazení dané části zubu jsou rozlišeny projekce apikální a limbální. Apikální projekce je nejčastěji používanou a slouží k zobrazení především kořenů zubů, kořenových kanálků a apikálního parodontu. Limbální (marginální) projekce zachycuje marginální parodont a zubní korunky.



Obrázek 46 Intraorální snímek pořízený technikou půleného úhlu. Zdroj: vlastní.

APIKÁLNÍ PROJEKCE

Apikální projekce je stále nejčastěji užívanou projekcí, kdy centrální paprsek směřuje do oblasti hrotu zubů a film se umístí co nejbližší zubu. Zobrazuje kořeny, kořenové kanálky a periodontální štěrbinu s přilehlou alveolární kostí. Formát snímku bývá 4×3 cm, kvalita obrazu závisí na spolupráci s pacientem, jelikož si snímač sám přidržuje v ústech. Proto je nutné provést více snímků a tím rostou náklady na vyšetření a celková radiační dávka

LIMBÁLNÍ (MARGINÁLNÍ) PROJEKCE

Centrální paprsek se nastaví asi 1–1,5 cm blíže okluzní rovině na snímanou oblast zubu než v případě projekce apikální. Snímek zobrazuje oblast marginálního parodontu a zubní korunky, hrot kořene na snímku často chybí. Tato technika se nevyužívá příliš často.

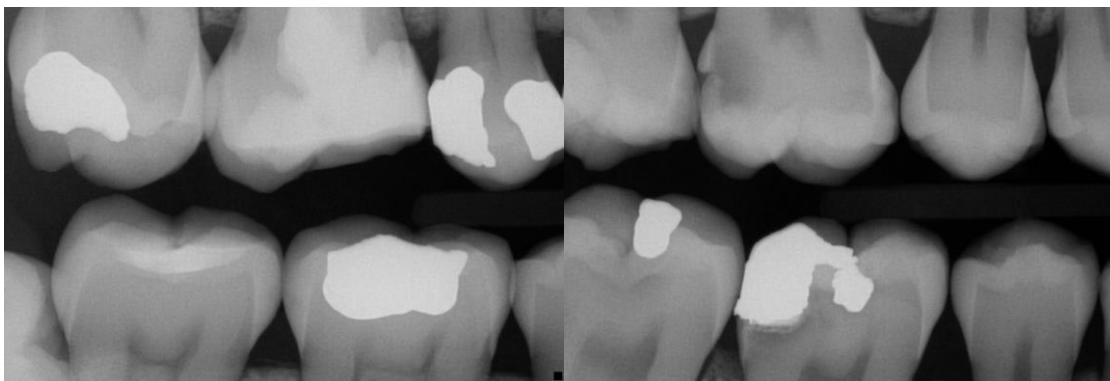
OKLUZNÍ (INTRAORÁLNÍ AXIÁLNÍ) PROJEKCE

Při pořízení okluzních snímků je do úst pacienta dán film, který pacient následně lehce skousne, a tak jej přidržuje v požadované poloze. Na výsledném snímku je zobrazena skupina zubů, větší část čelisti či spodiny ústní. Pro axiální zobrazení horního patra a oblouku zubů je centrální paprsek nasměřován axiálně shora, úhel mezi rovinou filmu a centrálním paprskem je asi 70°, hlava pacienta je ve stejné poloze jako u standardního snímkování. Indikuje se v traumatologii nebo pro lokalizaci zubů nacházejících se v nesprávné pozici (rutinované zuby). U zhotovování okluzních snímků dolní čelisti vstupuje centrální paprsek do čelisti v oblasti prvního moláru, s filmem svírá 90° úhel. Pacientova hlava je zakloněna.

Indukuje se v traumatologii, ortodoncii a při lokalizaci nesprávně postavených zubů anebo pro lokalizaci slinných kaménků.

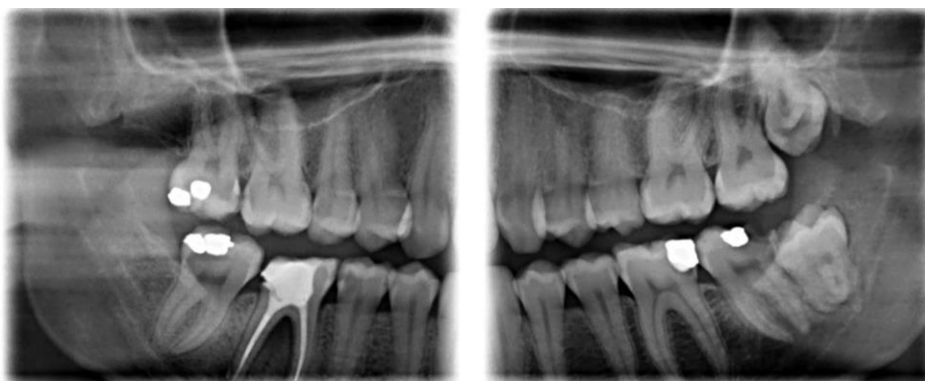
INTERPROXIMÁLNÍ PROJEKCE (BITEWING TECHNIKA – TECHNIKA SKUSOVÉHO KŘÍDÉLKA)

Při zhotovování tohoto snímku je základní okluzní rovina, která je rovnoběžná s horizontální rovinou.



Obrázek 47 BTW technika (intraorální). Zdroj: vlastní

Pacient má zavřené ústa a lehce skusuje speciální držák horní a dolní čelisti. Film je umístěn intraorálně za korunkami vyšetřovaných zubů a centrální paprsek dopadá kolmo na film. Snímek (Obrázek 47) pořízený touto technikou slouží k diagnostice kazů (i těch špatně přístupných), k hodnocení kvality RTG kontrastních výplní a jejich vztah k dřevné dutině atd. Používají se filmy rozměrů 3×4 cm, 3×5 cm nebo 2×3,5 cm. Zkreslení při paralelní technice je poměrně malé, a proto se používá jako preventivní vyšetření, které případně stanoví léčbu kazů a může sloužit pro sledování kariézních lézí v čase.



Obrázek 48 BTW technika zhotovená snímkovacím módem na ortopantomografu (extraorální). Zdroj: vlastní.

6.4 Kefalometrická analýza

Tato kapitola byla zpracována převážně z literárních zdrojů [30, 31, 45].

Kefalometrie (kefalometrická analýza) je diagnostická metoda, která zprostředkovává informace o skeletálních vadách obličeje a růstových tendencích obličejových kostí. Je to deskriptivní, analytická a diagnostická metoda. Jedná se o pomocné vyšetření, které poskytuje ortodontistovi možnost sestavení terapeutického plánu teprve v kombinaci s jinými metodikami. Principem této metody je porovnávání standardních hodnot s radiografickým měřením daného pacienta. Standardní hodnoty mají rozsáhlý rozsah, který zahrnuje průměrné hodnoty daného parametru +/- jedna až dvě směrodatné odchylky. Během hodnocení kefalometrické analýzy je důležité dbát na věk a pohlaví pacienta, jelikož podle těchto dvou biologických údajů se použijí správné standardní hodnoty. Analýza probíhá buď zcela manuálně výpočtem a měřením na telorentgenovém snímku, na kterém si ortodontista vyznačí body a úhly, které potřebuje (Obrázek 52). Vyznačí si tkáň, nakreslí si osy a změří již konkrétní vzdálenosti. Tyto vzdálenosti porovnává se standardy a s rozdílem hodnot měření pak pracuje. Častěji se, ale používá počítačový software, který je pro analýzu vytvořen. (Obrázek 50, Obrázek 51).

Tabulka 4 Nejčastěji používané body, linie a úhly

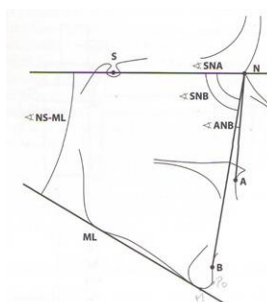
Označení používaných bodů, linií a úhlů	Význam
S	sella – střed sella turcica
N	nasion – bod nejvíce vpředu na frontonazální sutuře
A	nejzadnější bod na přední kontuře horního alveolárního výběžku
B	nejzadnější bod na přední kontuře dolního alveolárního výběžku
Po	pogonion – bod nejvíce vpředu na symfýze mandibuly
Go	gonion – bod konstruovaný na průsečíku tangenty k zadní kontuře větve dolní čelisti a mandibulární linie
Me	menton – bod nejvíce dole na symfýze mandibuly
ML	mandibulární linie – prochází nejspodnějším bodem symfýzy mandibuly a je tangenciální se zadní částí dolního okraje mandibuly
FOL	funkční okluzální linie – probíhá místem styku největšího počtu hrbolků horních a dolních molárů a premolárů (resp. dočasných molárů)
OL	okluzální linie – dorzálně probíhá místem překrytí hrbolků molárů, ventrálně střední vzdáleností mezi incizálními hranami horních a dolních řezáků

POPIS JEDNOTLIVÝCH POLOH A VZTAHŮ, ČELISTÍ A CHRUPU:

- Poloha obou čelistí vůči bázi lebeční, relativní polohu horní čelisti určuje úhel SNA a relativní polohu dolní čelisti úhel SNB. Při větší velikosti úhlu je příslušná čelist relativně více ventrálně, při menším úhlu je příslušná čelist více dorzálně. Pokud jsou zmíněné úhly v rozsahu jedné směrodatné odchylky od průměru populace, jedná se o ortognátní typ skeletu. Při větších úhlech SNA a SNB jsou obě čelisti relativně ventrálně a jedná se o prognátní typ obličejového skeletu. Prognátní typ má větší

sklon přední báze lebeční. Při nižších úhlech SNA a SNB jsou obě čelisti relativně dorzálně a jedná se o retrognátní typ obličejového skeletu. Retrognátní typ obličejového skeletu má sklon báze menší, ve srovnání s ortognátním typem. Vztah zubního oblouku a estetiky obličeje zůstává zachována.

- Vztah čelistí navzájem odpovídá klasifikaci skeletálních tříd. Klasifikace používá ANB úhel. I. skeletální třída (normální hodnota) je v rozsahu -1° až $+5^\circ$. Vyšší hodnota je při ventrálnějším postavení maxilly, což je II. skeletální třída. Nižší hodnota je při ventrálnějším postavení mandibuly, III. skeletální třída.
- Vztah čelistí a chrupu se měří jako vztah kolmic spuštěných z apikálních bazí čelistí na funkční okluzální linii, FOL. Vzdálenost mezi průsečíkem FOL a linií A na jedné straně a průsečíkem FOL a linií B na straně druhé se toto měření označuje zkratkou WITS. Normální stav, I. skeletální třída podle WITS je v rozmezí -2 mm až $+2$ mm. Pokud je dotyk kolmice A od kolmice B více ventrálně než 2 mm, je horní čelist relativně více ventrálně II. skeletální třída podle WITS. Jestliže dotyk kolmice A od kolmice B více dorzálně, tedy v záporné hodnotě, než 2 mm (-2 mm), je horní čelist relativně více dorzálně, III. skeletální třída podle WITS. Vyjadřování podle skeletálních tříd zohledňuje vztah čelistí k okluzní rovině a často lépe vyjadřuje závažnost skeletálního podkladu anomálie pro prognózu a obtížnost léčby. Vztah čelistí určený podle úhlu ANB a podle WITS se může u stejného pacienta lišit.



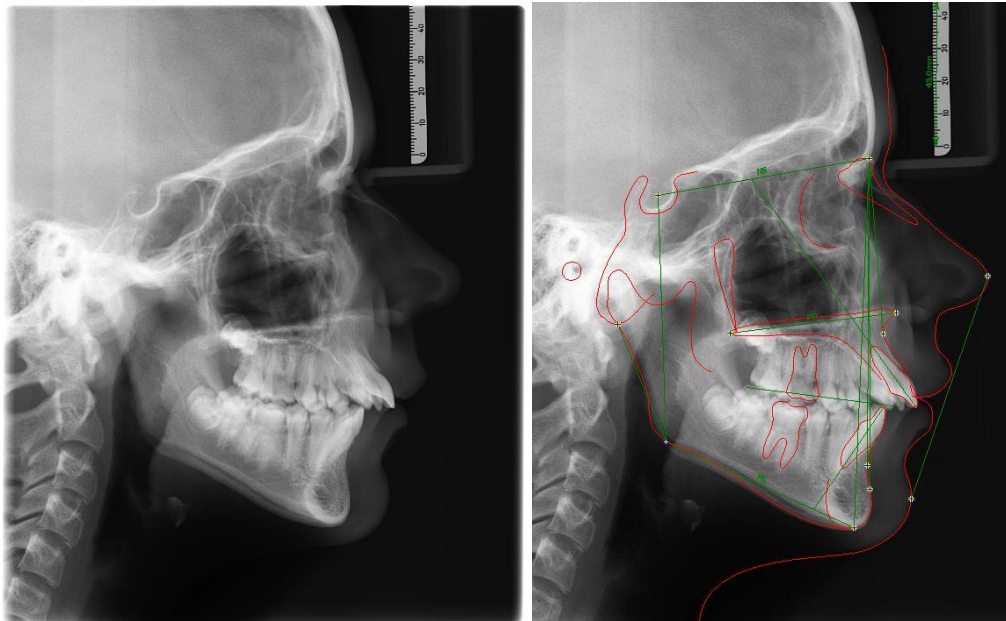
Obrázek 49 Vybrané úhlové rozměry [30].

- Divergence rovin přední báze lebeční a dolní hrany mandibuly, úhel mandibulární linie, se měří úhlem mezi liniemi NS a ML. Rozsah normálních hodnot je $30-42^\circ$. Jestliže je větší, může na chrupu vznikat otevřený skus skeletálního původu, skeletální otevřený skus. Pokud je úhel větší než 38° , jedná se o velký úhel mandibulární linie, je pro ortodontistu signálem nebezpečí otevírání skusu při ortodontické léčbě. Velký úhel vzniká při růstové posteriorotaci mandibuly a je navíc charakteristický prodlouženou dolní třetinou obličeje, syndrom dlouhého obličeje. Pokud je úhel menší než 30° , jeví chrup tendenci ke vzniku hlubokého skusu skeletálního původu, skeletální hluboký skus. Syndrom krátkého obličeje je, když je úhel menší mezi ramus et corpus mandibulae a relativně kratší dolní třetinou obličeje.
- Poměr mezi zadní a přední výškou obličejového skeletu neboli zadopřední obličejový index, je poměr mezi zadní výškou obličejového skeletu a přední výškou obličejového skeletu $\times 100$. Hodnoty, které jsou v normálu, se pohybují v rozmezí $58-$

63 %. Pokud je procentuální hodnota vyšší, značí to růstovou anteriorotaci. Nižší hodnoty naopak značí růstovou posteriorotaci.

- Sklon horního řezáku k bazi lebeční se zabývá úhlem mezi podélnou osou horního řezáku a linií NS. Pokud zvětšíme tento úhel u protruze horního řezáku, tak se zmenší u retruze. Při interpretaci je třeba vzít v potaz fakt, že u II. skeletální třídy může tento úhel zmenšovat dentoalveolární kompenzační mechanismus ve smyslu kompenzační retruze horních řezáků. U III. Skeletální třídy naopak zvětšovat ve smyslu kompenzační protruze horních řezáků.
- Sklon dolního řezáku k mandibulární linii je úhel mezi podélnou osou dolního řezáku a mandibulární linií. Zvětšení tohoto úhlu je u protruze dolního řezáku, zmenšení u retruze. Je zapotřebí brát v úvahu, že u II. skeletální třídy může tento úhel zvětšovat dentoalveolární kompenzační mechanismus, a to ve smyslu kompenzační protruze dolních řezáků. U III. skeletální třídy naopak zmenšovat ve smyslu kompenzační retruze dolních řezáků. Nevýhodou hodnoty sklonu dolního řezáku je, že se měří k mandibulární linii, která může být sama o sobě proměnlivá.
- Vzájemný sklon horního a dolního řezáku tento sklon nazýváme interincizálním úhlem. Je to úhel mezi podélnou osou horního a dolního řezáku. Jeho velikost je v rozsahu 130–136°. Menších hodnot nabývá při současné protruzi horních a dolních řezáků (bimaxilární protruze). Příliš velká hodnota je u retruze horních i dolních řezáků, bimaxilární retruze, a značí tendenci k převislému a hlubokému skusu.
- Poloha horních řezáků je dána vzdáleností řezací hrany horního řezáku, kolmicí spuštěnou z řezací hrany k linii N-Po. Pokud jsou hodnoty větší, tak řezáky vyčnívají. Bývá to způsobeno ventrální polohou maxily, protruzí horních řezáků nebo malou dolní čelistí společně s ustupující bradou. Existuje tendence ke konvexnímu typu obličeje. Jestliže jsou hodnoty menší nebo dokonce záporné, jsou řezáky uloženy nápadně dorzálně. To bývá způsobeno retruzí horních řezáků nebo velkou dolní čelistí společně s masivní bradou. Existuje tendence ke konkávnímu typu obličeje. Poloha horních řezáků a jejich vztahu k měkkým tkáním představuje jeden ze základních východisek k plánování léčby.
- Poloha dolních řezáků je dána vzdáleností řezací hrany dolního řezáku, kolmicí spuštěnou z řezací hrany k linii A-Po. Představuje přední ohraničení chrupu v dolní čelisti. Tato vzdálenost je 1–5 mm. Tento rozměr je důležitý pro plánování léčby a indikace extrakcí.
- Poloha rtů se zaměřuje na vztah rtů k estetické linii, což je tečna k profilu nosu a brady. Dolní ret bývá normálně za touto linií 0–4 mm, horní ret o pár milimetrů více. Poloha rtu vzájemně souvisí s polohou příslušných řezáků. Statisticky je známo, že změna v poloze rtu se projevuje mohutněji u pacientů se slabšími rty. Pacienti, kteří mají plnější rty, neprobíhá u nich tak zřetelná změna. V průměru se rty posunou o 2/3 změny polohy řezáků.
- Vzdálenost mandibulární linie a os hyoideum se dnes používá jen výjimečně.
- Délka měkkého patra se také v dnešní době používá výjimečně.
- Předozadní rozměr dorzálního dýchacího prostoru je nejužší místo mezi kořenem jazyka a zadní stěnou orofaryngu.

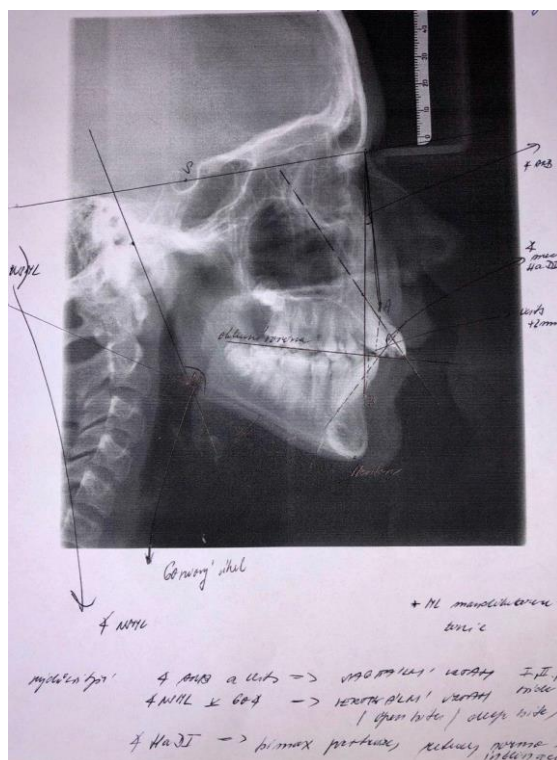
- Morfologie krčních obratlů slouží u kefalometrického snímku (Obrázek 50) k určení skeletálního věku, a to podle metody zrání krčních obratlů.



Obrázek 50 Kefalometrická analýza komerčním SW Onyx. Zdroj: vlastní.

Proměnná	Popis	Uni Prague		Diff	Odchyška	Verbální
		Norma []	Hodnota []			
Sagittal Parameters						
SNA	Position of the upper jaw	82,0±3,5°	85,0°	0,0		Orthognathic Face
SNB	Position of the lower jaw	80,0±3,5°	80,0°	0,0		Orthognathic Face
SNPog	Position of the bony chin	81,0±3,5°	80,5°	0,0		
ANB	Position of upper to lower jaw	2,0±3°	5,1°	+0,1		Class II
Wits	Position of upper to lower jaw	0,0±2mm	-0,3mm	0,0		Class I
Vertical Parameters						
NSML	Angle betw. Nasio-Sella and mand. plane	33,0±6°	34,5°	0,0		Normodivergency
NLML	Angle betw. palatal and mand. plane	25,0±6°	31,6°	+0,6		Hyperdivergency / Skel. Open Bite
NSNL	Angle betw. Nasion-Sella and palatal plane	8,0±3°	-2,9°	-2,1		Hypodivergency / Skel. Deep Bite
GG	Gonion angle	126,0±6°	137,2°	+5,2		Hyperdivergency / Skel. Open Bite
Incisor Position						
I:NS	Angle of upper incisor to NS	104,0±6,5°	116,0°	+5,5		Proclination
I:NL	Angle of upper incisor to palatal plane	109,0±6°	118,9°	+3,9		Proclination
I:ML	Angle of lower incisor to mand. plane	94,0±7°	99,6°	0,0		Normal Inclination
I:NPog	Distance of upper incisor to N-Pog	7,0±2,5mm	14,0mm	+4,5		Ventral Position
I:APog	Position of lower incisor to A-Pog	3,0±2mm	2,1mm	0,0		Normal Position
I:I	Interincisal angle	127,0±8,5°	109,9°	-8,6		Bimaxillary Protrusion
Soft Tissue Analysis						
EL-s	Distance of upper lip to esthetic line	-2,5±1,5mm	-0,9mm	+0,1		Prominent Upper Lip
EL-lj	Distance of lower lip to esthetic line	-2,0±2mm	-1,6mm	0,0		Normal Position of Lower Lip
Growth Prediction						
SGo/NMe	Ratio of post. to ant. facial height	61,0±3%	66,8%	+2,8		Hypodivergent Growth
Beta	Beta angle	19,0±2,5°	16,2°	-0,3		Hypodivergency / Skel. Deep Bite

Obrázek 51 Numerické hodnoty kefalometrické analýzy předchozího snímku. Zdroj: vlastní.



Obrázek 52 Manuální kefalometrická analýza. Zdroj: vlastní.



SHRNUTÍ KAPITOLY

Zubní lékařství (stomatologie) je lékařský obor zabývající se strukturou, organizací a funkcí chrupu (umístění, organizace, funkce zubů a jejich podpůrných tkání – alveolární kosti, závěsném aparátu, gingivě). Klinickým vyšetřením zubů a dásní získá stomatolog detailní informace o stavu zubů a přilehlých tkání dutiny ústní. Klinické vyšetření je prvotním krokem k zjištění aktuálního stavu vyšetřovaného, a je základem dalších doplňujících vyšetření, zejména radiodiagnostiky. K zobrazení stomatologických struktur se používají techniky jak s využitím rentgenového záření, kde převládá klasická skiografie za použití intraorálních i extraorálních technik, výpočetní tomografie (CB CT – Cone Beam CT) či sialografie, tak bez využití rentgenového záření, kde zařazujeme magnetickou rezonanci nebo ultrasonografii.

ZÁKLADNÍ DĚLENÍ SNÍMKOVACÍCH TECHNIK VE STOMATOLOGII

- Intraorální – pravoúhlá snímkovácí technika, bitewing technika, okluzní snímkovácí technika.
- Extraorální – OPG, CB CT, dRTG, snímky lebky (PA, AP, LAT), Watersova projekce, axiální snímek, zadopřední snímek mandibuly, snímek čelistního kloubu, CT.
- Další technika – MRI vyšetření měkkých tkání a kloubů, ultrasonografie, sialografie.

KEFALOMETRICKÁ ANALÝZA

Technika laterální kefalometrické radiografie se stala široce používanou popisnou, analytickou a diagnostickou metodou v klinické ortodoncii a protetice. Jedná se o přesné zadávání bodů na telerentgenových snímcích. Kefalometrickou analýzu v telerentgenografickém obrazu lze definovat jako diagnostickou metodu, která zprostředkovává informace o lokalizaci dysgnatie na lebce i v obličeji, o stavbě obličejového skeletu, o vztahu čelistních bází (horní a dolní čelist), o růstové tendenci a směru růstu.

Výpočetní tomografie (historie a vývoj CT; vymezení základních pojmů; realizace CT přístrojů, konstrukční řešení CT skeneru, detekční soustava; princip sběru dat, rekonstrukce obrazu

7 VÝPOČETNÍ TOMOGRAFIE (HISTORIE A VÝVOJ CT; VYMEZENÍ ZÁKLADNÍCH POJMŮ; REALIZACE CT PŘÍSTROJŮ, KONSTRUKČNÍ ŘEŠENÍ CT SKENERU, DETEKČNÍ SOUSTAVA; PRINCIP SBĚRU DAT, REKONSTRUKCE OBRAZU



RYCHLÝ NÁHLED KAPITOLY

V kapitole jsou vysvětleny základní fyzikální a matematické principy radiodiagnostické metody výpočetní tomografie (nepřesně počítačová). Tato část opory navazuje na předchozí dvě kapitoly, které popisují vznik rentgenového záření a jeho využití v radiodiagnostice. Jsou zde uvedeny nejen principy fyzikální, ale zejména metody matematické, které umožňují rekonstrukci obrazu na základě znalostí velkého počtu projekcí, což je základem metody výpočetní tomografie. Dále je zde uvedeno základní konstrukční schéma CT tomografu (skeneru) a generace, které daly vzniknout moderním tomografům umožňující pokročilé vyšetřovací metody (CT angiografie, HR CT, ...).



CÍLE KAPITOLY

Nastudovat zobrazovací techniku výpočetní tomografie. Pochopit princip vytvoření trojrozměrného obrazu, nebo soustavy dvourozměrných rovnoběžných řezů, na základě znalosti velkého počtu projekcí.



ČAS POTŘEBNÝ KE STUDIU

4 hodiny



KLÍČOVÁ SLOVA KAPITOLY

Výpočetní tomografie, X-záření, CT skener, rentgenka, detektory, vznik obrazu, Radonova transformace, jednoduchá zpětná projekce, filtrovaná zpětná projekce, denzita, Hounsfieldova jednotka

ÚVOD

Často si neuvědomujeme, jak složitou úlohu každodenně řešíme, když si vytváříme trojrozměrné obrazy podle jejich dvourozměrných projekcí na sítnici oka, a jak při tom využíváme apriorních představ o geometrické struktuře zkoumaných objektů. Pouze velmi silné předpoklady o pravidelnosti zobrazovaných objektů dovolují jednoznačně rekonstruovat stereometrický obraz na základě několika projekcí. Často však nemůžeme objekt považovat za dostatečně pravidelný a nemáme dost zkušeností k vytvoření zdůvodněných představ o jeho struktuře. Kromě toho dochází při dvourozměrné projekci více trojrozměrných objektů k jejich překrývání. Rentgenolog, který se snaží na základě jedné nebo nevelkého počtu projekcí rozeznat nádor na plicích nebo prohlubeň jizvy na dvanácterníku je tak mnohdy v nelehké situaci. Předností zkušeného radiologa je, že při řešení této úlohy může využít svých představ o tom, jaký výsledek lze v každém konkrétním případě očekávat.

Je proto zcela přirozené, že právě v rentgenologii vznikla otázka, zda nelze snížit nároky na zkušenost radiologického specialisty tím, že podstatně zvýšíme počet využívaných projekcí. Na druhé straně se velký počet projekcí dá pouhým okem zpracovat velmi obtížně, a proto vzniká úloha o vytvoření trojrozměrného obrazu, nebo soustavy dvourozměrných rovnoběžných řezů, na základě znalosti velkého počtu projekcí.

Historicky první pokus odstranit základní problém rentgenologie navrhl Francouz Andre Edmond Marie Bocage roku 1921. Jeho myšlenka byla velmi prostá: pohybuje-li se zdroj záření (rentgenka) a detektor (rentgenový film) synchronně opačnými směry tak, aby do zvoleného bodu filmu přicházely v různých časových okamžicích různé paprsky, které však procházejí tímž bodem v rovině stejně vzdálené od zdroje i detektoru. Proto se projekce bodů této roviny vzhledem k filmu nepohybují, zatímco projekce bodů ostatních rovin se pohybují – dostáváme ostrý obraz vybrané roviny a neostrý všech ostatních (viz Obrázek 53).

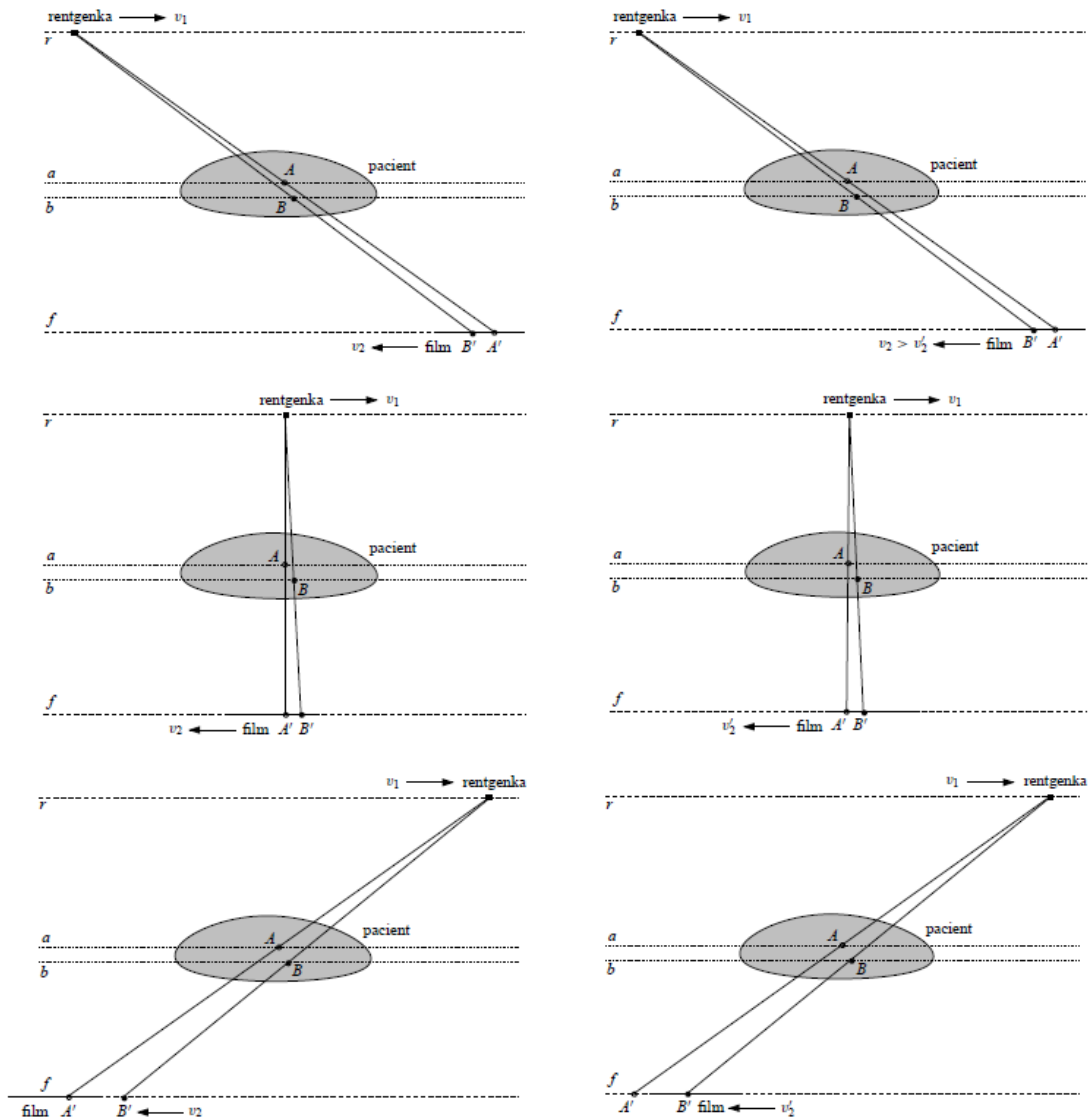
TERMINOLOGIE

Výpočetní tomografie (nepřesně počítačová) je obecné označení této zobrazovací metody. Kromě zaužívaného akronyma CT (Computed Tomography) lze tuto zobrazovací metodu v literatuře dohledat také pod označením CTAT (Computerised Transverse Axial Tomography); CAT (Computer Aided Tomography) nebo RT (Reconstructive Tomography). CT – výpočetní tomografie, přesněji rekonstrukční tomografie se záznamem a zpracováním prováděným počítačovým systémem.

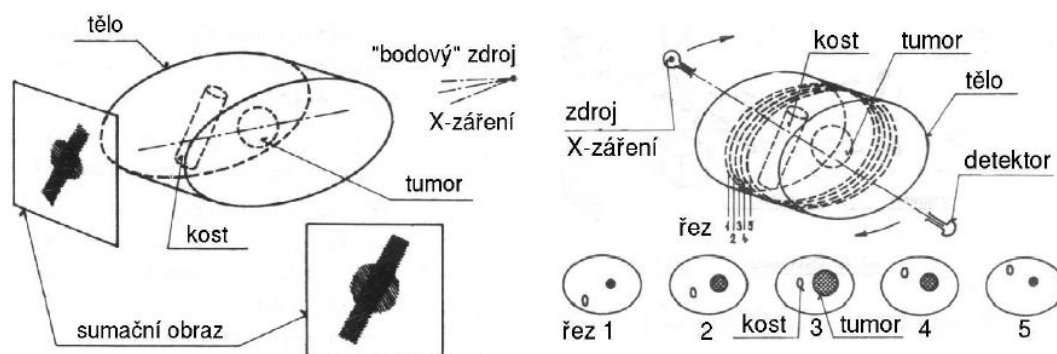
ZÁKLADNÍ PRINCIP

Vyšetření pomocí CT je založeno na měření absorpce svazku rentgenového záření v tenké vrstvě vyšetřované oblasti těla. CT přístroj tvoří systém rotující rentgenky a soustava detektorů po obvodu vyšetřovacího kruhu CT přístroje (gantry).

Výpočetní tomografie (historie a vývoj CT; vymezení základních pojmů; realizace CT přístrojů, konstrukční řešení CT skeneru, detekční soustava; princip sběru dat, rekonstrukce obrazu



Obrázek 53 Schéma Bociageva tomografu. V levém sloupci obrázků se zdroj záření (rentgenka) pohybuje po přímce r rychlostí v_1 doprava, zatímco detektor (film) se pohybuje rovněž f rychlostí $v_2 = v_1$ opačným směrem [31].



Obrázek 54 Vlevo: Ilustrace základního problému konvenční rentgenové diagnostiky poskytující sumační obraz. Orgány uložené v několika rovinách nad sebou se zobrazí navzájem superponovány. Vpravo: Řešení základního problému konvenční rentgenografie. CT vytváří obraz těla pacienta jako sérii tomografických řezů. Každý řez je vytvořen matematickou rekonstrukcí předmětu ze znalosti průmětů (projekcí) řezů předmětem do různých směrů. Upraveno podle [22].

Matematickým výpočtem je určena výše absorpce rentgenového záření zobrazená v odstínech šedi. K určení rozsahu denzity (míry absorpce a rozptylu záření) v dané oblasti se používají Hounsfieldovy jednotky (HU). Rozdíly v denzitě se pak typicky zobrazují ve stupnici šedi. Lidským okem však nelze rozlišit celou škálu denzit, proto se používají podintervaly, tzv. okna – měkkotkáňové, kostní okno, plicní aj.

Název tomografie pochází z řeckého slova tomeo = řezat a graphein = psát. Je to tedy zobrazení objektů (vyšetřovaných orgánů lidského těla) pomocí řezů. Na rozdíl od sumačních snímků (Obrázek 54), kdy se jednotlivé orgány a tkáňové struktury – kterými prošlo rentgenové záření – překrývají, CT podává vrstevný obraz. Ve vrstevném obrazu každá složka záznamu odpovídá reálnému detailu ve vyšetřované vrstvě.

CT VERSUS KONVENČNÍ RENTGENOGRAFIE

Hlavní předností CT v porovnání s konvenční rentgenografií je (kromě prostorového tomografického zobrazení) podstatně vyšší kontrast. CT je schopna rozpoznat a zobrazit i nepatrné rozdíly v lineárních součinitelích zeslabení X-záření, které proniká vyšetřovanou tkání. Je to dáno jednak principem zobrazení řezu pomocí úzkého svazku bez ovlivnění sousedními vrstvami, jednak elektronickou detekcí X-záření, která je schopna zachytit jemnější rozdíly a širší rozsah dynamiky než klasický rentgenový film. K výbornému denzitnímu rozlišení dále přispívají i metody počítačové rekonstrukce a filtrace obrazu, jakož i možnosti flexibilního nastavení optimální modulace obrazu (jas, kontrast).

Výpočetní tomografie (historie a vývoj CT; vymezení základních pojmů; realizace CT přístrojů, konstrukční řešení CT skeneru, detekční soustava; princip sběru dat, rekonstrukce obrazu

7.1 Historie výpočetní tomografie

Teoretická myšlenka zrekonstruovat 3D obraz ze sady polí snímaných z různých úhlů sahá již do r. 1917, kdy J. Radon odvodil integrální transformaci, kdy si J. Radon položil otázku, zda ze znalosti všech „stínů“ 2D oblasti lze zrekonstruovat tuto oblast, a jako řešení odvodil integrální transformaci nazývanou dnes jeho jménem. V r. 1963 Allan MacLeod Cormack tyto výsledky aplikoval a rozšířil na případ X-záření, procházejícího s částečnou absorpcí 2D řezem 3D objektu. Je tedy autorem teorie snímání jednotlivých vrstev lidského těla a následné rekonstrukce obrazu pomocí výpočetní techniky. V r. 1972 na základech Cormacovy teorie zkonstruoval fyzik Godfrey Newbold Hounsfield první klinicky použitelný tomograf – hlavový EMI Mark I. První prototyp byl odzkoušen v Atkinson Morley's hospital v Londýně roku 1971 (Obrázek 55 – hlavový EMI Mark I zkonstruovaný na základech Cormackovy teorie. Vyroben EMI Medical pro fyzika G. N. Hounsfielda, 1972).



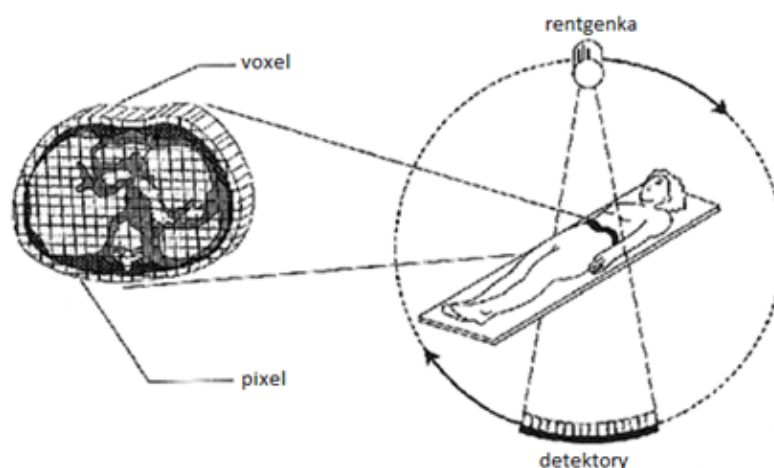
Obrázek 55 První klinicky použitelný CT skener

Počáteční technika obsahovala gama zářič ^{95}Am a ^{160}Am transversálně uskupených detektorů – matice 80×80 . Sběr informací trval devět dní a rekonstrukce prvního obrazu 2,5 hodiny. V další fázi zdokonalování skenery pracovaly na algebraické rekonstrukci obrazu a širokou maticí detektorů. V současnosti jsou CT skenery schopny pracovat s maticí 1024×1024 se snímacím časem i pod 0,3 sekundy. Revolučním konstrukčním prvkem bylo zavedení kontinuální rotace gantry (rok 1987) „slip ring“, a technologie helikální akvizice (Helical X-ray CT, rok 1989). Další vývoj přinesl CT zobrazení v reálném čase (Real-time CT) a mimořádně rychlých – subsekundových systémů (Super-high-speed CT). V roce 1990 potom technologicky perspektivní kombinace helikálního a multi-slice CT. Další novinkou na trhu se staly rychlé 3D CT zobrazovací systémy (High-speed 3D CT), takzvané 4D CT. Za objev této diagnostické zobrazovací metody byla roku 1979 A. M. Cormackovi a G. N. Hounsfieldovi udělena Nobelova cena. Vývoj výpočetní tomografie se nezastavil a každoročně se objevují další inovace této diagnostické metody.

7.2 Princip výpočetní tomografie

Výpočetní tomografie vznikla na podkladě možnosti digitálního zpracování dat získaných při tomografickém vyšetření. Při klasické tomografii jsou pořízeny vrstevné snímky, na kterých se podílí soustava rentgenka-detektory. Po kruhové dráze obíhá rentgenka a soustava detektorů (Obrázek 56), které vykonávají sdružený protichůdný pohyb kolem osy otáčení, která leží v zobrazované vrstvě.

Detektor registruje zeslabení rentgenového záření po průchodu strukturami těla (denzitometrický princip). Denzita tkání je měřena v jednotlivých objemech (voxelch), které jsou následně rekonstruovány. Výsledný CT obraz se skládá ze dvourozměrné sítě čtverčků (matrix). Plocha CT řezu je ve zvolené matici rozdělena na čtvercové prvky (pixely). Velikost matice udává, z kolika pixelů se CT obraz skládá. Na jednotlivých vrstvách – anatomického řezu vyšetřovaného orgánu – se zobrazuje průměrná absorpce záření v určitém objemu tkáně.



Obrázek 56 Schématické znázornění principu výpočetní tomografie [32].

7.3 Vznik obrazu

Obraz je vytvořen ze série tomografických řezů. Každý řez je tvořen matematickou rekonstrukcí objektu ze znalosti jeho průmětu (projekcí) do různých směrů. Řezy objektu jsou rozděleny do sítě voxelů. Odlišení jednotlivých částí vyšetřované tkáně umožňuje útlum rentgenových paprsků různými tkáněmi. Fáze tvorby obrazu zahrnuje tři postupné kroky:

- Skenovací fáze (sběr dat).
- Rekonstrukční fáze (zpracování dat, digitálního obrazu).
- Fáze konverze (tvorba viditelného obrazu z digitálního, konverze na analogový obraz).

7.4 Fyzikální principy výpočetní tomografie

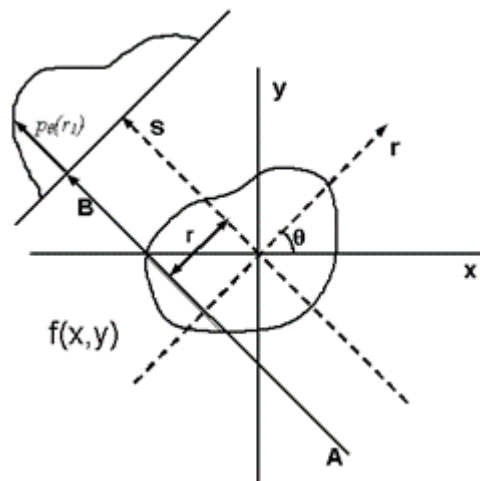
Mezi základní znalosti principů výpočetní tomografie je vznik rentgenového záření a jeho interakce s hmotou. U výpočetní tomografie měříme lineární součinitel zeslabení μ mezi rentgenkou a detektorem. Lineární součinitel zeslabení μ odráží absorpci rentgenového záření ve skenovaném objektu v závislosti na různých typech zobrazovaných tkání. Na anodě rentgenky je emitováno brzdné záření, které prochází vyšetřovaným objektem. Po dopadu na detektor záření je zaznamenána intenzita dopadajícího záření, která je po průchodu objektem vždy menší než intenzita vyzářená. Vztah mezi vstupní a výstupní intenzitou rentgenového záření je dán vztahem

$$\frac{I_0}{I} = e^{\mu d} \quad (14)$$

kde I_0 je hodnota vstupní intenzity záření, I je hodnota výstupní intenzity, d je tloušťka materiálu a μ je lineární součinitel zeslabení.

7.5 Matematické principy výpočetní tomografie – rekonstrukční algoritmy

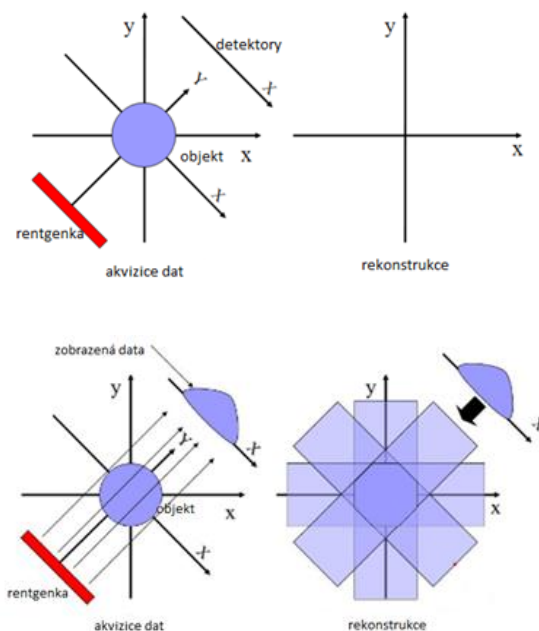
Základní úlohou tomografie je určit funkci dvou proměnných, známe-li jejich integrály podél všech přímek (Obrázek 57). Tuto formulaci známou jako Radonovu transformaci vyřešil rakouský matematik J. K. Radon, která se stala základem pro rekonstrukci CT obrazu. Všechny další rekonstrukční algoritmy mají základ v Radonově transformaci.



Obrázek 57 Princip radonové transformace (souřadnice x, y jsou spojeny s portálem CT – u systémů 1. generace). Soustava rentgenka-detektor je pootočen o úhel θ , přičemž se rentgenka s detektorem pohybuje lineárně synchronně ve směru osy r . Rentgenové záření prozařuje pacienta ve směru osy s . Změnou úhlu se celý proces opakuje a takto získáme jednorozměrnou průmětovou mapu [33].

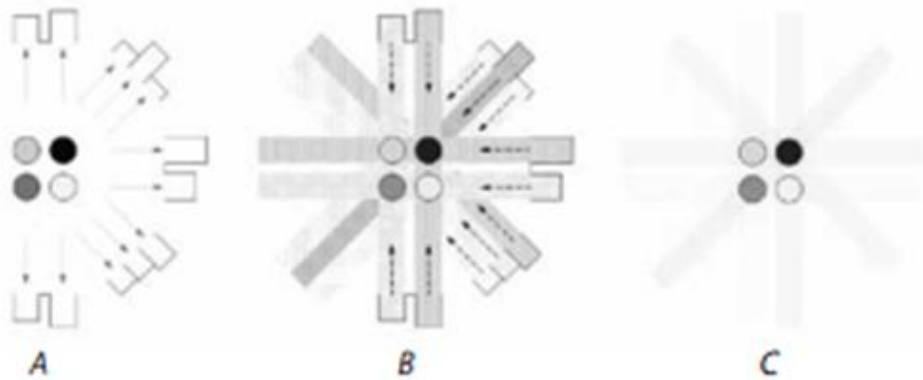
Základní rekonstrukční metodou CT obrazu je jednoduchá zpětná projekce SBP (Simple Back Projection – principiální schéma je na Obrázek 58 a Obrázek 64). Tato jednoduchá metoda, založena na principu inverzní Radonovy transformace, se již dnes nepoužívá, avšak tvoří základ pro filtrovanou zpětnou projekci FBP (Filtered Back Projection – principiální schéma je uvedeno na Obrázek 58). Obraz získaný rekonstrukční metodou SBP je rozostřený (zkreslený). Rekonstrukční metoda FBP odstraňuje tyto nevýhody SBP (Obrázek 60). Srovnání principů prosté a filtrované zpětné projekce je zobrazen na Obrázek 61.

Nejprve se provede filtrace jednotlivých projekcí a následně dojde k rekonstrukci. Digitální filtry (filtry typu RAMP), minimalizují zkreslení obrazu a zvyšují kontrast obrazu. Následně se provede matematická rekonstrukce s využitím Fourierovy transformace. Dokonalejší metoda zpětné projekce se nazývá iterativní rekonstrukce (používá se v nukleární medicíně u PET, SPECT). Tato metoda však potřebuje mnohonásobně delší rekonstrukční čas, a vyšší na výpočetní výkon. Umožňuje také efektivnější potlačení obrazového šumu, artefakty z utvrzení rentgenového svazku a zejména redukuje dávku záření (až o 60 %) při zachování stejné úrovně šumu v obraze. Používá matematický algoritmus založený na aproximaci původního odhadu zkoumaného obrazu v jednotlivých krocích (iteracích – Obrázek 62). Výsledkem je finální obraz, který co nejvěrněji odpovídá naměřeným hodnotám úhlných absorpčních koeficientů z různých úhlových projekcí. Tato metoda poskytuje finální snímky s menším počtem artefaktů, které vznikají při rekonstrukci (Obrázek 63). Iterativní rekonstrukční metoda postupně nahrazuje FBP metodu.

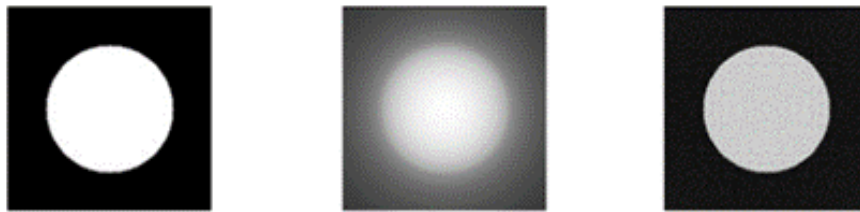


Obrázek 58 Schématické znázornění jednoduché zpětné projekce.

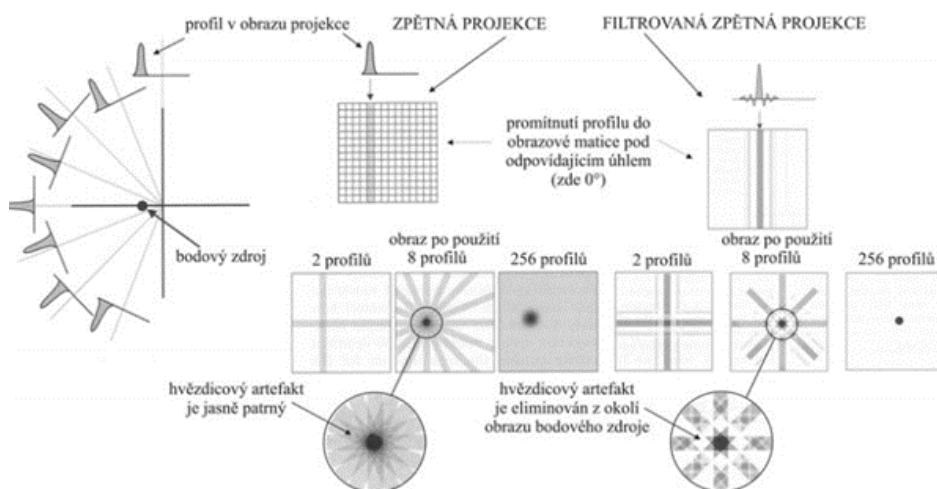
Výpočetní tomografie (historie a vývoj CT; vymezení základních pojmů; realizace CT přístrojů, konstrukční řešení CT skeneru, detekční soustava; princip sběru dat, rekonstrukce obrazu



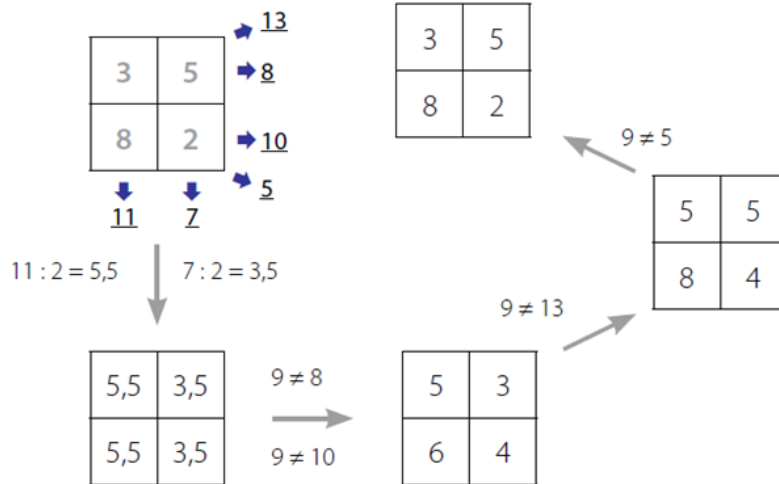
Obrázek 59 K principu rekonstrukční metody FBP: **A** – nejprve skener ve směru šipek nasbírá z jednotlivých úhlových projekcí úhrnné absorpční koeficienty, jejichž velikost je vyjádřena výškou sloupcových grafů na obvodu; **B** – následně rekonstrukční algoritmus sesbíraná data zpětně promítne směrem do budoucího obrazu objektu, ve kterém jednotlivé projekce budou v místech křížení konstruktivně interferovat a vytvoří předlohu pro finální obraz; **C** – hvězdicovitě uspořádané linie zpětných projekcí mají nižší intenzitu než obrazové body vzniklé jejich interferencí, a lze je proto z výsledného obrazu odfiltrovat (proto filtrovaná zpětná projekce) [34].



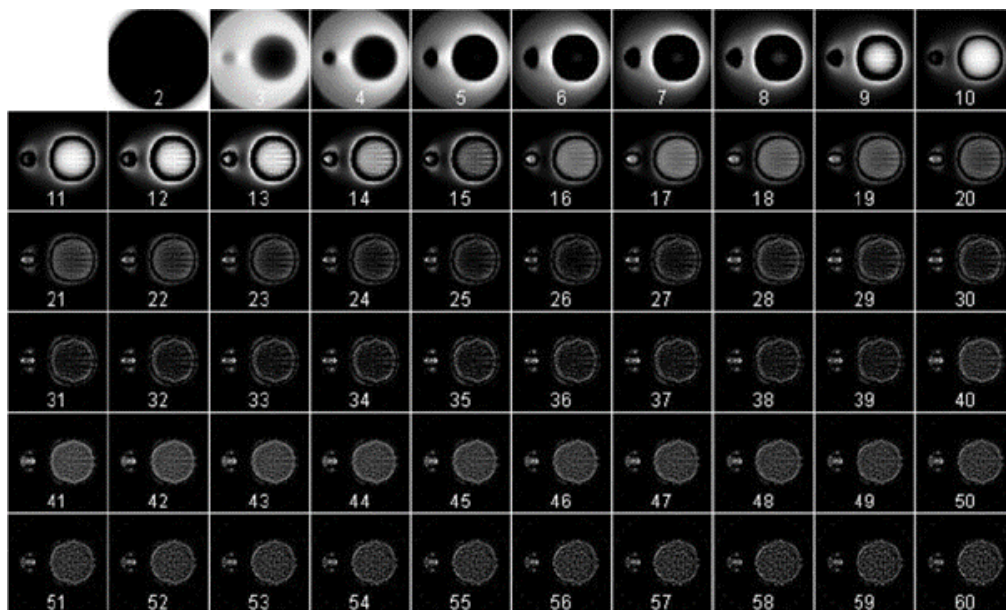
Obrázek 60 Vlevo: originální obraz; uprostřed: jednoduchá zpětná projekce; vpravo: filtrovaná zpětná projekce.



Obrázek 61 Srovnání principu a impulzních charakteristik prosté zpětné a filtrované zpětné projekce [36].

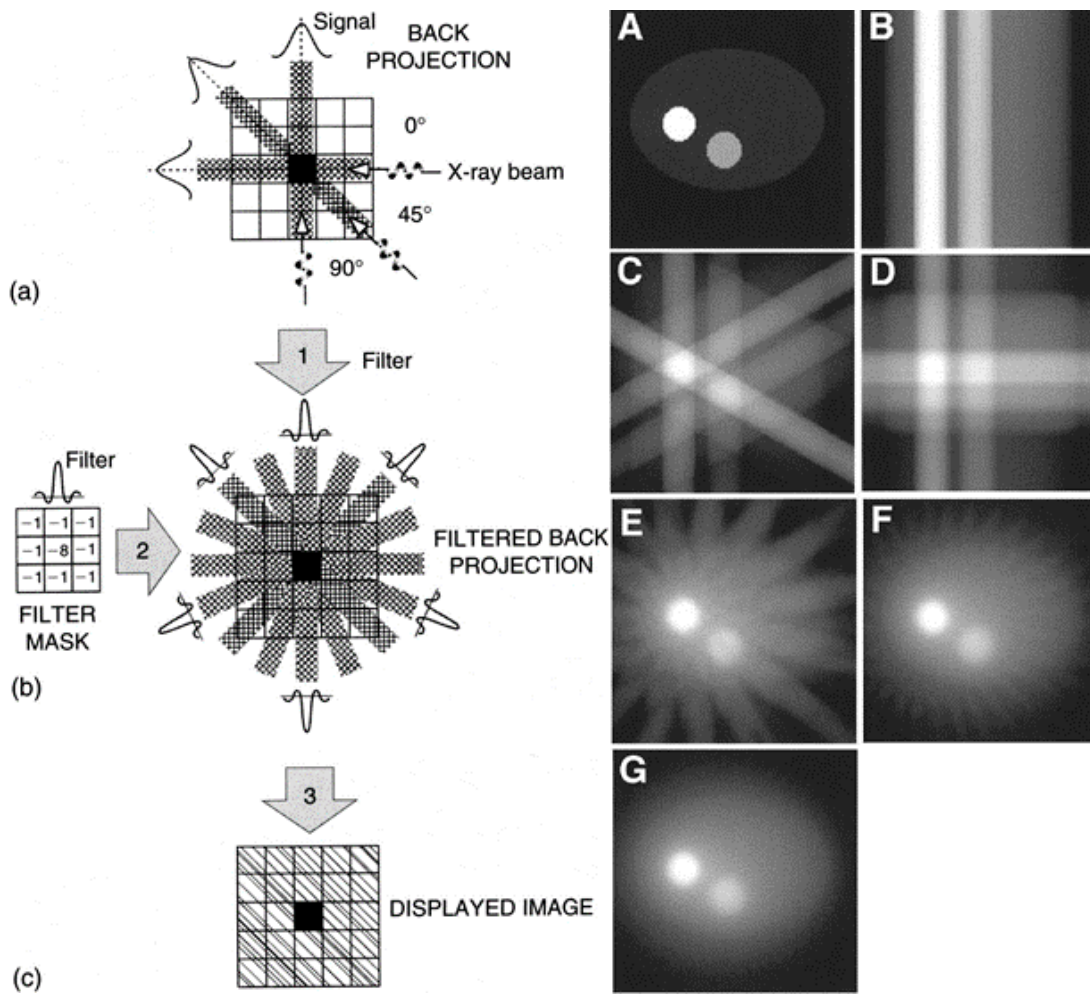


Obrázek 62 Princip iterativní rekonstrukce. Pro zjednodušení jsou principy demonstrovány na matici 2x2 pixely. Po provedení skenu a před započítím vlastní výpočtu (vlevo nahoře) jsou známy pouze úhrnné absorpční koeficienty z různých projekcí (podtržené hodnoty), nikoliv však hodnoty absorpčních koeficientů (Hounsfieldovy jednotky) pro jednotlivé pixely (šedé číslice). Algoritmus postupně zpřesňuje (po směru dlouhých šipek) absorpční koeficienty pro jednotlivé pixely, které porovnává s naměřenými hodnotami z různých směrů a mezi výsledky pro jednotlivé pixely v krocích zpřesňuje, až je výsledek (vpravo nahoře) shodný s originálem [34].



Obrázek 63 Iterativní rekonstrukce [35].

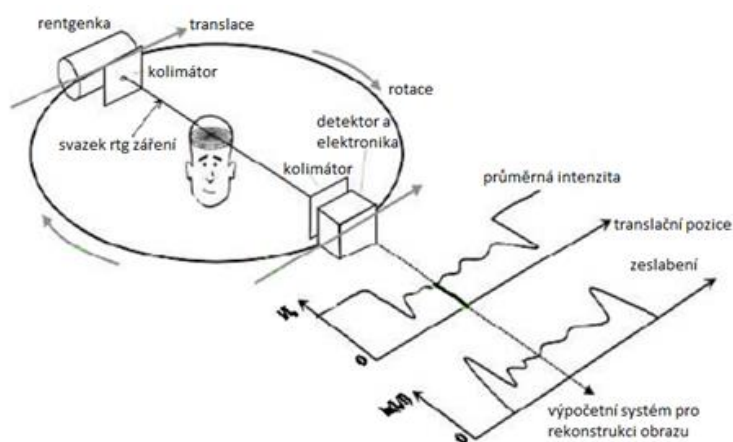
Výpočetní tomografie (historie a vývoj CT; vymezení základních pojmů; realizace CT přístrojů, konstrukční řešení CT skeneru, detekční soustava; princip sběru dat, rekonstrukce obrazu



Obrázek 64 : Vlevo: Prostá zpětná projekce poskytuje rozmazaný obraz, v němž je přítomen tzv. hvězdicový artefakt. Poté, co jsou všechny projekce uloženy, aplikuje se pro odstranění artefaktů konvoluční filtr. Převzato z [1]. Vpravo: Ukázka postupného vytváření obrazu. Na panelu A je originální obraz, na panelech B–G rekonstrukce z 1, 3, 4, 16, 32, 64 projekcí. Převzato z [22].

7.6 Rekonstrukce CT obrazu

Vlastní princip sběru obrazových dat spočívá v postupném měření útlumu úzce zkolimovaného svazku rentgenového záření pod jednotlivými úhly (Obrázek 65). Projekce je získána z jednotlivých měření celkového útlumu rentgenového záření v objemu tkáně (sloupci), definovaném zkolimovaným svazkem – paprskovým integrálem. Poté se soustava rentgenka-detektor natočí o daný úhel a změří se tatáž scéna při zpětném translačním pohybu. Takto je získán soubor projekcí v rozsahu 0° – 360° , které jsou dále podrobeny rekonstrukci pomocí matematických metod.



Obrázek 65 Základní princip sběru obrazových dat výpočetní tomografie. Během translačního pohybu se sejme jedna projekce snímané scény. Poté se soustava rentgenka-detektor a úhlový inkrement [37].

Jednotlivé vrstvy CT vyšetření zobrazují průměrnou absorpci prošlého rentgenového záření v určitém objemu tkáně (voxelu). Výsledná absorpce je zobrazena ve stupních šedi. Absorpce záření je však v různých částech rozdílná, má různý sumační absorpční koeficient. Z jedné vrstvy je vygenerováno několik set tisíc dat, která jsou předána pro další zpracování počítačem, který pracuje absorpční profily a hodnoty tak, aby z nich vyplynuly konkrétní absorpční hodnoty jednotlivých voxelů. Získané hodnoty jsou iterací (u první generace CT přístrojů), transformací, profilů a logaritmovaných rovnic (třetí generace CT přístrojů) upravovány do sítě (matice) polí (pixelů) s jednotlivými číselnými hodnotami vypočítané denzity. Ve výsledku se získají absorpční koeficienty pro jednotlivé voxely, které jsou vyjádřeny denzitními jednotkami – Hounsfieldovy jednotky, HU, CT číslo – vyjadřující stupeň absorpce v jednotlivých tkáních vztaženou k absorpci rentgenového záření ve vodě. Voda má denzitu rovnou nule, struktury s absorpcí větší než voda mají hodnotu denzity vyšší než nula. Jsou to všechny tkáňové struktury kromě tuku a vzduchu. Hodnoty pro tuk a vzduch jsou negativní; -1000 HU vzduch, nejvyšší denzitu mají kompaktní kosti a zuby. Používané rozmezí HU je v rozmezí -1000 HU až $+3000$ HU. Kvalita vyšetření je tím vyšší, čím nižší měřitelný rozdíl denzit je možno zobrazit.

$$\text{denzita (HU)} = \frac{\mu_{\text{mat}} - \mu_{\text{vody}}}{\mu_{\text{vody}}} \cdot 1000$$

7.7 Konstrukce CT skeneru

Základní konstrukční prvky CT systémů mají několik shodných prvků (Obrázek 66 a Obrázek 67), byť se konstrukčně liší, zejména s ohledem na jejich neustálý vývoj. Mezi základní konstrukční prvky patří:

Výpočetní tomografie (historie a vývoj CT; vymezení základních pojmů; realizace CT přístrojů, konstrukční řešení CT skeneru, detekční soustava; princip sběru dat, rekonstrukce obrazu

GANTRY

Gantry s vyšetřovacím tunelem (vyšetřovací portál) je největší část CT přístroje. Uvnitř gantry se nachází rentgenka (Obrázek 68), kolimační, pohonný, řídicí a chladičový systém. Uprostřed gantry je kruhový otvor (zpravidla 700–800 mm), kterým projíždí vyšetřovací stůl s pacientem. Pro zvolení roviny řezu lze portál sklopit maximálně do $\pm 30^\circ$ podél horizontální osy. Pro správné nastavení vyšetřované oblasti lze použít pomocný světelný kříž. Na portálu se dále nacházejí ovládací panely a display zobrazující nastavené hodnoty. Pro komunikaci pacienta s lékařem slouží komunikační zařízení.

POLOHOVACÍ STŮL

Polohovací patientský stůl se na začátku vyšetření vertikálně posune do pozice podle vyšetřované oblasti. Po nastavení se pacient na lůžku pohybuje horizontálně směrem do gantry. Patientská deska je vyrobena z karbonu, aby se minimalizoval vliv obrazových artefaktů.

GENERÁTOR ANODOVÉHO NAPĚTÍ

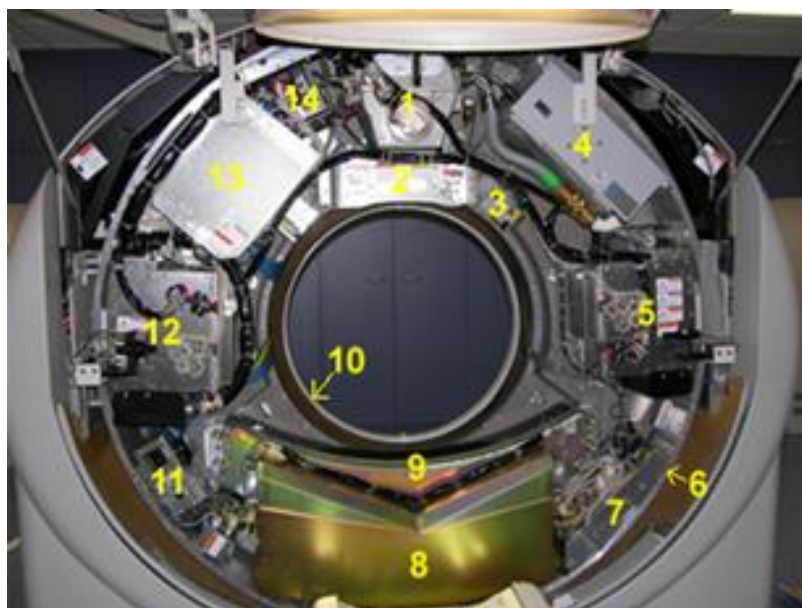
Generátor vysokého anodového napětí pro urychlení elektronů v rentgence je umístěn v rotační části gantry. Střídavé síťové napětí (220 V/380 V) o vysoké frekvenci 10–40 kHz je ve vysokonapěťovém transformátoru konvertováno na vysoké napětí, které je usměrněno na výsledné napětí $\sim 80\text{--}140\text{ kV}$ a následnou filtrací se zbaví vyšších harmonických složek.

PRACOVNÍ MÍSTĚ PERSONÁLU

Pracoviště odborného personálu sestává z řídicího a zobrazovacího počítače, obslužného pultu s monitory a dokumentačního zařízení (multiformátová nebo laserová kamera).



Obrázek 66 Toshiba Aquilion 16 – konstrukční prvky: (1) gantry \varnothing 720 mm; (2) mikrofon; (3) poziční laser (sagitální); (4) kontrolky; (5) indikace expozice rentgenového záření; (6) stop tlačítko; (7) kontrolní panel; (8) poziční laser; (9) pacientské lůžko; (10) EKG monitor.



Obrázek 67 Konstrukce CT skeneru: (1) rentgenka; (2) filtry, kolimátor, referenční detektor; (3) vnitřní projektor; (4) chlazení rentgenky; (5) generátor vysokého napětí (0–75 kV); (6) přímý pohon rotace (systému rentgenka-detektory); (7) řídicí jednotka rotace; (8) DAS (akviziční systém); (9) detektory; (10) slip rings; (11) řízení teploty detektoru; (12) vysokonapěťový generátor (75–150 kV); (13) napájení; (14) síťový filtr.

Výpočetní tomografie (historie a vývoj CT; vymezení základních pojmů; realizace CT přístrojů, konstrukční řešení CT skeneru, detekční soustava; princip sběru dat, rekonstrukce obrazu

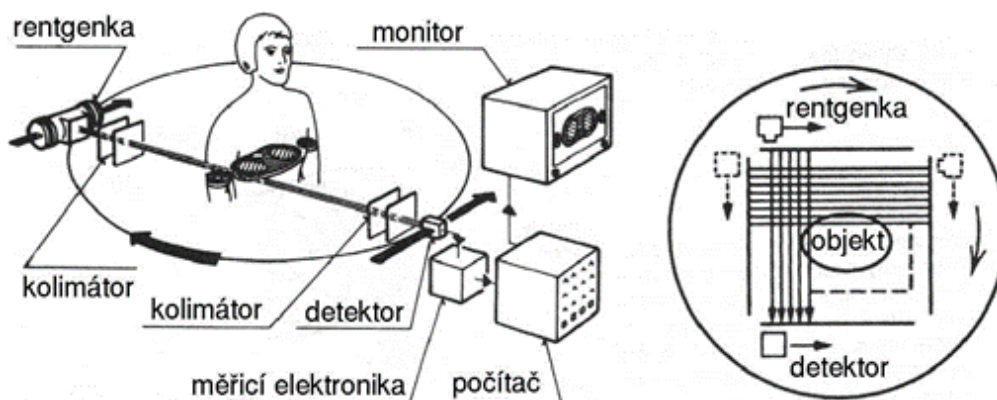


Obrázek 68 Rentgenka Philips Brilliance 64 Advanced Solution.

7.8 Generace CT přístrojů – historický vývoj

PRVNÍ GENERACE

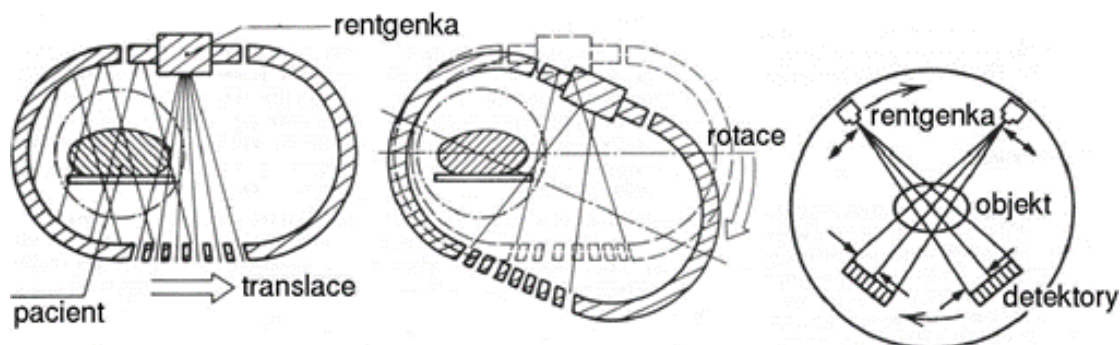
Charakteristickým rysem první generace CT přístrojů (Obrázek 69) bylo použití jediného detektoru, jenž se pohyboval lineárně a rovnoběžně s rentgenkou v rovině řezu. Po sejmutí rovnoběžného průmětu se systém rentgenka, kolimátory a detektor pootočil o určitý úhel a celý proces se opakoval. Typická doba snímání byla 135 až 150 s, používaly se nejvýše dvě tomografické vrstvy na jedno sejmutí, počet primárních měření byl 23040–28800. Základní typ detektoru byl scintilátor Na I(Tl), Cs I nebo BGO ($\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$) v kombinaci s fotonásobičem. Hlavní oblastí použití byla tomografie lidské hlavy.



Obrázek 69 První generace CT přístrojů používala jediný detektor, jenž se pohyboval lineárně rovnoběžně s rentgenkou v rovině řezu. Po sejmutí rovnoběžného průřezu se systém rentgenka, kolimátory a detektor pootočil o určitý úhel a celý proces se opakoval. Upraveno podle [22].

DRUHÁ GENERACE

Charakteristickým rysem druhé generace CT přístrojů (Obrázek 70) je kombinace malé lineární translace pro každý úhel natočení a postupné rotace systému rentgenka, kolimátory, detektory. Podstatnou změnou je použití více detektorů na jednu tomografickou vrstvu: tři až dvanácti u tzv. pomalé varianty a dvanácti až 52 u tzv. rychlé varianty. Na jednu mohly být sejmuty nejvýše dvě tomografické vrstvy. Pomalá varianta měla dobu snímání 45 až 150 s, úhel vnějšího svazku X-záření 3–12°, a hlavní oblast použití byla tomografie lidské hlavy. Rychlá varianta měla dobu snímání 5 až 20 s, úhel vnějšího svazku X-záření 12–26°; používaly se již pro celotělovou tomografii. Detektory byly založeny na podobném principu jako u první generace, počet primárních měření byl 250000–540000.



Obrázek 70 Druhá generace CT přístrojů kombinuje malou lineární translaci pro každý úhel natočení a postupnou rotaci systému rentgenka, kolimátory, detektory. Podstatnou změnou je použití více detektorů. Upraveno podle [22].

TŘETÍ GENERACE

Třetí generace celotělových CT přístrojů je v současnosti pravděpodobně nejrozšířenější, proto si jí všimneme podrobněji (Obrázek 71). Lineární mozaika detektorů o 256–

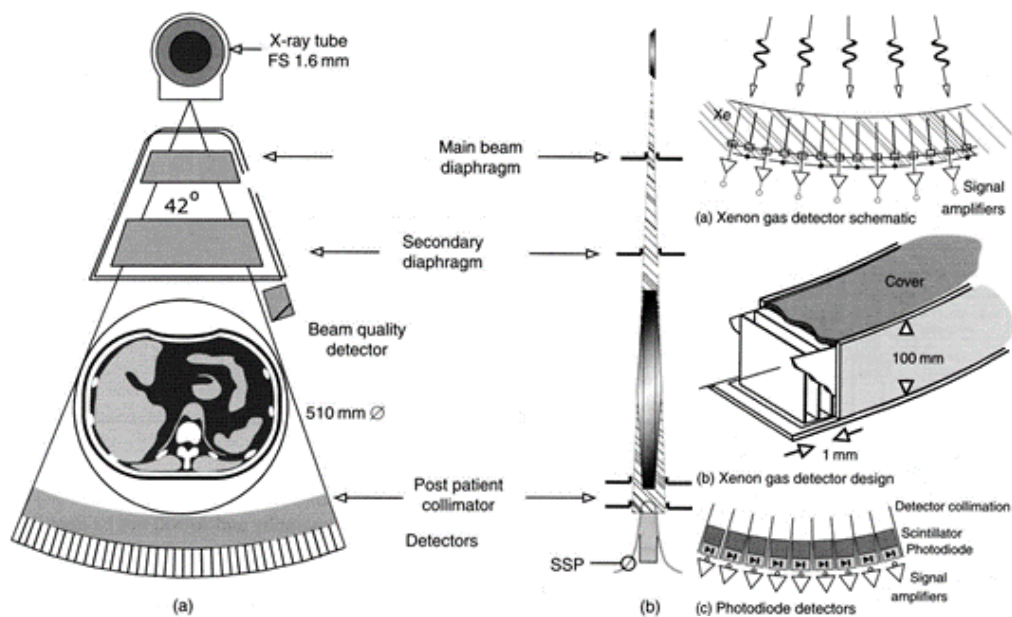
Výpočetní tomografie (historie a vývoj CT; vymezení základních pojmů; realizace CT přístrojů, konstrukční řešení CT skeneru, detekční soustava; princip sběru dat, rekonstrukce obrazu

1024 detekčních elementech leží naproti rentgenke na kruhovém oblouku o rozvoru zhruba 30° – 45° se středem v rentgenke (vějířová konstrukce, anglicky fan-beam, viz Obrázek 72 vlevo a uprostřed). Pro akvizici dat o trvání 2,5–10 s se využívá výhradně rotační pohyb rentgenky a detektorů okolo pacientova těla. Počet primárních měření je mezi 172 000 a 184 000. Jako detektorů se používá kombinace scintilátor plus fotodetektor, nebo xenonem plněné ionizační komory (Obrázek 72 vpravo).

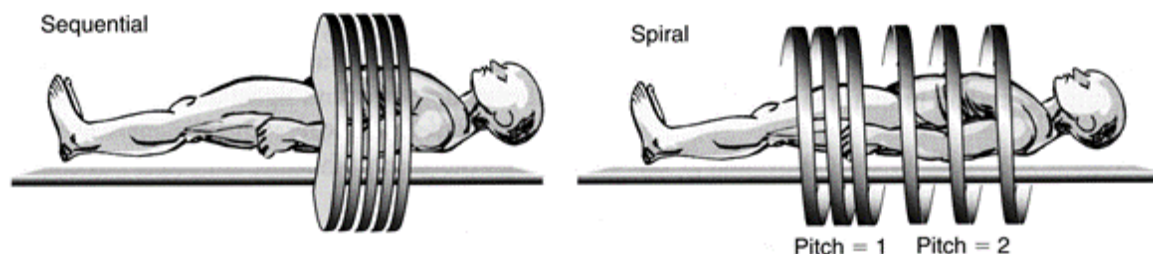


Obrázek 71 Třetí generace CT přístrojů je v současné době zřejmě nejpoužívanější. Mozaika detektorů leží naproti rentgenke na kruhovém oblouku o rozvoru zhruba 30° – 45° se středem v rentgenke. Lineární pohyb je vyloučen, různých průmětů se dosahuje pouze rotací rentgenky a systému detektorů okolo pacienta. Upraveno podle [22].

Až do počátku devadesátých let probíhala akvizice CT přístrojů sekvenčně: lůžko pacienta se při rotaci systému rentgenka-detektory nepohybuje, po nasnímání projekcí jednoho řezu se posune o určitý krok a celý cyklus se opakuje. Vzhledem k tomu, že takové vyšetření probíhá poměrně dlouho, a pacient volně dýchá a posunuje se, je toto měření zaneseno velkou chybou. V poslední době se proto začíná používat metody spirální, kdy se lůžko pacienta posouvá kontinuálně během rotačního pohybu systému rentgenka-detektory (Obrázek 73). Dalším krokem jsou víceřezové detektory (multislice detector design), kdy se při rotaci snímá hned více (až 64) řezů najednou (Obrázek 74).

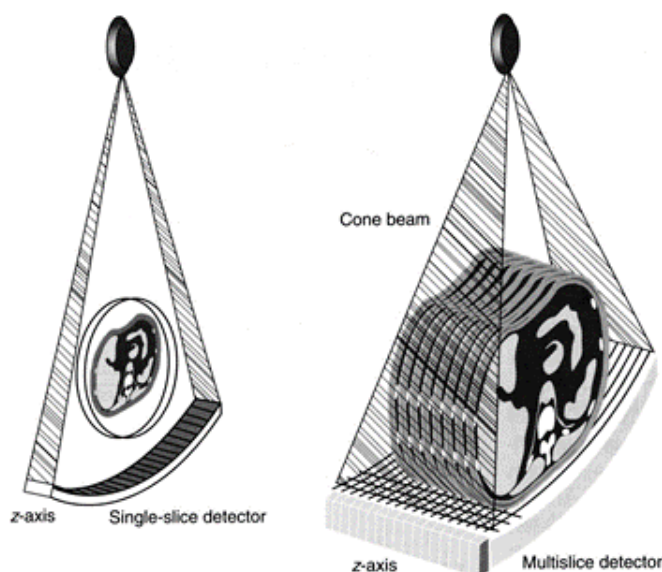


Obrázek 72 Vlevo a uprostřed: (a) Základní design CT přístroje třetí generace ukazuje zdroj X-záření kolimovaný do vějířového svazku (fan-beam) a rotující spolu s kruhovým segmentem detektorů okolo pacienta. (b) Geometrie kolimátoru a detektoru. Řez je uprostřed rozšířen a dodatečná kolimace za pacientem (post patient collimation) definuje profil citlivosti řezu. Vpravo: (a) Xenonové plynové detektory mají hluboké komory, společně plnění xenonem a díky své hloubce poskytují vlastní kolimaci. (b) Kompletní lineární systém detektorů sestává z několika set detektorových elementů o rozměru cca 1 mm. (c) Oddělené scintilační detektory kombinované s fotodiodami vyžadují dodatečnou kolimaci. Upraveno podle [4].



Obrázek 73 Vlevo: Sekvenční akvizice řezů dává oddělené řezy, z nichž každý obsahuje úplný profil. Vpravo: Spirální akvizice, při níž se lůžko pacienta pohybuje, poskytuje spojitý helikální řez, jež je nutno korigovat speciálními matematickými postupy. Upraveno podle [4].

Výpočetní tomografie (historie a vývoj CT; vymezení základních pojmů; realizace CT přístrojů, konstrukční řešení CT skeneru, detekční soustava; princip sběru dat, rekonstrukce obrazu



Obrázek 74 Srovnání jednořezové (single-slice) a víceřezové (multislice) CT akvizice. Upraveno podle [4].

ČTVRTÁ GENERACE A SPECIÁLNÍ PŘÍSTROJE

Čtvrtá, nejnovější generace CT přístrojů se od třetí generace liší hlavně tím, že detektory (600–1088 elementů) jsou nepohyblivé a jsou rozloženy po obvodu portálu (gantry) CT přístroje (Obrázek 75). Rotuje pouze rentgenka poskytující svazek o rozvoru zhruba 50°–90°. Akvizice dat trvá 1–5 s. Počet primárních měření je mezi 267200 a 3110400. Jako detektorů se používá kombinace scintilátor plus fotonásobič, nebo fotodiod (Obrázek 72 vpravo).

Kromě těchto přístrojů, jež jsou určeny pro rutinní vyšetřování, existují i specializované přístroje. Jedná se např. o ultrarychlé DSR systémy, které rotační pohyb rentgenky nahrazují větším počtem (až 14) rentgenek, jejichž přepínáním dostáváme průměty do různých směrů.

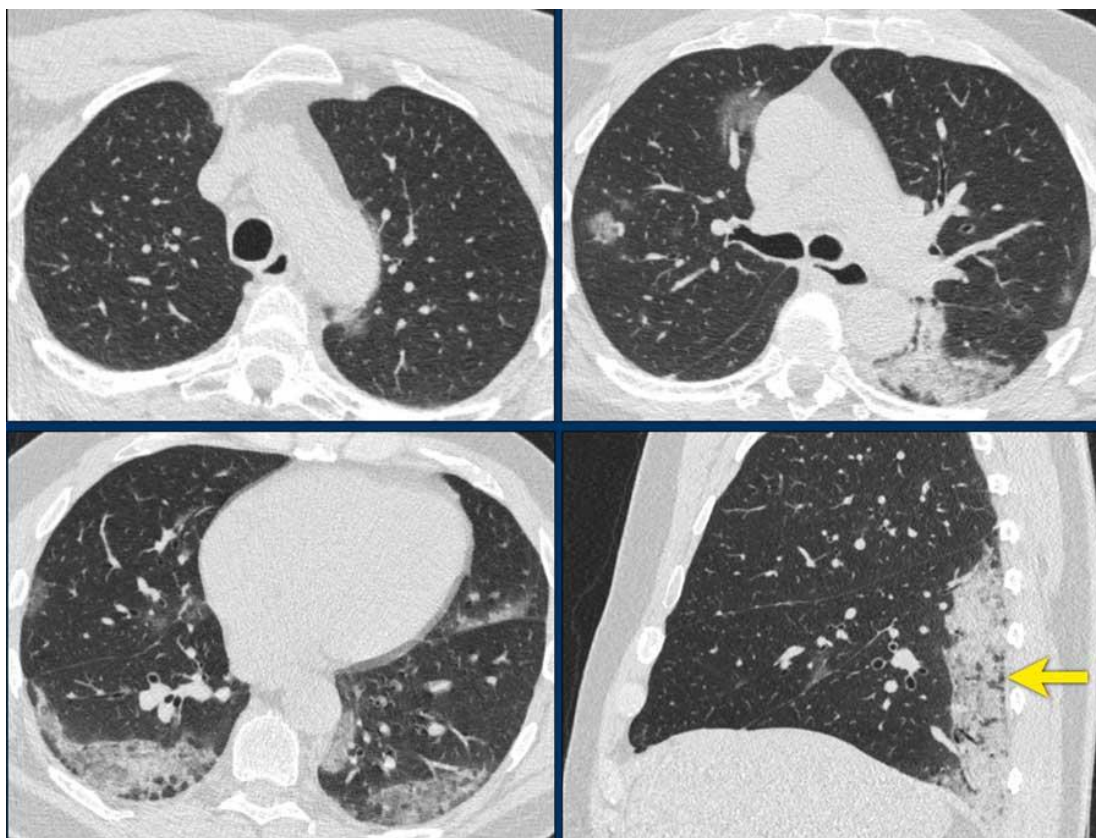


Obrázek 75 : Čtvrtá generace CT přístrojů má stabilní (nerotující) systém detektorů; rotuje pouze rentgenka a průměty se získávají z různých sektorů prstencového systému detektorů. Upraveno podle [22].

7.9 Klinické využití CT

Při CT vyšetření lze zjistit jen takové patologické procesy, které mají při prostém vyšetření nebo po podání kontrastní látky odlišné CT číslo. Z uvedeného plyne, že CT je schopno dobře odlišit plíce a kosti od ostatní tkáně, ale obecně kontrast měkkých tkání nepatří mezi silné stránky CT; v tomto ohledu dává lepší výsledky magnetická rezonance. Výhodou je výborné rozlišení, možnost počítačového vytváření 3D obrazů, nezanedbatelná je také u moderních přístrojů vysoká rychlost vyšetření. Ukázka CT vyšetření plic je na Obrázek 76.

Samostatnou důležitou otázkou jsou dávky radiace, které pacient dostane při vyšetření. Dávka závisí na objemu zkoumané oblasti, fyzických vlastnostech vyšetřovaného, počtu a typu skenování, a požadované přesnosti a kvalitě zobrazení.



Obrázek 76 CT plic. Kazuistika: Muž 59 let, týden přetrvávající neproduktivní kašel, PCR test na přítomnost SARS-CoV-2 negativní. Z klinické indikace bylo provedeno CT vyšetření plic – nález: denzity mléčného skla (ground glass opacities – GGO) a masivní konsolidace v zadních částech dolních laloků – viz šipka na sagitální rekonstrukci. GGO vznikají částečným zaplavením vzdušného prostoru alveolů, intersticiálním prosáknutím, částečným kolapsem alveolů, zvýšením kapilárního průtoku. Zdroj [<https://radiologyassistant.nl/chest/covid-19/covid19-imaging-findings#chest-ct-initial-ct-findings>].



SHRNUTÍ KAPITOLY

Na rozdíl od fotonů ultrafialového, viditelného a infračerveného záření – živými tkáněmi. X-záření vzniká v malém ohnisku mimo tělo pacienta, poté prochází vyšetřovanou oblastí tkáně, přičemž tok fotonů je modulován v závislosti na složení látky (hlavně na jejím průměrném protonovém čísle), na její hustotě a na vlnové délce záření. Detektory umístěné opět mimo tělo pacienta umožňují zobrazení vnitřních, „neviditelných“ anatomických struktur.

Prozáření z jednoho směru nemůže principiálně odstranit problém překrývání a korektní rekonstrukce struktur; tento problém je ponechán na zkušenosti rentgenologa. Kombinace s tomografickým principem – tedy rekonstrukci řezu, potažmo 3D struktur, z mnoha projekcí z různých směrů, je principiálním základem diagnostických metod DSA a CT.

8 MAGNETICKÁ REZONANCE (HISTORIE, NUKLEÁRNÍ MAGNETICKÁ REZONANCE, FYZIKÁLNÍ PRINCIPY, KONSTRUKČNÍ PRVKY MR SKENERU; MAGNETICKÉ SYSTÉMY MR; TVORBA 3D OBRAZU; T1 A T2 ČASY; ZÁKLADNÍ SEKVENCE A JEJICH PARAMETRY)

RYCHLÝ NÁHLED KAPITOLY



K pochopení principů zobrazování pomocí jevu magnetické rezonance je nezbytné pochopení fyzikálních principů jevů, které tato zobrazovací metoda využívá. Proto je v kapitole kladen důraz na fyziku jaderného spinu, funkci a konstrukci magnetických systémů MRI, magnetické indukci, ad. Je vysvětlena Larmorova frekvence a vznik MRI obrazu.

CÍLE KAPITOLY



Nastudovat zobrazovací metody založené na interakci radiofrekvenčního elektromagnetického záření s jaderným magnetickým momentem.

ČAS POTŘEBNÝ KE STUDIU



6 hodin

KLÍČOVÁ SLOVA KAPITOLY



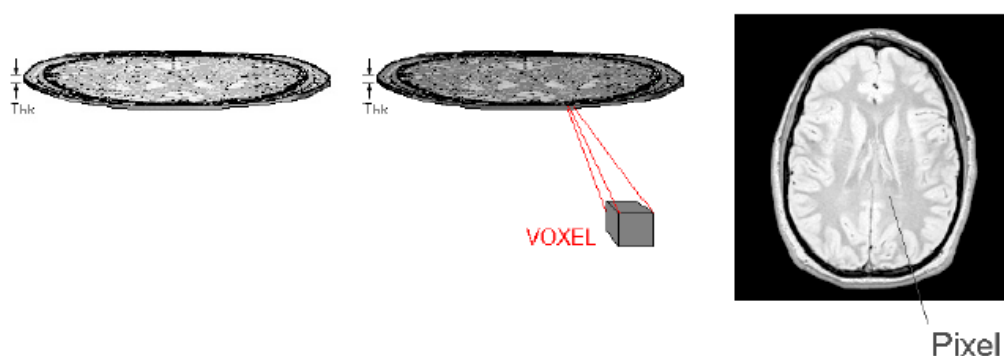
Nukleární, jaderná magnetická rezonance; jaderný spin; jaderný magnetický moment; magnetizace; gyromagnetický poměr; relaxační čas; magnetický gradient; zobrazování pomocí magnetické rezonance (MRI).

ÚVOD

Nukleární magnetická rezonance (NMR) je fyzikálně-chemická metoda založená na analýze magnetických momentů atomových jader. Tato původně analytická metoda objevená F. Blochem a E. Purcellem v roce 1946 byla pod názvem MRI (Magnetic Resonance Imaging) rozvinuta jako zobrazovací technika používaná k tomografickému zobrazování vnitřních orgánů lidského těla. Obrazy vznikají na základě odezvy dočasných změn magnetických poměrů v tkáních. Hned zkraye poznamenejme, že v metodě MRI nefiguruje ionizující záření jako v klasické či digitální rentgenologii nebo ve výpočetní tomografii; využívá se radiofrekvenčního elektromagnetického záření (Obrázek 30). Při zpracování této kapitoly byly převážně využity zdroje [4, 18, 21, 38, 39].

8.1 Základní principy MRI

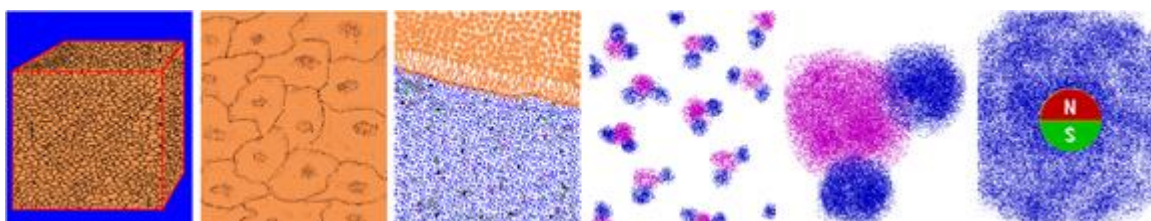
Atomové jádro se skládá z protonů a neutronů, jež souhrnně nazýváme nukleony. Každý nukleon má vlastní moment hybnosti – spin. V jádrech s lichým počtem nukleonů se spiny jednotlivých nukleonů nekompensují a určitý spin nese celé jádro. Pro lékařské účely je důležité především jádro vodíku, tedy proton. Spin je kvantovaná veličina, může být vzhledem k určitému směru kvantování orientována buď „paralelně“ nebo „antiparalelně“.



Obrázek 77 Silné magnetické pole používané k MRI zobrazování má lineární gradient, tj. mění se rovnoměrně v určitém směru. K rezonanci dochází pro frekvenci odpovídající vybranému typu jader jen při určité intenzitě magnetického pole, jež leží v tenké rovinné vrstvě (řezu) o tloušťce Thk kolmé ke směru gradientu. Pomocí gradientu magnetického pole se tak dá vybírat řez pacientem, aniž by bylo nutné s pacientem fyzicky manipulovat. Zobrazovaná vrstva je složena z objemových voxelů. Vpravo je dvourozměrné zobrazení vybraného řezu adresovaného odpovídajícím gradientem magnetického pole. Převzato z [38].

Mějme soubor jader vodíku. Pokud nejsou vložena do vnějšího magnetického pole, bude polovina protonů orientovaná nahoru a polovina dolů a jejich energie bude stejná. Přiložíme-li vnější magnetické pole, bude energie „elementárních magnetů“, jaké protony představují, různá pro protony orientované ve směru a proti směru pole. Dopadne-li nyní na tento vzorek vysokofrekvenční elektromagnetické záření obsahující fotony s energií rovnou rozdílu potenciální energie protonů s antiparalelní a paralelní orientací, dojde k rezonančnímu jevu: foton může být absorbován a jeho energie excituje proton v nižším energetickém stavu do vyššího energetického stavu. Pokud záření dále nepůsobí, dojde k relaxaci, proton se opět „přepne“ do nižšího energetického stavu a přitom se uvolní foton. Při rezonanční frekvenci dochází ke zvýšené absorpci elektromagnetického vlnění v látce, která je registrována prostřednictvím fotonů uvolňovaných při relaxaci. V praktické aplikaci se vzorek umístí do silného magnetického pole, které způsobí částečnou polarizaci protonů. Rezonanční frekvence závisí na intenzitě magnetického pole. Je-li vzorek umístěn do nehomogenního pole, tedy pole, které má určitý gradient, k rezonanci dochází v různých místech při různých frekvencích, čímž je možno hledanou strukturu lokalizovat (Obrázek 77). Prakticky všechny tkáně obsahují značné množství vody, tedy vodíkových jader (Obrázek

78). Rozložení molekul vody v příslušné tkáni tedy může být zobrazeno popsáním způsobem. Pro použitelnost metody je podstatné, že pomocí gradientu magnetického pole je možno přesně lokalizovat polohu zdroje relaxačního signálu. V praktickém provedení je samozřejmě tento signál dále zesilován a zpravidla analyzován pomocí Fourierovy transformace. Vhodným měněním gradientu přiloženého magnetického pole je možné získávat tomografický obraz.



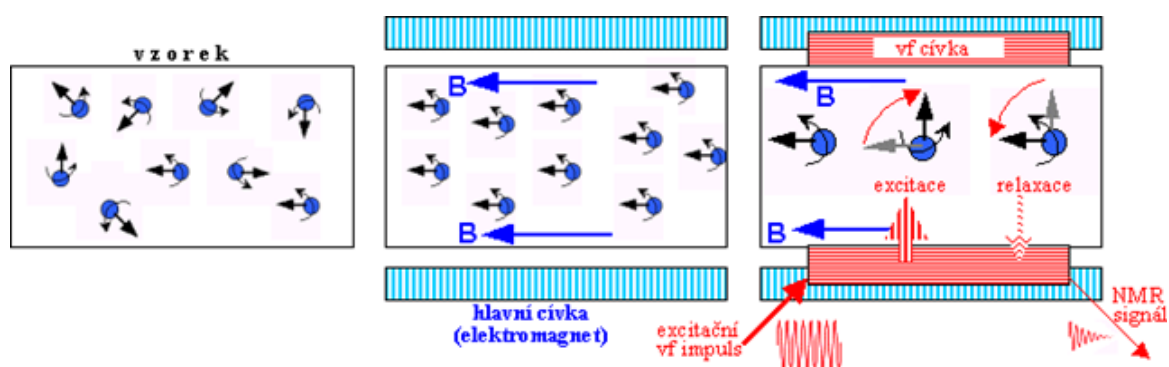
Obrázek 78 Lidské tělo obsahuje mnoho vody a lipidů. Voda i lipidy obsahují mnoho vodíkových atomů (v 1 cm^3 vody je řádově 10^{22} vodíkových atomů), takže lidské tělo obsahuje asi 63 % vodíku. Protože vodíkové atomy jsou schopné dávat NMR signál, používá se pro zobrazování právě jich. Každý voxel obsahuje jednu nebo více tkání se specifickým zastoupením vodíku (zcela vlevo). Zoom voxelu odhalí buňky (druhý panel zleva). Uvnitř každé buňky jsou vodní molekuly (třetí a čtvrtý panel zleva). Každá molekula vody obsahuje jeden kyslíkový a dva vodíkové atomy (druhý panel zprava). Jádro vodíkového atomu je tvořeno protonem – miniaturním „magnetem“, jenž se využívá v metodě NMR, potažmo k medicínskému zobrazování. Právě různý obsah vodíkových atomů a různý chemismus obklopujícího prostředí v různých tkáních umožňuje jejich rozlišení. Převzato z [38].

8.2 Fyzikální principy MRI – fyzika jaderného spinu

Každý nukleon (proton nebo neutron), z nichž se skládají atomová jádra, má spin (kvan-
tovaná veličina a u fermionů – mezi něž proton a neutron patří – nabývá poločíselného násobku redukované Planckovy konstanty \hbar . Proton i neutron mají v jednotkách \hbar spin $\frac{1}{2}$) Se spinem je svázán i vlastní (spinový) magnetický moment. Spin a magnetický moment mají však pouze atomová jádra s lichým nukleonovým číslem A, neboť spiny a magnetické momenty spárovaných protonů a neutronů se vzájemně ruší. Magnetický moment jádra vytváří nespárovaný nukleon. Magnetickou rezonanci lze tedy pozorovat jen u jader s lichým nukleonovým číslem. Pro potřeby medicínské zobrazování je ještě zapotřebí tuto podmínku doplnit o podmínku dostatečného zastoupení v tkáních. Zdaleka největší význam má vodík ^1H , jehož průměrné zastoupení v tkáních je kolem 63 %. Další atomy, jejichž jádra přicházejí pro medicínské zobrazování v úvahu, jsou například izotop uhlíku ^{13}C , fosfor ^{31}P , izotop dusíku ^{15}N , fluor ^{19}F a sodík ^{23}Na .

Bez vnějšího magnetického pole bude polovina protonů orientována jedním směrem a polovina opačným, takže v makroskopickém měřítku se jejich magnetické momenty vyruší a makroskopický magnetický moment tkáně bude nulový. Zapneme-li vnější magnetické pole o indukci řádově několik Tesla, každý spin se srovná do směru pole v jedné ze

dvou možných orientací, paralelní s nižší energií nebo antiparalelní s vyšší energií. Tkáň rychle přejde do rovnovážného stavu, v němž počet jader N^+ orientovaných paralelně (s nižší energií) bude mírně převyšovat počet jader N^- orientovaných antiparalelně. Součet jaderných spinů v určité oblasti se stejnou hodnotou vnějšího magnetického pole B_0 bude nenulový a bude vytvářet makroskopickou magnetizaci tkáně M_0 . Velikost této magnetizace bude úměrná rozdílu $N^+ - N^-$. Tento proces „zmagnetování“ tkáně je názorně ilustrován na Obrázek 79 vlevo a uprostřed. Proces nastavení tepelné rovnováhy mezi spinovým systémem a zcela obecným okolím označovaným jako mřížka (i v případě kapalin) se nazývá spin-mřížková nebo také podélná relaxace.



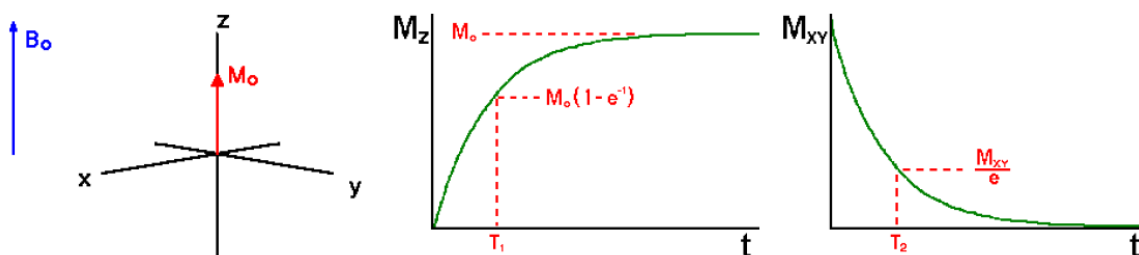
Obrázek 79 Názorná (i když z hlediska kvantové mechaniky nepřesná) představa chování jaderných spinů ve vnějším magnetickém poli. *Vlevo*: Spiny jsou bez vnějšího magnetického pole orientovány chaoticky a jejich celkový magnetický moment je nulový. *Uprostřed*: Zapneme-li vnější magnetické pole, např. vpuštěním elektrického proudu do cívky obklopující vzorek tkáně, budou se jaderné spiny snažit „srovnávat“ souhlasně s magnetickým polem a začnou vytvářet makroskopický magnetický moment – tkáň je „zmagnetovaná“. *Vpravo*: Aplikací elektromagnetického záření o Larmorově frekvenci dochází k rezonanci a jaderné spiny s nižší energií jsou excitovány do vyšší energetické hladiny, což ovlivňuje hodnotu celkové makroskopické magnetizace. Převzato z [20].

Nyní pomocí další cívky napájené vysokofrekvenčním elektrickým signálem vyšleme do vzorku tkáně elektromagnetické záření obsahující fotony s takovou frekvencí f , aby se jejich energie E podle Planckova vztahu $E = hf$ (kde h je Planckova konstanta) rovnala rozdílu mezi energií antiparalelně a paralelně orientovaného spinu. Tehdy dochází k jevu jaderné magnetické rezonance: foton může být absorbován a jeho energie excituje proton z nižšího (paralelního) do vyššího (antiparalelního) energetického stavu. Frekvence f splňující rezonanční podmínku se nazývá Larmorovou frekvencí a s indukcí vnějšího magnetického pole B_0 souvisí vztahem (15), kde $\gamma = 42,58 \text{ MHz T}^{-1}$ se nazývá gyromagnetický poměr protonu.

$$f = \gamma B_0 \quad (15)$$

Je zřejmé, že popsaná excitace jaderných spinů v režimu rezonance ovlivní rovnovážnou magnetizaci tkáně M_0 . V rovnováze leží vektor magnetizace M_0 podél vektoru vnějšího magnetického pole B_0 a je proto nazýván rovnovážnou magnetizací (Obrázek 80 vlevo). Položíme-li osu z kartézského souřadnicového systému do tohoto směru, pak v rovnováze je podélná komponenta magnetizace $M_z = M_0$ a příčná složka M_{\perp} sestávající z komponent do os x , y kolmých k ose z je rovna nule, $M_{\perp} = M_x = M_y = 0$. Dodáváme-li larmorovské elektromagnetické záření, jež excituje jaderné spiny, ve formě vhodně dlouhého a tvarovaného pulsu můžeme dosáhnout anulování podélné magnetizace, tj. $M_z = 0$. Po odeznění RF pulsu (radiofrekvenční puls, jehož základní frekvence je např. pro magnetické pole $B_0 = 1\text{ T}$ rovna 42,58 MHz, pro magnetické pole $B_0 = 1,5\text{ T}$ rovna 63,87 MHz) se ovšem jaderné spiny vracejí zpět do původní rovnováhy – říkáme, že relaxují – a časový vývoj podélné magnetizace se chová podle rovnice (16), kde T_1 se nazývá spin-mřížkový relaxační čas. Jeho hodnota charakterizuje rychlost návratu magnetizace zpět do rovnovážné hodnoty.

$$M_z(t) = M_0(1 - e^{-\frac{t}{T_1}}) \quad (16)$$



Obrázek 80 Ilustrace ke spin-mřížkovému a spin-spinovému relaxačnímu času. Vlevo: V rovnováze leží vektor magnetizace M_0 podél vektoru vnějšího magnetického pole B_0 . Uprostřed: T_1 je čas, za který se podélná magnetizace vrátí z nulové hodnoty na $1 - e^{-1} \approx 63\%$ rovnovážné hodnoty M_0 . Vpravo: T_2 je čas, za který příčná magnetizace klesne z vychýlené hodnoty $M_{\perp 0}$ na $e^{-1} \approx 37\%$ této hodnoty. Převzato z [38].

Místo RF pulsu larmorovského elektromagnetického záření, jenž anuluje podélnou magnetizaci, můžeme použít delšího pulsu, jenž dokonce obrátí magnetizaci do opačného směru, na $M_z = -M_0$, takže relaxace bude delší, ale charakteristický čas T_1 bude stejný (17). Podélnou relaxaci ilustruje Obrázek 80 uprostřed.

$$M_z(t) = M_0(1 - 2e^{-\frac{t}{T_1}}) \quad (17)$$

Aplikujeme-li naopak kratší RF puls, jenž „sklopí“ magnetizaci jen do roviny xy , bude vektor magnetizace konat precesi okolo osy z s Larmorovou frekvencí. Jelikož pole B_0 ne-

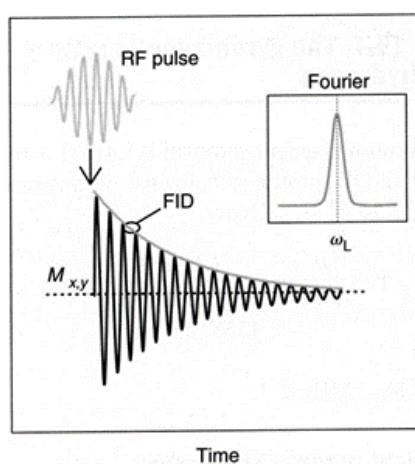
Magnetická rezonance (historie, nukleární magnetická rezonance, fyzikální principy, konstrukční prvky MR skeneru; magnetické systémy MR; tvorba 3D obrazu; T1 a T2 časy; základní sekvence a jejich parametry)

může být zcela exaktně homogenní, budou se v různých místech velmi mírně lišit i odpovídající Larmorova frekvence. Následkem toho dojde k rozfázování jednotlivých objemových elementů vytvářejících příčnou komponentu M_{\perp} , a postupnému zmenšování příčné komponenty podle rovnice (18),

$$M_{\perp}(t) = M_{\perp 0} e^{-\frac{t}{T_2}} \quad (18)$$

kde $M_{\perp 0}$ je počáteční hodnota příčné magnetizace a T_2 je spin-spinový relaxační čas, jenž je vždy menší nebo rovný T_1 , tj. příčná relaxace je rychlejší než podélná. Časový průběh T_2 je ilustrován na Obrázek 80 vpravo. Vztahy (16) až (18) lze odvodit řešením Blochových rovnic.

Úhel otočení vektoru magnetizace je úměrný energii RF pulsu. RF puls, jenž „sklopí“ magnetizaci do roviny xy , se nazývá (ze zřejmých důvodů) 90° puls, a puls, jenž otočí magnetizaci do opačného směru, se nazývá 180° puls. Po odeznění pulsu, jenž provedl otočení nebo sklopení magnetizace, dochází k relaxaci zahrnující T_1 i T_2 proces. Nedojde-li po aplikaci RF pulsu k čerpání energie do spinů pomocí následného RF pulsu, nazýváme volnou relaxaci FID (free induction decay).



Obrázek 81 Tvar 90° RF pulsu, jeho PSD (výkonové Fourierovo spektrum) a volné doznívání příčné magnetizace (FID). Převzato z [4].

Tvar RF pulsu je rovněž kritický a má vliv na přesnost výběru obrazového řezu. Nejčastěji se používá zvonovitě tvarovaný puls obsahující 3 až 4 vlnové délky λ odpovídající Larmorově frekvenci, nebo puls tvarovaný jako funkce *sinc*. Takto tvarovaný RF puls má optimální vlastnosti ve frekvenční doméně. Tvar RF pulsu, jeho Fourierovo spektrum a FID jsou zobrazeny na Obrázek 81.

Podstatné je, že relaxační časy T_1 a T_2 jsou výsledkem vzájemného působení rezonujících jader a jejich okolí a charakterizují chemické vlastnosti a strukturu vyšetřované tkáně.

Relaxační doby jsou proto často výrazně odlišné pro různé typy tkáně a také pro zdravou a nádorovou tkáň.

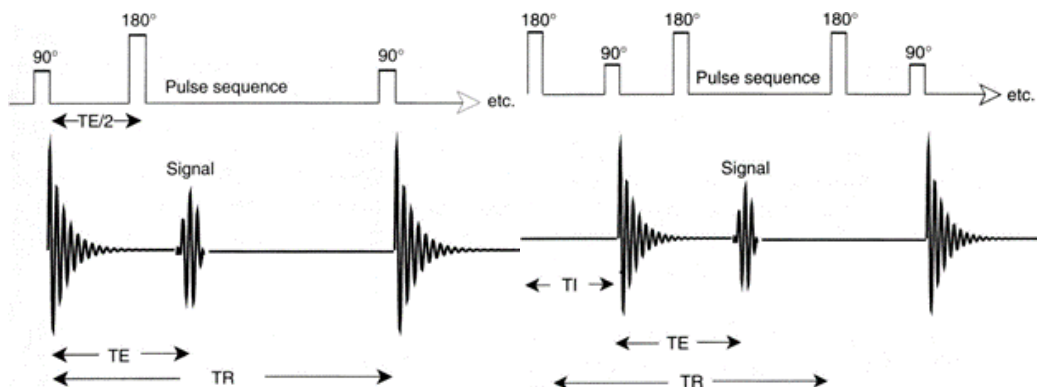
Při relaxaci dochází podle zákonů elektrodynamiky k emisi elektromagnetického záření, jehož intenzita závisí na koncentraci daného druhu rezonujících jader (v našem případě protonů), na chemických vlastnostech a struktuře tkáně. Jsou-li RF pulsy při FID opakovány s periodou T_R dostatečně velikou, aby bylo zachováno volné doznívání, je intenzita signálu emitovaného relaxujícími spiny úměrná jejich hustotě ρ a v čase doznívá jako (19).

$$1 - e^{-T_R/T_1} \quad (19)$$

V praxi se používají pro zlepšení odstupu signálu od šumu jiné posloupnosti RF pulsů. Nejběžnější jsou spin-echo sekvence a IR (Inversion Recovery) sekvence, jež jsou vysvětleny na Obrázek 82. Intenzity signálu relaxujících spinů doznívají jako (20) pro sekvenci spin-echo a (21) pro sekvenci IR. Významy časů T_E , T_1 a T_R jsou vysvětleny v popise Obrázek 82.

$$(1 - e^{-T_R/T_1})e^{-T_E/T_2} \quad (20)$$

$$1 - 2e^{-T_1/T_1} + e^{-T_R/T_1} \quad (21)$$

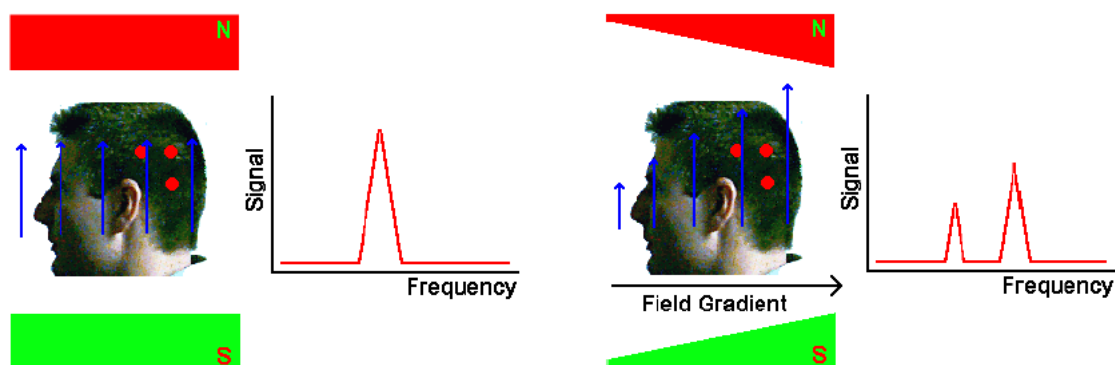


Obrázek 82 Vlevo: Spin-echo sekvence. Nejprve se aplikuje 90°puls, jímž se magnetizace sklopí do roviny xy , dochází k defázování a vysílání FID signálu. V okamžiku, kdy je „vějíř“ magnetizací rozevřen právě do půlkruhu, se aplikuje 180° puls, jímž se „vějíř“ překlopí okolo své hrany na opačnou stranu. Stejným mechanismem jako dochází k defázování, nastává nyní sfázování (skládání „vějíře“), jež vzápětí přejde opět k defázování (rozkládání „vějíře“), a k vyslání nejprve silícího a poté slábnoucího echa. Časová odlehlost FID signálu a echa se označuje T_E , a celý proces se opakuje s periodou T_R . Vpravo: IR sekvence sestává z 180°pulsu, jenž otočí magnetizaci do opačného směru, následovaného sekvencí spin-echo. Perioda T_1 mezi 180° pulsem a 90° pulsem se nazývá inverzní čas. Převzato z [4].

8.3 Princip MRI zobrazování

Záření emitované relaxujícími spiny se zachycuje v přijímací cílce a analýzou získaného signálu lze rekonstruovat hustotu rezonujících spinů uvnitř tkáně.

V medicínském MRI zobrazování nás zajímá zejména NMR signál z vody a lipidů, komponentami lidského těla obsahujícími nejvíce vodíku. Základním principem je rezonanční vztah (15). Pro názornost uvažujme na Obrázek 83 znázorněnou lidskou hlavu obsahující tři oddělené malé oblasti s vysokou hustotou vodíkových atomů; jinde předpokládejme jejich výskyt nulový (ve skutečnosti je vodík obsažen s různou hustotou v celém těle). Pokud by naše fiktivní hlava byla vložena do homogenního magnetického pole B_0 , všechny tři oblasti by měly stejnou Larmorovu frekvenci a na NMR spektru získaném Fourierovou analýzou NMR signálu relaxujících spinů by se jejich rezonanční pík objevil při téže (Larmorově) frekvenci, jak je znázorněno na Obrázek 83.



Obrázek 83 Podstata frekvenčního kódování NMR signálu. Vlevo: Fiktivní hlava se třemi oblastmi vysoké hustoty vodíkových atomů. Hlava se nachází v homogenním magnetickém poli a ve všech třech oblastech je tedy stejná Larmorova frekvence.

Frekvenční spektrum bude proto mít pík na jediné Larmorově frekvenci B_0/γ .

Vlevo: Přiložíme-li gradient magnetického pole, některé (ne nutně všechny) oblasti vysoké hustoty vodíku se ocitnou v magnetickém poli s různou indukcí a jejich Larmorova frekvence se liší. Spektrum již má více píků, jejichž amplituda je

úměrná počtu vodíkových atomů. Upraveno podle [38].

Situace se změní, jakmile homogenní magnetické pole zaměníme gradientním magnetickým polem, které na obrázku roste zleva doprava. Protože některé ze tří oblastí s vysokou hustotou vodíku leží v magnetickém poli s různou intenzitou, dostaneme z nich podle (15) NMR signál na různých frekvencích, přičemž amplituda signálu je úměrná počtu vodíkových atomů. Tomuto postupu se říká frekvenční kódování. K zobrazování to však pořád ještě nestačí, protože dvě ze tří oblastí leží v oblasti se stejnou magnetickou indukcí a ve spektru je proto nelze rozlišit. Naznačený problém řeší metoda zpětné projekce (backprojection imaging), historicky první MRI metoda zavedená Lauterburem. Metoda zpětné projekce je rozšířením frekvenčního kódování v tom smyslu, že směr gradientu magnetického

pole se postupně natáčí s určitým krokem, a pro každý krok se změří spektrum NMR signálu. Rovinu řezu zafixujeme dalším, silnějším gradientním magnetickým polem. Jestliže na Obrázek 83 leží souřadná rovina xy v rovině kresby a osa z je k ní kolmá, a jestliže má gradientní magnetické pole nenulovou pouze z -složku, můžeme ji zapsat ve tvaru $B_z = B_0 + zG_z$, kde B_0 je indukce v určitém referenčním bodě, isocentru magnetu, a konstantní veličina G_z reprezentuje rychlost změny (gradient) magnetického pole. Rezonance nastává podle (15) tam, kde je velikost B_z magnetické indukce rovna Larmorově frekvenci protonu dělené gyromagnetickým poměrem γ , takže pro geometrický útvar $B_z = f/\gamma = \text{const}$, v němž dochází k rezonanci, máme (22). To je rovnice roviny kolmé k ose z , tj. sagitálního řezu hlavou. Gradientní pole G se dá obecně nastavovat složitějším způsobem, než jsme právě popsali, a tím měnit sklon a polohu roviny řezu.

$$zG_z = \frac{f}{\gamma} - B_0 = \text{const.} \quad (22)$$

Ve skutečnosti dochází k rezonanci v tenké rovinné vrstvě vlivem tepelného pohybu molekul a vlivem rozšíření spektrální čáry RF pulsů. Odtud mimochodem plyne důležitost tvarování RF pulsů. Kdybychom tyto pulsy vytvarovali s obdélníkovou obálkou, jejich frekvenční spektrum by mělo tvar funkce *sinc* se známými oscilačními laloky. Frekvence by měla velký rozptyl a v důsledku toho by byl velký rozptyl i lokalizaci míst, kde dochází k rezonanci; jinými slovy, rovina řezu by měla větší tloušťku, což by mohlo vést ke ztrátě ostrosti a detailu. Jestliže však RF pulsy příhodně vytvarujeme, například tak, aby jejich obálka měla tvar funkce *sinc*, bude mít naopak frekvenční spektrum pulsů obdélníkový tvar a rovina zobrazení bude dobře lokalizovaná. RF pulsy s Gaussovským profilem poskytnou opět Gaussovské frekvenční spektrum, tedy dobře lokalizovanou rovinu řezu. Tvarování RF pulsů tak lze využít k regulaci síly řezu.

Ze znalosti NMR spekter při všech krocích pak lze numericky implementovanou inverzní Radonovou transformací (zpětná projekce), podobně jako u výpočetní tomografie, pomocí počítače zrekonstruovat vybraný řez, jak je znázorněno na Obrázek 84 a Obrázek 77. Ačkoliv je technika frekvenčního kódování a zpětné projekce poměrně jednoduchá a názorná, v současných MRI modalitách se nepoužívá. Místo ní se aplikuje další kategorie zobrazování nazývaná dvourozměrné Fourierové zobrazování objevené a založené na Fourierově transformaci.

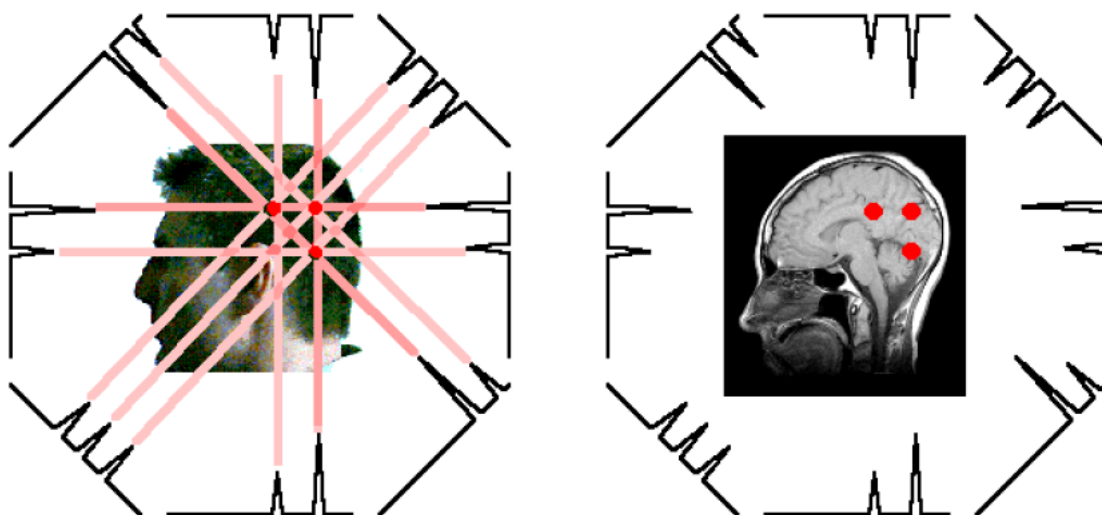
Obraz získaný metodou MRI je mapou protonové hustoty ve vybraném řezu. Přesněji, na MRI zobrazeních jsou zachyceny dvě základní informace:

- Distribuce hustoty jader vytvářejících NMR (obvykle vodíkových jader).
- Distribuce relaxačních časů souvisejících s chemickým složením a strukturním stavem tkáně v jednotlivých místech.

Numerickou analýzou relaxačních časů NMR signálu lze vytvářet mapy v relaxačních časech T_1 a T_2 (označovaných jako T_1 či T_2 vážené obrazy). Soustava obrazů různých rovnoběžných řezů pak vytváří 3D obraz vyšetřované oblasti. Oba výše uvedené faktory jsou jiné nejen pro různé druhy tkání (Tabulka 5), ale liší se i v závislosti na fyziologickém či patologickém stavu téže tkáně. To vše spolu se skutečností absence ionizujícího záření činí z MRI významnou diagnostickou metodu.

Tabulka 5 Relaxační časy T_1 , T_2 pro různé tkáně. Relaxační doba T_1 závisí na magnetické indukci B_0 a je zde zastoupena hodnotami pro tři typické používané intenzity 0,5 T, 1,0 T a 1,5 T.

Tkáň	T_1 [ms]			T_2 [ms]
	0.5 T	1.0 T	1.5 T	
Tuk	210	240	260	80
Játra	350	420	500	40
Ledviny	430	590	690	58
Svaly	550	730	870	45
Srdce	570	750	880	57
Bílá hmota mozk.	500	680	780	90
Šedá hmota mozk.	650	810	900	100
Mozkomíšni mok	1800	2160	2400	160



Obrázek 84 Podstata rekonstrukce obrazu pomocí techniky zpětné projekce. Vlevo: Pomocí gradientního pole (22) ve směru kolmém k rovině obrázku se zafixuje rovina řezu (zde sagitální), a pomocí gradientů v rovině obrázku natáčených s určitým krokem (zde pro názornost 45°) od 0° do 360° se v každém kroku sejme NMR spektrum. Vpravo: Ze znalosti všech spekter lze pomocí počítačově implementované Radonové transformace zrekonstruovat mapu sagitálního řezu vybraného pomocí gradientu kolmého k rovině obrázku. Upraveno podle [38].

8.4 Klinické použití MRI

Zařízení pro MRI vyžadují velmi silné magnetické pole, typicky od 0,2 T do cca 3,0 T. Existují tři způsoby vytváření takového magnetického pole:

PERMANENTNÍ MAGNETY

Indukce je omezena maximálně do $\sim 0,3$ T. Mezi jeho výhody patří malý rozptyl magnetického pole, nespotřebovává žádnou energii a nepotřebuje chlazení. Nevýhodou je obrovská hmotnost magnetů (až 100 tun), postupná degradace a ztráta magnetizace, a relativně slabá homogenita magnetického pole.

REZISTIVNÍ ELEKTROMAGNETY

Používaly se v začátcích MRI. Mezi výhody patří dobrá homogenita magnetického pole a možnost rychlého vypnutí magnetického pole v případě nutné lékařské intervence přímo na vyšetřovacím lůžku. Nevýhodou je značný příkon (přes 30 kW) a nutnost vodního chlazení.

SUPRAVODIVÉ ELEKTROMAGNETY

Problém elektrického odporu se dá vyřešit použitím supravodivých slitin ze slitiny niobu a tantalu. Vinutí je kvůli co nejlepší homogenitě pole rozděleno do několika sekcí a je ponořeno do kapalného hélia. Supravodivá cívka se aktivuje připojením vinutí ke zdroji; po odpojení v ní zůstane cirkulovat proud až 500 A. Výhodou je značně silná indukce (až 4 T), vynikající homogenita pole, nevýhodou nutnost kryogenního chlazení, vysoká váha (několik tun) a pomalý proces vypínání magnetického pole.

Dalším kritériem rozhodujícím pro MRI je homogenita magnetického pole. U vyšetření je zapotřebí dosáhnout relativní variaci homogenity několik málo jednotek nebo nejvýše desítek ppm (parts per million). Nehomogenity mohou mít původ jak externí (elektrická vedení, výtahy, ocelová potrubí a ocelové stavební výztuže), tak interní (nedokonalosti samotného vinutí). Výsledné pole musí být pečlivě upraveno do vyhovující homogenity shimmingem, který může být buď aktivní (dodatečné cívky napájené přesnými zdroji) nebo pasivní, například jednou z metod pečlivě tvarovaných železných plátů umístěných vně magnetu, Obrázek 87) nebo metodou optimalizace pole ve směru osy y , Obrázek 88 (cílem metody je optimalizovat velikost korekcí, počet a materiálové parametry jsou předem dány). Vně hlavního magnetu je rovněž aktivní stínění.

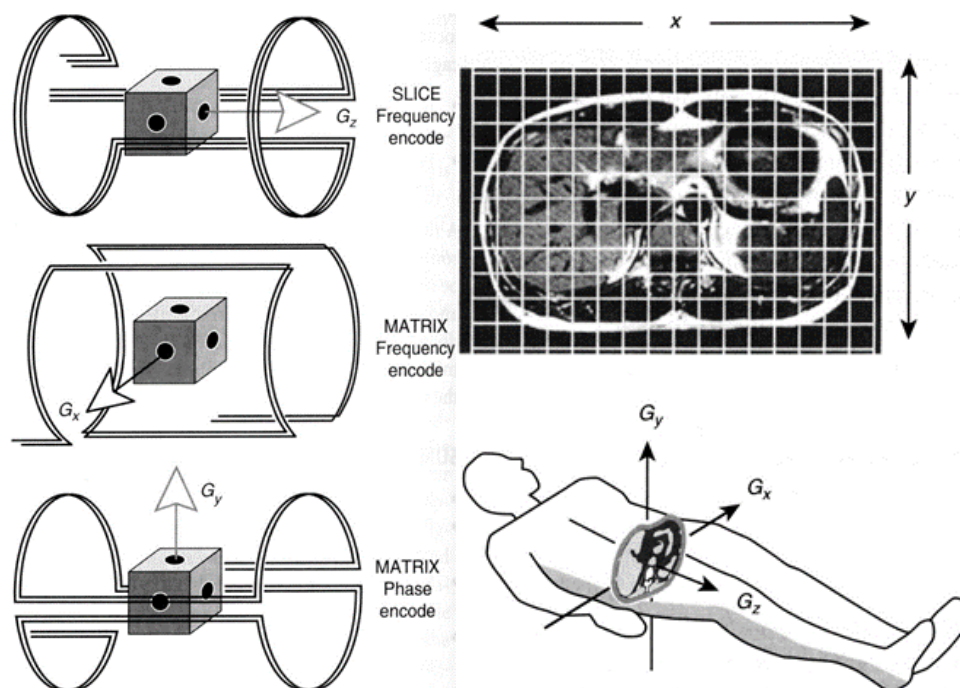
Součástí metody MRI je řízení gradientu magnetického pole. Speciálně konstruované gradientní cívky jsou umístěny uvnitř hlavního magnetu, kde vytvářejí gradient magnetic-

Magnetická rezonance (historie, nukleární magnetická rezonance, fyzikální principy, konstrukční prvky MR skeneru; magnetické systémy MR; tvorba 3D obrazu; T1 a T2 časy; základní sekvence a jejich parametry)

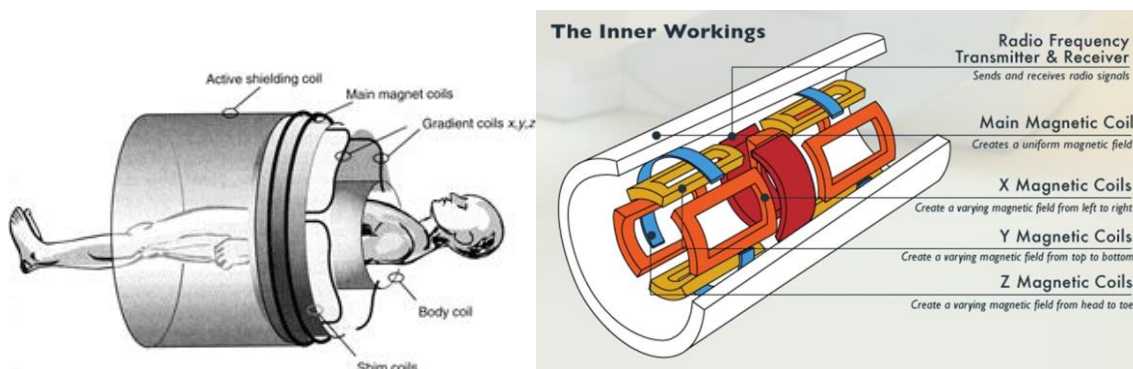
kého pole (Obrázek 85 a Obrázek 86). Magnetická indukce gradientních cívek je ve srovnání s indukcí hlavního magnetu „malá“, okolo 10 mT až 15 mT pro 1 T hlavní magnet (Obrázek 85 a Obrázek 89), ale i to vyžaduje proudy až 100 A.

Konečně poslední základní ingrediencí MRI zařízení jsou RF cívky, jež slouží k vysílání RF pulsů do těla vyšetřovaného pacienta a zároveň jako detektory NMR signálu. Pro různé anatomické oblasti jsou určeny speciální typy cívek.

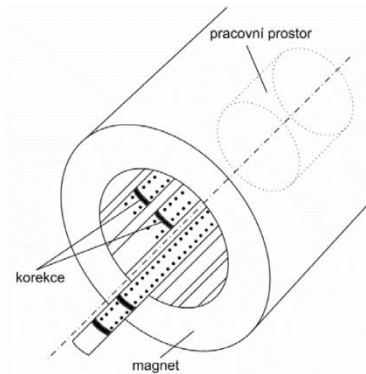
Dodávka modality MRI samozřejmě kromě uvedených součástí zahrnuje elektroniku pro řízení celého systému a kompletní kryogeniku.



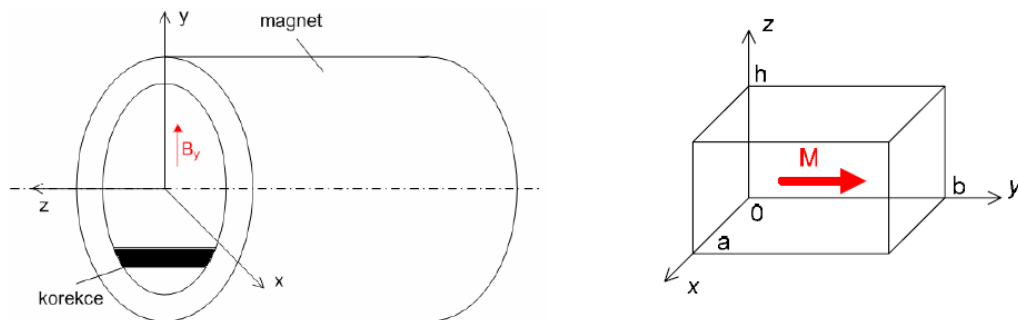
Obrázek 85 Vlevo: Design gradientních cívek. Vpravo: Superpozice gradientního pole na homogenní pole B_0 . Převzato z [4].



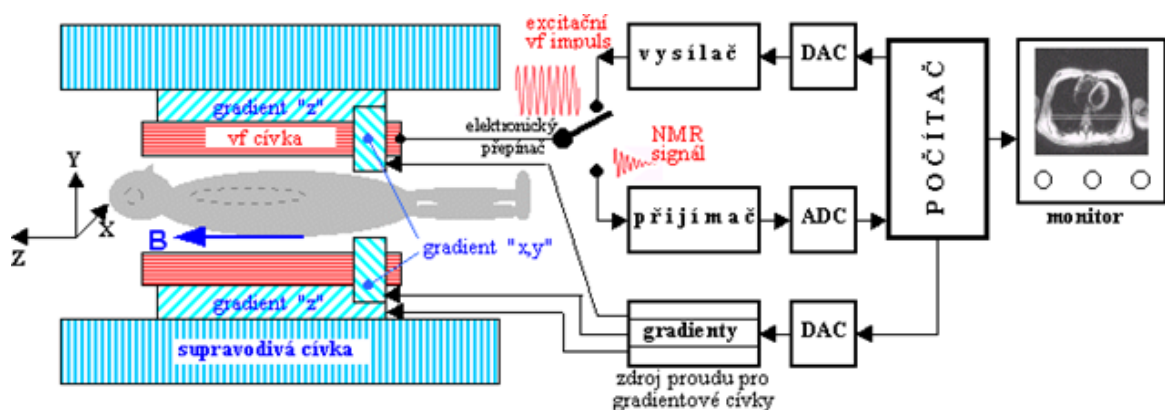
Obrázek 86 Geometrie cívek pro buzení gradientních polí. Magnetické gradienty v ose x, y, z. Převzato z [4].



Obrázek 87 Možný způsob umístění pasivních korekcí v MRI tomografu. Korekce jsou fyzicky tvořeny obloukovými kousky feromagnetického materiálu umístěnými na páscích s přesně definovanými pozicemi. Umístění a tloušťku korekcí je možno upravovat za provozu tomografu, dále je minimalizován vliv magnetické vazby mezi korekcemi a minimální vliv na geometrii a velikost pracovního prostoru tomografu. Převzato z [40].



Obrázek 88 Optimalizací pole ve směru osy y. Vlevo: Konfigurace válcového magnetu a umístění korekcí (předpokládá se, že uvnitř válce nejsou zdroje magnetického pole a magnetická indukce má dominantní složku ve směru osy y. Vpravo: Element korekce s vektorem magnetizace. Převzato z [40].



Obrázek 89 Zjednodušené principiální schéma MRI modality. Převzato z [20].

Magnetická rezonance (historie, nukleární magnetická rezonance, fyzikální principy, konstrukční prvky MR skeneru; magnetické systémy MR; tvorba 3D obrazu; T1 a T2 časy; základní sekvence a jejich parametry)

8.5 Kontraindikace

Jako téměř každá zobrazovací metoda má i MRI své kontraindikace. Mezi **absolutní kontraindikace** patří zejména:

- Kardiostimulátory. Především přístroje vyrobené před rokem 2000 mohou být během vyšetření poškozeny.
- Kovová tělesa z feromagnetického materiálu v nevhodných místech (oko, mozek).
- První trimestr gravidity.
- ICD (implantabilní kardioverter defibrilátory).
- Neurostimulátory.
- Kochleární implantáty, naslouchadla.

Relativní kontraindikace jsou:

- Velká tetování ve vyšetřované oblasti (vířivé proudy indukované v oblastech s vyšší elektrickou vodivostí, jakými jsou mj. tetování, v nich vyvolávají produkci tepla, pocity bolesti a otoky).
- Klaustrofobie.
- Stenty, cévní svorky.
- Některé implantáty mohou být označeny jako MRI-kompatibilní, ve svém okolí však způsobují obrazové artefakty (viz Obrázek 90).

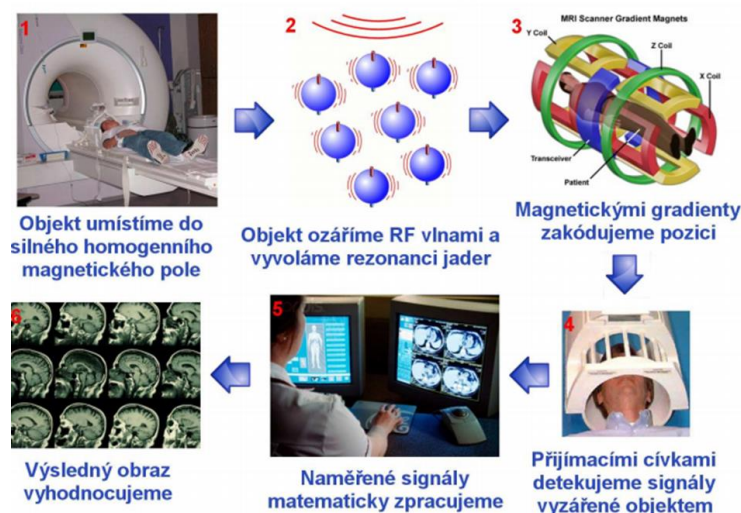


Obrázek 90 Ukázka artefaktu MRI (uvnitř červeného rámečku) způsobeného implantátem meziobratlové ploténky. Některé implantáty mohou být označeny jako MRI-kompatibilní, ve svém okolí však způsobují obrazové artefakty. Zdroj vlastní.

SHRNUTÍ KAPITOLY



Důležitým faktorem úspěchu MR v medicíně je vysoký kontrast MR obrazu v měkkých tkáních, např. mozku, svalech, apod. Principiální schéma MRI je zobrazeno na (viz Obrázek 89 a Obrázek 91).



Obrázek 91 Základní princip MRI zobrazování.

Pro zobrazování pomocí jevu magnetické rezonance MRI (Magnetic Resonance Imaging) se využívá jader, která mají lichá atomová čísla např. atom vodíku. Taková jádra mají nenulový moment hybnosti – spin, který kvantitativně popisuje míru rotace. Spin může nabývat hodnot $\pm\frac{1}{2}$. Celkový spin jádra je tvořen součtem spinů jednotlivých nukleonů (protonů a neutronů) v jádře. Pokud by byl celkový spin jádra celočíselný, neposkytoval by pro magnetickou rezonanci žádný signál, proto jsou využívána jádra s neceločíselným celkovým spinem, která se označují jako MR aktivní. Nejčastěji využívaným prvkem je vodík ^1H , který obsahuje jeden nepárový proton.

Magnetická rezonance nepracuje s žádným druhem ionizujícího záření. Radiační zátěž je pro pacienta – oproti rentgenovým nebo izotopovým vyšetření – nulová. Doposud nebyly shledány škodlivé účinky této interakce na lidský organismus. Potencionální efekt pro organismus mohou představovat tyto tři druhy fyzikálních polí:

STATICKE MAGNETICKÉ POLE

Velmi silné magnetické pole může mít teoreticky negativní efekt na změny rychlosti vedení nervového vzruchu, indukci elektrického napětí podél struktur s pohybujícím se vodivým obsahem (cévy, srdeční dutiny), poruchy srdečního rytmu, změny v kinetice buněčných enzymů. Problematická zůstává otázka možného mutagenního či teratogenního efektu extrémně silných magnetických polí (řádově desítek Tesla).

Magnetická rezonance (historie, nukleární magnetická rezonance, fyzikální principy, konstrukční prvky MR skeneru; magnetické systémy MR; tvorba 3D obrazu; T1 a T2 časy; základní sekvence a jejich parametry)

GRADIENTNÍ MAGNETICKÉ POLE

Mohou negativně ovlivnit nervovou dráždivost. Jejich působením mohou vznikat např. patologické zrkové vjemy – tzv. fosfény, může docházet k prodloužení reakčních časů a v případě použití extrémně strmých magnetických gradientů by mohlo dojít i k srdeční arytmií, proto jsou technické parametry gradientních systémů limitovány hygienickými normami.

RADIOFREKVENČNÍ ELEKTROMAGNETICKÉ POLE

Vysokofrekvenční impulsy slouží k excitaci protonů z paralelního do antiparalelního postavení. Jejich energie se při absorpci v tkáních částečně mění na energii tepelnou. K zabránění nepřiměřeného ohřevu tělesných tkání během vyšetření jsou MR zařízení vybavena kontrolními obvody, které regulují množství deponované energie na hodnoty zpravidla nepřesahující 1 W na kilogram tělesné hmotnosti. Proto se před zahájením vyšetření a samotným plánováním režů zadává hmotnost pacienta.

Závěrem lze konstatovat, že magnetická rezonance představuje zlom v možnostech diagnostického zobrazování. Moderní přístroje umožňují stále rychlejší provedení vlastního vyšetření. Zkrácení vyšetřovacího času snižuje cenu provedeného vyšetření. Zobrazování magnetickou rezonancí se tak stává zobrazovacím standardem nejen při zobrazování centrálního nervového systému, míchy, muskuloskeletálního systému, ale také při vyšetřeních srdce, cév (MR angiografie), mediastina pánve a parenchymových orgánů v dutině břišní.

Velké možnosti skýtá funkční magnetická rezonance, MR spektroskopie, MR angiografie. Otevřené systémy magnetické rezonance umožňují provádět intervenční výkony (biopsie, periradikulární terapie, drenáže). V současné době jsou mnohá pracoviště vybavena také iMRI (intraoperační magnetická rezonance).

9 RADIONUKLIDOVÁ SCINTIGRAFIE (PLANÁRNÍ SCINTIGRAFIE, TOMOGRAFICKÁ SCINTIGRAFIE – SPECT, CT; HYBRIDNÍ MODALITY)

RYCHLÝ NÁHLED KAPITOLY



V této kapitole budou popsány vybrané diagnostické metody zobrazovacích metod založených na principu radionuklidů v organismu, od planární scintigrafie až po moderní tomografické metody „Positron Emission Tomography“ (PET – pozitronová emisní tomografie) a „Single-Photon Emission Computed Tomography“ (SPECT – jednofotonová emisní tomografie).

CÍLE KAPITOLY



Nastudovat zobrazovací metody založené na vnější detekci ionizujícího záření radiofarmaka distribuovaného v organismu.

ČAS POTŘEBNÝ KE STUDIU



5 hodin

KLÍČOVÁ SLOVA KAPITOLY



Záření α ; záření β ; záření γ ; radionuklid; planární scintigrafie; tomografická scintigrafie; SPECT; PET; FDG – fluordeoxyglukóza

ÚVOD

Rozdíl mezi radiodiagnostickými zobrazovacími principy a zobrazovacími principy nukleární medicíny spočívá ve zdroji záření. V radiodiagnostice je zdroj ionizujícího záření vždy vnější (rentgenka je umístěná mimo tělo pacienta), záření dopadá na rentgenový film, digitální kazetu, digitální panel nebo zesilovač obrazu. Výsledkem je zobrazení tkání s rozdílnou hustotou (kosti vs. měkké tkáně, vyšetření s kontrastní látkou vs. nativní – bez kontrastní látky). V nukleární medicíně je zdrojem záření pacient s aplikovanou aktivitou radiofarmaka. Při vyšetření v nukleární medicíně je zdrojem záření radiofarmakum aplikované do těla pacienta. Záření γ prochází vrstvou tkáně mezi vyšetřovaným regionem tkáně a povrchem těla a je registrováno detektorem scintilační kamery. Ve výsledku obdržíme zobrazení „mapu“ distribuce radiofarmaka ve vyšetřované oblasti. Dalším významným rozdílem je také to, k čemu se tato vyšetření používají. Radiodiagnostické přístroje slouží k zobrazení

anatomických poměrů – odchylek od normálního stavu – v těle pacienta. V nukleární medicíně se jedná o vyšetření funkčních poměrů, tedy kvantitativní hodnocení funkcí jednotlivých tkání a orgánů. Rozlišení v nukleární medicíně je pro anatomický popis nedosta-
tečné.

9.1 Tomografické systémy nukleární medicíny – rozdělení

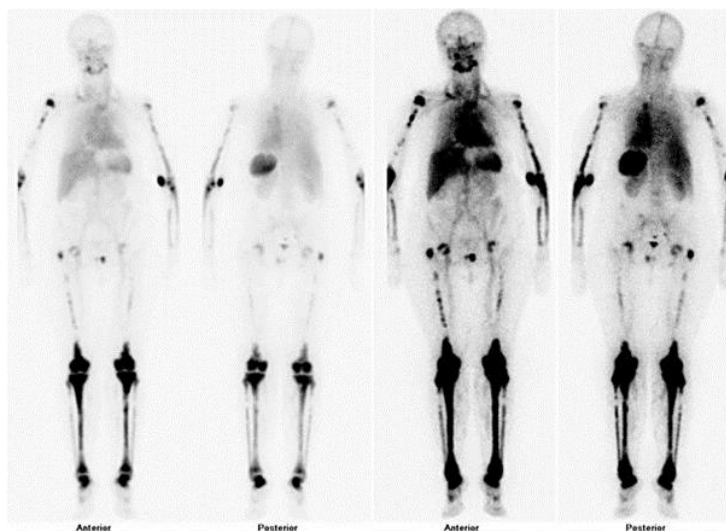
Přístroje pro zobrazování v nukleární medicíně se rozdělují do třech základních skupin:

9.1.1 TOMOGRAFICKÉ SYSTÉMY PRO SPECT

SPECT (jednofotonová emisní tomografie – Single-Photon Emission Computed Tomography) tomografické systémy využívají běžné γ zářiče (např. ^{99m}Tc , ^{67}Ga , ^{123}I , aj.). Tomografické systémy pro SPECT mohou pracovat ve dvou režimech:

- **Planární** – detektor je nad vyšetřovanou oblastí statický. Obraz je projekce distribuce radiofarmaka γ záření do 2D zobrazovací roviny (planární = rovinná).
- **Tomografický** – detektory se otáčejí kolem těla pacienta. Výsledný 3D obraz se získává ze série planárních obrazů pořízených v několika úhlech 0° – 360° .

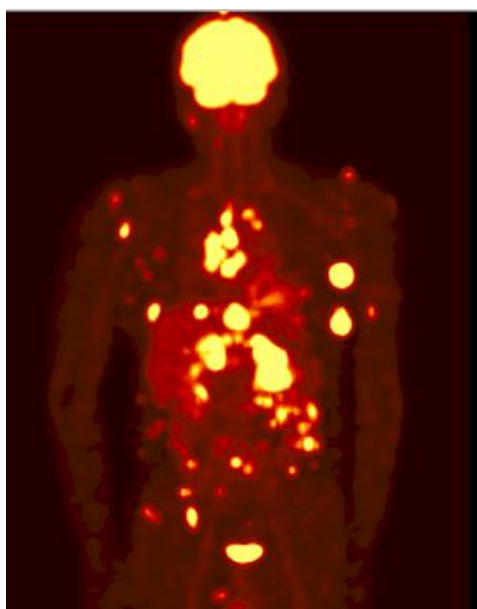
Počítačovou rekonstrukcí se pak z těchto obrazů konstruuje tomografické obrazy příčných řezů. Vyšetřovaným objektem lze dalším zpracováním vytvořit celkový trojrozměrný obraz distribuce γ radioindikátoru (Obrázek 92).



Obrázek 92 Celotělové scintigramy pořízené dvouhlavou SPECT tomografickou scintilační kamerou Symbia S [41].

9.1.2 TOMOGRAFICKÉ SYSTÉMY PRO PET

PET (pozitronová emisní tomografie – Positron Emission Tomography) tomografické systémy využívají pozitronové zářiče (nejčastěji ^{18}F), mohou pracovat pouze v tomografickém režimu. Detektory jsou prstencově uspořádány v gantry a otáčejí se kolem těla pacienta. U PET není aplikován γ (jako u radionuklidové scintigrafie), nýbrž pozitronový β^+ radioindikátor, který v místech své distribuce emituje pozitrony e^+ , které vzápětí anihilují s elektrony e^- za vzniku dvou γ fotonů vylétajících do opačných (protilehlých) směrů. Tomografického efektu se pak dosahuje současnou koincidenční detekcí těchto dvojic fotonu γ , načež počítačovou rekonstrukcí velkého počtu takových koincidenčních směrů se opět vytváří tomografický obraz příčného řezu vyšetřovanou oblastí (Obrázek 93). PET je speciální diagnostická metodou, která ve vyspělých zemích patří k základním onkologickým diagnostickým metodám.



Obrázek 93 Výsledný obraz PET s FDG (fluorodeoxyglukóza). „Svítilí“ místa značí generalizovaný melanom, četné metastatické poškození [42].

9.1.3 HYBRIDNÍ TOMOGRAFICKÉ SYSTÉMY

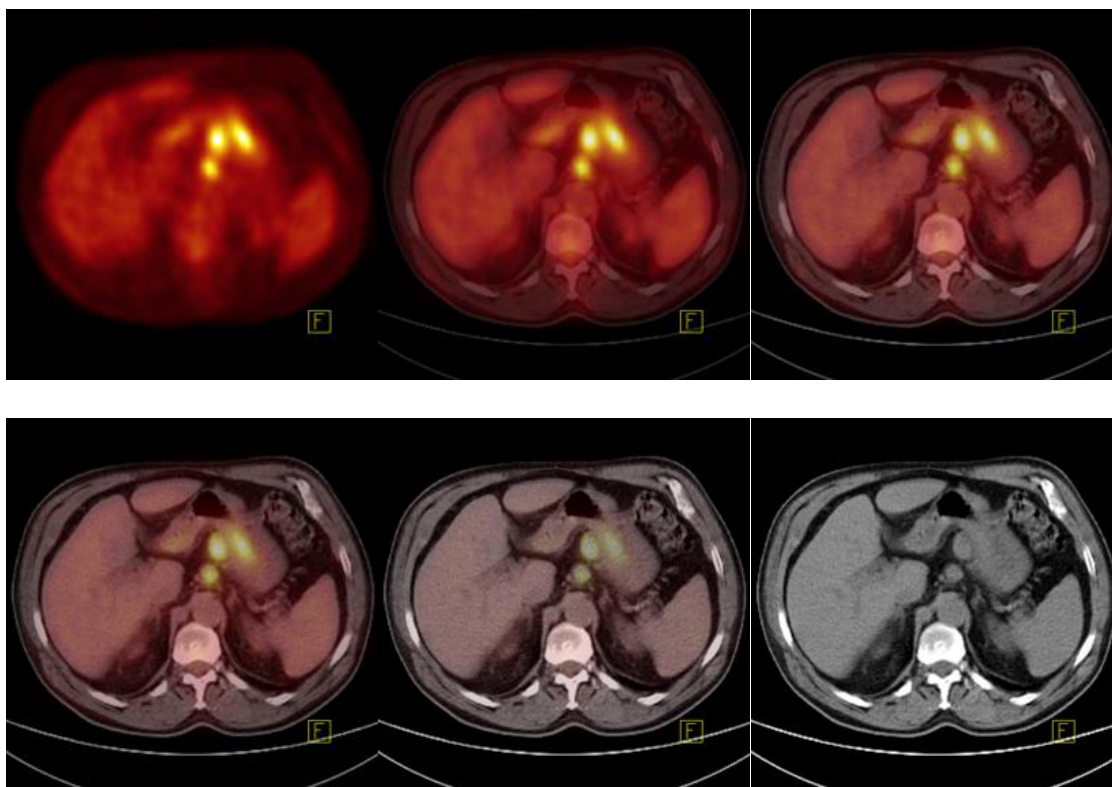
Hybridní tomografické systémy kombinují funkční a anatomické zobrazení (SPECT/CT, PET/CT, PET/MR, SPECT/MR).

SPECT/MR

Vyšetřovací metodu SPECT a MR kombinuje například zařízení SISCO (Subtraction Ictal SPECT CO-registered to MRI). Tato hybridní zobrazovací modalita se používá zejména při diagnostice regionální aktivity oblastí mozku v průběhu epileptického záchvatu na základě dočasněho lokálního zvýšení toku krve v daném epileptickém regionu.

PET/CT, SPECT/CT

Funkční vyšetření pozitronovou emisní tomografií (PET) poskytuje informace pouze o povaze ložiska, zobrazení funkce resp. biologické aktivity objektu. Získaný obraz je však neostřý (obecně jakýkoliv nukleárně-medicínský obraz) a není možná naprosto přesná lokalizace ložiska. Na CT je naproti tomu ložisko přesně lokalizováno a je určen jeho vztah k okolí, není ale vždy možné rozlišení uzliny s metastázou od uzliny, která je zvětšena z jiných důvodů. Hybridní systémy PET/CT umožňují spojit funkci s morfologií pro lepší vyjasnění lokalizace, charakteru a původu patologických ložisek a abnormalit, např. přiřadit ložiska zobrazená na scintigramu anatomickým strukturám v organismu (Obrázek 94). Kombinace PET/CT a SPECT/CT poskytují rychlé a operativní dvoumodalitní zobrazení pacienta v rámci jednoho pracoviště. Oba obrazy jsou snímány téměř současně a ve stejné geometrické konfiguraci pacienta, což umožňuje jejich přímou fúzi, zajišťující přesné překrývání sobě odpovídajících struktur bez nutnosti náročných transformací a geometrických úprav. Kromě toho obraz CT může být použit jako zdroj přesné denzitní mapy pro exaktní korekci obrazů PET nebo SPECT na atenuaci záření γ .



Obrázek 94 Obraz PET/CT. Horní řada vlevo PET 100 %, CT 0 %, uprostřed PET 80 %, CT 20 %, vpravo PET 60 %, CT 40 %. Dolní řada vlevo PET 40 %, CT 60 %, uprostřed PET 20 %, CT 80 %, vpravo PET 0 %, CT 100 %.

9.2 Radionuklidová scintigrafie

Radionuklidová scintigrafie je fyzikálně-elektronická metoda zobrazující distribuci radioindikátoru v organismu na základě detekce vycházejícího γ záření externími detektory. Název scintigrafie je odvozen od scintilačního detektoru, ve kterém absorpce fotonů záření gama vyvolává světelné záblesky – scintilace, které jsou dále elektronicky zpracovány a vyhodnoceny. Scintilační kamera pořizuje snímky v oboru záření gama (γ) podobně jako fotografická kamera pořizuje snímky v oboru viditelného záření. V této kapitole je čerpáno převážně z literárních zdrojů [4, 20].

Vhodná chemická látka s navázaným radionuklidem nazývaná radioindikátor či radiofarmakum je vpravena do organismu. Využití těchto látek je založeno na indikátorovém (stopovacím, angl. „tracer“) principu, který na počátku 20. století objevil chemik maďarského původu György Hevesy.

V organismu vstoupí radioindikátor do metabolismu, kde se distribuuje podle farmakokinetiky daného radioindikátoru, neboť po biochemické stránce se chová zcela stejně jako „neoznačená“ látka. Nejznámějším příkladem je aplikace radioaktivního jodidu sodného Na [^{131}I], který se jako běžný NaI se stabilním izotopem jódu akumuluje ve štítné žláze. Existuje řada radiofarmak s afinitou k různým orgánům (ledviny, játra, kosti, myokard, některé nádorové či zánětlivé tkáně). Scintigrafické zobrazení umožňuje lokalizovat a kvantifikovat případné poruchy funkce. Další možností je intravenózní aplikace radiofarmaka do krevního oběhu a sledování dynamiky jeho průchodu srdcem, plicemi a velkými cévami bez metabolické vazby na konkrétní orgán či tkáň.

Jako detekce vycházejícího γ záření postačuje v nejjednodušších případech prosté změření intenzity záření vycházejícího z určitého místa (např. ze štítné žlázy) kolimovanou sondou. Pro komplexnější diagnostiku však potřebujeme zmapovat celou distribuci radioindikátoru, včetně lokálních detailů a anomálií. Scintigrafické snímky tedy zobrazují mapy rozložení radiofarmak v organismu.

Scintigrafie může být buď **statická**, u níž se scintigrafické obrazy vyšetřované oblasti snímají bez ohledu na časovou závislost distribuce radioindikátoru, nebo **dynamická**, u níž snímáme časovou sérii scintigrafických snímků vyšetřované oblasti (analogický rozdíl jako mezi fotografováním a filmováním). Dynamická scintigrafie umožňuje nejen vizuálně sledovat pohyb a časové změny distribuce radioindikátoru v organismu, ale vytvářet příslušné dynamické křivky a jejich numerickou analýzou stanovovat kvantitativní parametry funkce jednotlivých orgánů. Scintigrafické metody z geometrického hlediska dělíme na dvě základní kategorie:

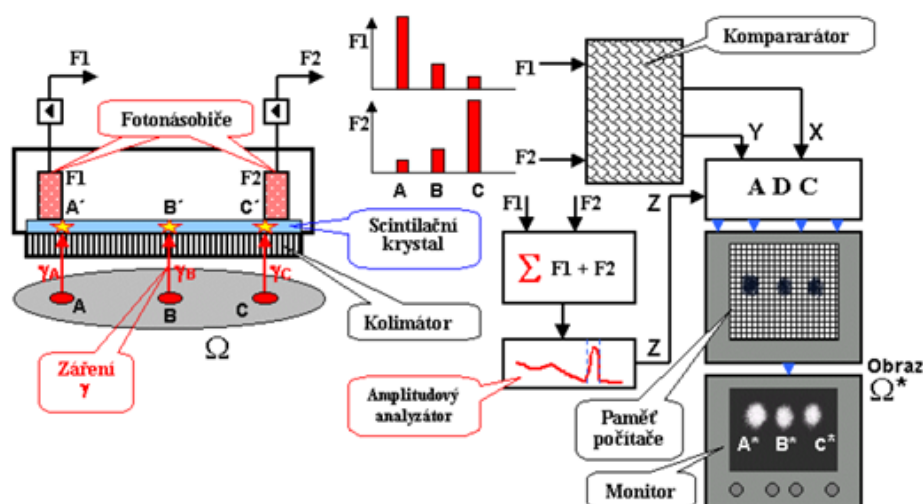
- Planární scintigrafie v podstatě zobrazuje projekci distribuce radioindikátoru v γ záření do dvourozměrné zobrazované roviny.

- Tomografická scintigrafie poskytující prostorové 3D zobrazení, u níž existují dvě základní metody (SPECT, PET) odpovídající zhruba rozdílu mezi digitálním rentgenovým přístrojem a metodou CT (výpočetní tomografie).

9.2.1 PLANÁRNÍ SCINTIGRAFIE

Planární scintigrafie v podstatě zobrazuje projekci distribuce radioindikátoru γ záření do dvourozměrné zobrazované roviny. Digitální scintilační kamera (γ kamera) je zařízení snímající fotony γ záření současně z celého zorného pole, převádí je na elektrické impulsy a pomocí nich potom vytváří scintigrafické obrazy distribuce radioindikátoru v tomto zorném poli.

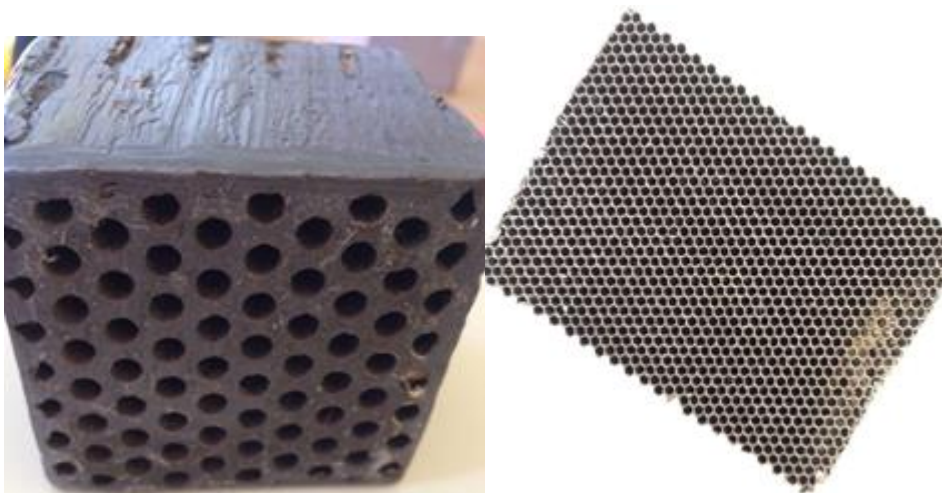
Máme-li vyšetřovaný hypotetický objekt Ω (Obrázek 95), v němž jsou tři lokalizovaná ložiska A, B, C zvýšené koncentrace γ radioindikátoru. Z každého místa depozice radioaktivity je izotropně (nezávisle na směru) emitováno γ záření, které díky své pronikavosti vychází z vyšetřovaného objektu Ω ven. Aby mohlo pomocí tohoto γ záření vzniknout zobrazení, je nutno nejdříve provést kolimaci – vycházejícímu γ záření dáme do cesty kolimátor (nejčastěji olověná deska s velkým množstvím malých rovnoběžných otvorů (Obrázek 96), které vymezují směr fotonů dopadajících na scintilační krystal, detekovány jsou tedy pouze fotony, které přes tyto otvory projdou).



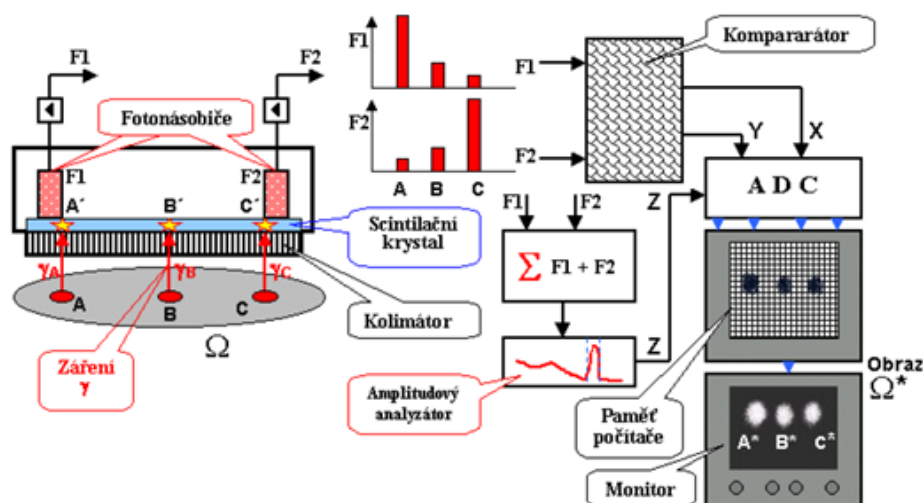
Obrázek 95 Schéma digitální scintilační kamery. Digitální scintigrafický obraz vzniká AD (analogově-digitální) konverzí analogových souřadnicových impulsů X, Y, jejich strádáním v obrazové matici paměti počítače a zobrazením na monitoru. Převezato z [20].

Kolimátor usměrňuje distribuci radioaktivity ve vyšetřovaném objektu. Kolimátorem mohou projít pouze ty fotony γ , které se pohybují přesně ve směru osy otvorů; ostatní fotony letící mimo směr se pohltí. Kolimátor tak vytvoří rovinnou projekci distribuce radioindikátoru do roviny tenkého velkoplošného scintilačního krystalu. Kolimátory se dělí

podle tvaru (divergentní, konvergentní, fan beam, pinhole ...) a podle energií (nízké energie do 160 keV; střední do 300 keV; vysoké energie do 400 keV). Rozdělení podle energií je důležité pro tloušťku přepážek kolimátoru, pokud by byl použit zářič vysoké energie na kolimátor pro nízkou energii, přepážky by propouštěly některé fotony a ty by působily rozmazanost celkového obrazu.



Obrázek 96 Vlevo: Konvergentní kolimátor (otvory se sbíhají se ke zdroji záření – rozprostře malou plochu objektu na větší plochu detektoru) kolimátoru pro vysoké energie. Tento typ kolimátoru se používal v 60.–70. letech. Vpravo: Kolimátor typu fan beam. Ohnisko má v transverzálním směru, přičemž je paralelní v axiálním směru (díky tomu má až o 50 % vyšší prostorové rozlišení než paralelní typ. [Zdroj: vlastní].

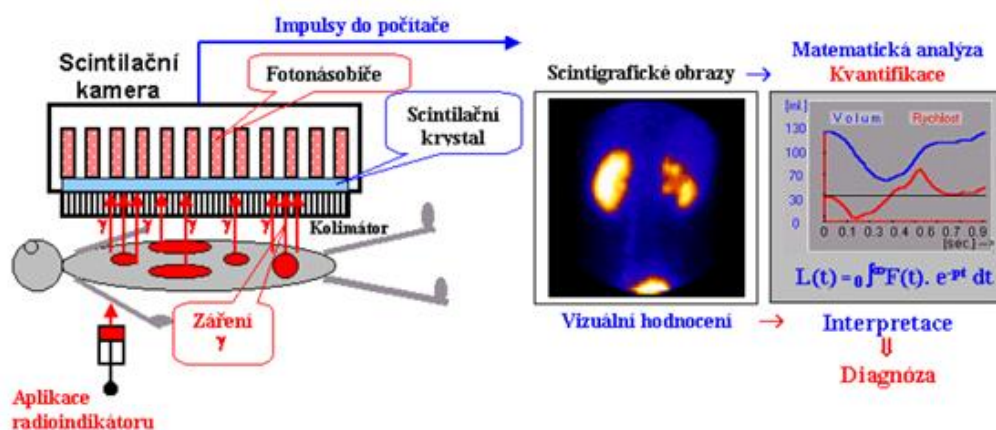


Obrázek 97 Schéma digitální scintilační kamery. Digitální scintigrafický obraz vzniká AD (analogově-digitální) konverzí analogových souřadnicových impulzů X, Y, jejich strádáním v obrazové matici paměti počítače a zobrazením na monitoru. Převzato z [20].

Foton γ záření, který projde kolimátorem, vyvolá v krystalu scintilační záblesk velkého počtu fotonů viditelného světla. Scintilační záblesky jsou v krystalu snímány a soustavou fotonásobičů převáděných na elektrické impulzy (fotonásobiče F1 a F2 pro názornou ukázkou jsou zobrazeny na Obrázek 97). Fotony letící v jiném než kolmém směru k čelu kolimátoru jsou pohlceny na přepážkách mezi otvory kolimátoru.

Foton γ_A , který proletí otvorem kolimátoru z místa A, vyvolá v místě A' v krystalu scintilaci. Na fotonásobič F1, který je blízko místa scintilace A', dopadne z tohoto záblesku velký počet fotonů, takže impuls na jeho výstupu bude mít vysokou amplitudu, zatímco vzdálený fotonásobič F2 obdrží jen malou část z těchto fotonů a jeho impuls bude velmi nízký. U fotonu γ_B z místa B nastane scintilace zhruba uprostřed mezi fotonásobiči F1 a F2, takže i amplituda jejich impulsů bude přibližně stejná. U fotonu γ_C (vyzářeného z místa C) který dopadne a vyvolá scintilaci poblíž fotonásobiče F2, dostane mnohem více světla fotonásobič F2, než fotonásobič F1, a stejný bude i poměr amplitud jejich impulsů. Vidíme tedy, že porovnáním amplitud impulsů z jednotlivých fotonásobičů lze vypočítat polohu záblesku v krystalu, a tím i místo v těle pacienta, odkud byl γ foton vyzářen. Impulzy z jednotlivých fotonásobičů jsou vedeny na elektrický obvod – komparátor, jehož základem je odporová matrice, kde dochází k porovnání amplitud impulsů a vytvářejí se výsledné souřadnicové impulsy X a Y nesoucí přímou informaci o poloze scintilace v krystalu a tím i o poloze místa v organizmu (místo vyzaření γ fotonu).

Impulzy X a Y se po zesílení vedou do AD převodníku. Vlastní proces konverze je spuštěn trigrovacím impulsem, který oznamuje detekci validního fotonu γ záření. Amplitudy souřadnicových impulsu X a Y potom AD převodník konvertuje na digitální informaci strádanou v paměti počítače. Obrazová matice z paměti počítače je pak zobrazována na obrazovku monitoru počítače.



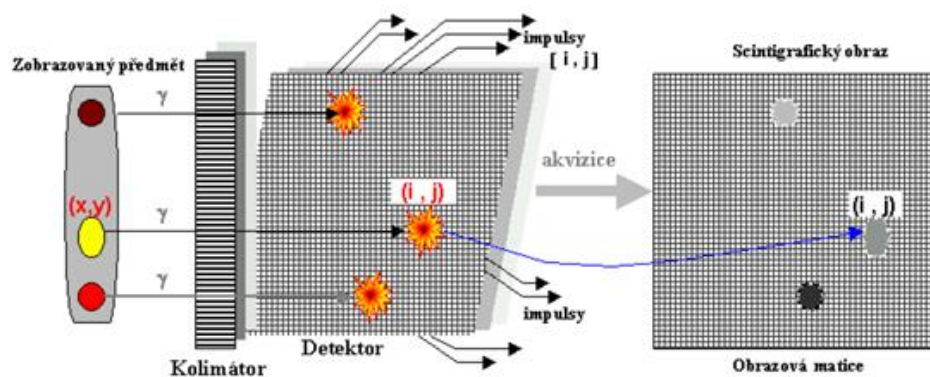
Obrázek 98 Schéma procesu scintigrafického vyšetření od aplikace radiofarmaka, přes zobrazení γ kamerou, vizuální hodnocení, matematické analýze, až k interpretaci a stanovení diagnózy. Převzato z [20].

U současných digitálních scintigrafických kamer má každý fotonásobič na svém výstupu svůj vlastní AD převodník. Výpočet souřadnic scintilací v krystalu neprobíhá již v analogovém komparátoru, ale v mikroprocesoru. Zesílení předzesilovače každého fotonásobiče je přes digitálně-analogový (DA) převodník řízeno přímo z počítače, což umožňuje přesnější a operativní adjustaci a nastavení příslušných korekcí pro homogenitu a linearitu. Proces scintigrafického vyšetření demonstruje Obrázek 98.

I přes to, že je v klinické praxi používání γ kamer velmi úspěšné, existují dvě jejich základní nevýhody:

- Nutnost použití olověného kolimátoru způsobující nízkou detekční účinnost kamery (a z toho plynoucí zvýšená radiační zátěž pacienta).
- Nedokonalá prostorová rozlišovací schopnost zapříčiněná omezenou přesností, s jakou je systém fotonásobičů nebo elektronických obvodů schopen lokalizovat polohu scintilačního záblesku ve velkoplošném scintilačním krystalu.

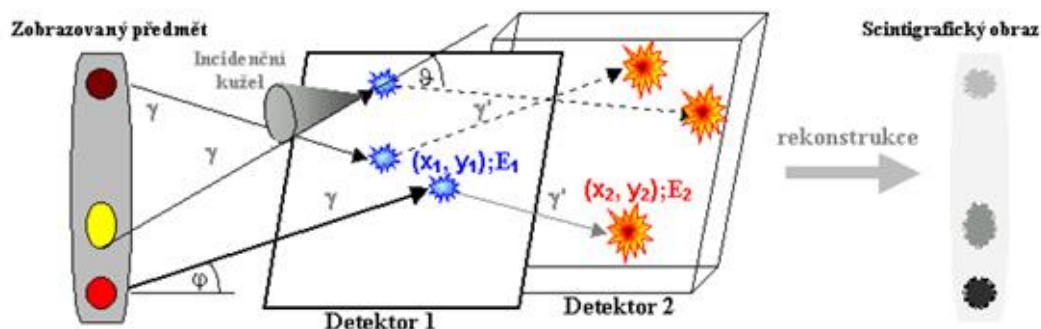
Jedním z nových řešení, které výše uvedené nevýhody limitují, jsou multidetektorové kamery, které místo jednoho velkoplošného detektoru opatřeného množstvím fotonásobičů používají mnoha samostatných rozměrově menších detektorů umístěných v matici těsně vedle sebe. Signál z každého tohoto detektoru se zpracovává nezávisle, přičemž polohové souřadnice jsou určeny polohou daného detektoru v obrazové matici (viz Obrázek 99).



Obrázek 99 Princip multidetektorové kamery. Krystal multidetektorové kamery je nahrazen velkým množstvím miniaturních detektorů. Převzato z [20].

Dalším moderním řešením je bezkolimátorová Comptonova kamera. Podobně jako má Comptonův rozptyl X-záření negativní účinek na kontrast rentgenových zobrazení, projevuje se Comptonův rozptyl i u γ kvant. Při vhodné geometrické konfiguraci a využití elektronického propojení dvojice detektorů však může být Comptonova rozptylu γ záření v samotném detektoru využito pro „elektronickou kolimaci“ a zobrazení pole γ záření bez použití mechanických kolimátorů (Obrázek 100).

Vlastní kamera je tvořena dvěma za sebou následujícími detektory poskytujícími polohovou a energetickou informaci o detekovaném kvantu γ : V prvním tenkém detektoru, který nahrazuje klasický olověný kolimátor (Detektor 1) dochází k Comptonovu rozptylu fotonů přicházejícího γ záření o různé úhly ϑ , které pak pokračují ve svém pohybu k druhému masivnějšímu detektoru (Detektor 2), kde jsou plně absorbovány.



Obrázek 100 Princip Comptonovy kamery, která využívá úhlovou rekonstrukci dráhy primárních γ fotonů a comptonovsky rozptýlených γ' fotonů. Převzato z [20].

V koincidenčním režimu jsou detekovány polohové souřadnice dopadu primárního γ fotonu (x_1, y_1) a energie E_1 předaná elektronu při Comptonově rozptylu v prvním detektoru, a zároveň polohové souřadnice dopadu (x_2, y_2) a energie E_2 comptonovsky rozptýleného fotonu γ' pohlceného v druhém detektoru. Na základě porovnání poloh detekce primárního a rozptýleného fotonu se stanoví úhel comptonovského rozptylu ϑ . Tento úhel se pak srovnává s energií E_1 Comptonova rozptylu a energií E_2 rozptýleného záření γ' na základě Comptonova vztahu (23) pro změnu energie při Comptonově rozptylu.

$$E_{\gamma'} = \frac{E_{\gamma}}{1 + \frac{E_{\gamma}}{m_e c^2} (1 - \cos \vartheta)} \quad (23)$$

V rozptylovém detektoru (Detektor 1) se používá multidetektorového systému polovodičových detektorů Si, Cd Te či GaAs tloušťky cca 5 mm, je zde požadován vysoký účinný průřez pro Comptonův rozptyl. Absorpční detektor (Detektor 2) může být soustava krystalu NaI(Tl) nebo BGO ($\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$) či LSO ($(\text{Lu}_2\text{SiO}_5(\text{Ce}))$) s fotonásobiči a elektronikou vyhodnocující polohu záblesků. Dnes se v tomto druhém detektoru kamera nahrazuje polovodičovým multikrystalovým detektorem. Kromě prostorového a energetického rozlišení jsou pro dobrou činnost Comptonovy kamery kladeny vysoké nároky i na časové rozlišení koincidence.

9.2.2 TOMOGRAFICKÁ SCINTIGRAFIE

Planární scintigrafie, podobně jako klasické rentgenografické zobrazení, má nedostatky v překrývání a superponování struktur uložených v různých hloubkách. Toto lze eliminovat

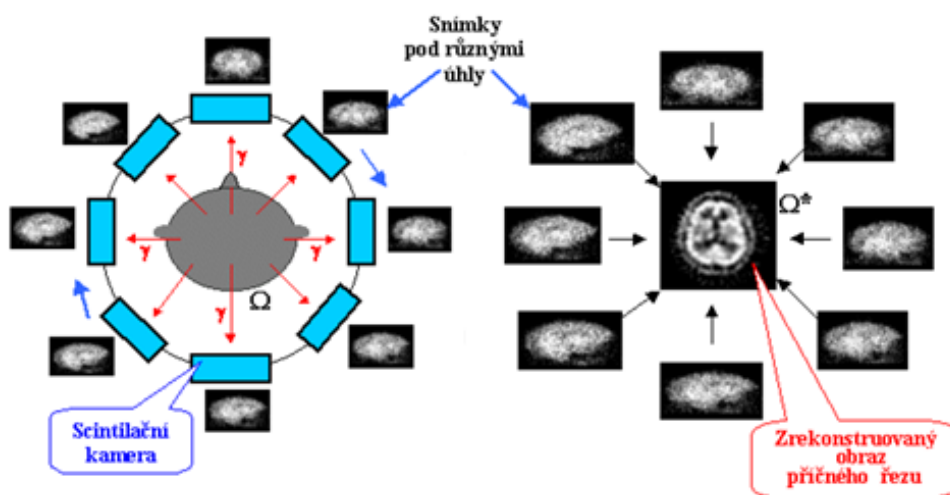
zobrazováním ve více různých projekcích, ale riziko falešného nálezu či přehlédnutí patologického nálezu překryté jinou strukturou nelze nikdy vyloučit.

Podobně jako se rentgenové zobrazování vyvinulo do metody počítačové tomografie, prodělala planární scintigrafie vývoj k tomografické scintigrafii poskytující 3D zobrazení distribuce radioindikátoru. Jednou z hlavních předností tomografického zobrazení je podstatně vyšší kontrast zobrazení lézí (až $10\times$), které na transverzálních řezech nejsou překrývány zářením z tkáňového pozadí.

JEDNOFOTONOVÁ EMISNÍ POČÍTAČOVÁ TOMOGRAFIE (SPECT)

Tomografická kamera SPECT se svou konstrukcí od běžné planární kamery liší jen tím, že portál (gantry) umožňuje motoricky poháněnou rotaci detektoru kolem vyšetřovaného objektu. Vlastní tomografická scintigrafie SPECT pak spočívá v tom, že kamera obíhá postupně kolem vyšetřovaného objektu a pod řadou různých úhlů snímá (planární) scintigrafické obrazy vyšetřovaného objektu – většinou 32 nebo 64 obrazů pod úhly 0° – 360° (princiální schéma ukazuje Obrázek 101).

Jelikož se rekonstruuje několika těsně vedle sebe postavených rovnoběžných rovin, lze metodami počítačové grafiky zobrazovat na monitoru řezy v libovolných směrech, tedy nejen primární transverzální řezy, ale i řezy podélné a šikmé, můžeme provádět různé geometrické reorientace a další úpravy tak, abychom co nejpřehledněji zobrazili požadovanou strukturu.



Obrázek 101 Vlevo akvizice SPECT – vyšetřovaný objekt je snímán pod různými úhly rotující kamerou. Vpravo počítačová rekonstrukce do výsledného obrazu. Ze série planárních scintigrafických obrazů snímaných pod různými úhly se počítačově rekonstruuje obraz distribuce radioaktivity v myšleném příčném řezu vedeném vyšetřovaným objektem. Převzato z [20].

Pro rekonstrukci obrazu se používá metody zpětné projekce, která je pro svou relativní rychlost nejpoužívanější. Zpětná projekční metoda zanechává ve výsledném obraze artefakty – nejmarkantněji se to projevuje v okolí ložisek zvýšené depozice radioaktivity, kde sbíhající se projekční paprsky vytvářejí „hvězdicovitou“ arteficiální strukturu (tzv. star-effect). Tento artefakt se sice dá potlačit tzv. RAMP filtrem (filtr typu horní propust), avšak různé artefakty jsou v obrazech rekonstruovaných zpětnou projekcí vždy patrné. Tyto nevýhody rekonstrukce zpětnou projekcí do značné míry odstraňuje iterativní metoda rekonstrukce.

Iterativní rekonstrukční metoda hledá pomocí postupných aproximací takový obraz příčného řezu, který by co nejlépe odpovídal jednotlivým nasnímaným projekcím pod různými úhly. Probíhá v následujících etapách:

- Vyjde se z počátečního odhadu obrazu příčného řezu – nultá aproximace. V zásadě může být libovolná, např. i nulová nebo konstantní hodnota ve všech bodech. Pro rychlou konvergenci dalších iterací je však výhodnější, aby se již počáteční aproximace aspoň částečně podobala skutečnému obrazu. Jako výchozí se proto nejčastěji používá obraz vzniklý zpětnou projekcí, o němž víme, že je zpravidla dobrou aproximací skutečného obrazu.
- Matematicky se simulují projekce tohoto obrazu a porovnávají se se skutečně nasnímanými projekcemi pro jednotlivé úhly θ . Na základě porovnání se stanoví příslušné odchylky pro jednotlivé body obrazu.
- Na základě těchto odchylek se provedou příslušné opravy v bodech původního obrazu, vznikne první aproximace.
- Předchozí dva body se cyklicky opakují, těmito iteracemi vzniká postupně 2., 3., ... n-tá aproximace, které by měly stále lépe a přesněji vystihovat skutečnou distribuci radioindikátoru v příčném řezu vyšetřovaným objektem.

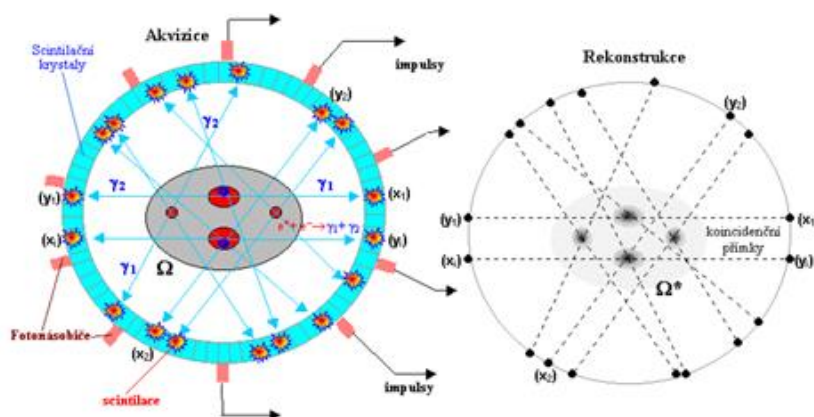
Předností iterativní metody je, že nevznikají hvězdicové artefakty a není třeba filtrování. Rovněž v oblastech s nízkou radioaktivitou (blízkou pozadí) jsou obrazy příčných řezů kontrastnější – neobsahují „filamenty“ jako rezidua po paprscích zpětné projekce. Další výhodou iterativní rekonstrukce je možnost zavedení některých korekcí přímo do algoritmu rekonstrukce – korekce na vlastnosti kolimátoru, závislost rozlišení na vzdálenosti od kolimátoru. Rozlišení metody SPECT je 5–20 mm, expoziční doba řádově desítky minut. Indikuje se zejména v kardiologii, neurologii při zobrazování mozku, a při celotělovém snímání.

POZITRONOVÁ EMISNÍ TOMOGRAFIE (PET)

Pozitronová emisní tomografie je metoda scintigrafického zobrazení distribuce pozitronových β^+ radionuklidů, využívající koincidenční detekce dvojice fotonů anihilačního záření γ . Toto záření o energii odpovídající klidové energii elektronu nebo pozitronu 511 keV vznikajících při anihilaci pozitronu e^+ s elektronem a vylétajících z místa svého vzniku

v protilehlých směrech. Koincidenční detekce dvojice anihilačních fotonů je využito k elektronické kolimaci γ záření a k následné rekonstrukci tomografických obrazů.

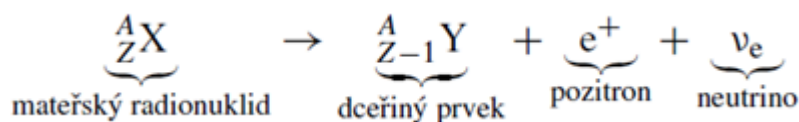
Princip PET je schematicky znázorněn na Obrázek 102. Detektor má prstencové uspořádání segmentů scintilačních krystalů v optickém kontaktu s fotonásobiči, snímajícími záblesky vzniklé interakcí γ záření. Základním rozdílem oproti klasické planární scintigrafii nebo SPECT je to, že detektory nemají žádné olovené kolimátory s mnoha otvory, neboť kolimace je realizována elektronicky, což vede k podstatně vyšší detekční účinnosti PET ve srovnání se SPECT (s výjimkou Comptonových kamer), a tím i větší šetrnosti k pacientovi.



Obrázek 102 Schéma PET. Vlevo koincidenční akvizice anihilačních γ fotonů. Vpravo rekonstrukce obrazu. Převzato z [20].

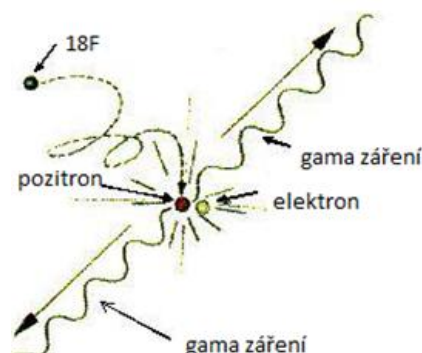
Vzhledem k poměrně vysoké energii anihilačního γ záření (511 keV) se ve scintilačních krystalech místo obvyklého NaI(Tl) používá materiál BGO nebo LSO s větší hustotou a vyšší detekční účinností v oblasti vyšších energií γ záření.

Vyšetřovaný objekt, v němž je rozložena β^+ radioaktivní látka, je umístěn uvnitř detekčního prstence PET kamery (Obrázek 102 vlevo). Dojde-li v určitém místě k radioaktivní β^+ přeměně jádra radioindikátoru X,



konkrétně pro ${}^{18}\text{F}$ ${}^{18}_9\text{F} \rightarrow {}^{18}_8\text{O} + e^+ + \nu_e$ vyzářený pozitron e^+ se po cca 1–3 mm (v závislosti na jeho kinetické energii) pohybu v tkáni ionizačním brzděním prakticky zastaví a při interakci s elektronem e^- anihiluje: $e^+ + e^- \rightarrow \gamma + \gamma$, přičemž obě kvanta anihilačního záření, každé o energii 511 keV se rozletí v protilehlých směrech (Obrázek 103), projdou tkání a jsou koincidenčně zaregistrovány prstencovým scintilačním detektorem ve dvou místech (úhlech x_1 a y_1). Spojnice těchto míst, tzv. koincidenční přímka, prochází bodem, ve kterém došlo k anihilaci. Množina těchto koincidenčních přímek od jednotlivých

dvojice detekovaných anihilačních fotonů (x_1 a y_1) pak slouží k rekonstrukci obrazu distribuce pozitronového radionuklidu ve vyšetřovaném objektu (Obrázek 102 vpravo).



Obrázek 103 Anihilace elektronu a pozitronu za vzniku dvou kvant γ záření (podle zákona zachování energie každé z nich o energii 511 keV) rozlétaující se v souladu se zákonem zachování hybnosti na opačné (protilehlé) strany. Upraveno podle [43].

Základní mez rozlišení PET zobrazení je dána doletem pozitronového záření v tkáni. Pro nejčastěji používaný ^{18}F činí dolet pozitronů v tkáni asi 0,9 mm, což je podstatně méně, než činí vlastní rozlišení PET aparatury. Novější typy PET kamer sestávají z několika sousedních vedle sebe řazených prstenců detektorů, což umožňuje současné snímání několika transverzálních řezů; zorné pole v axiálním směru činí u současných přístrojů cca 15 cm. V tomto uspořádání se používají dva druhy snímání:

- Při tzv. 2D způsobu jsou mezi jednotlivé detekční prstence vloženy stínicí přepážky (septa), takže koincidenční přímky se snímají z každého příčného řezu zvlášť (jen v rovině prstenců, kolmo na osu systému).
- Při tzv. 3D způsobu jsou septa z detektorů vysunuta a koincidenčním snímáním probíhá i „šikmo“ ze směrů mezi rovinami jednotlivých prstenců (vyhodnocují se i koincidence z detektorů v různých prstencích). Může tak být zachyceno podstatně více fotonů, tj. dosaženo vyšší citlivosti. Je zde však též zvýšená pravděpodobnost náhodných koincidencí, takže tento způsob lze plně využít jen u kamer s rychlejšími detektory na bázi LSO scintilátorů (oxyortosilikát lutecitý Lu_2SiO_5).

Pro zobrazení větších částí těla nebo pro celotělové zobrazení jsou PET kamery vybaveny vyšetřovacím stolem s motoricky řízeným posunem. Výpočetní systém pak nasnímaná data z několika poloh pacienta při rekonstrukci spojí do jednoho velkého celotělového tomografického obrazu. Během akvizice se nasnímá velké množství souřadnic koincidenčních přímek (řádově miliony koincidenčních detekcí); data jsou ukládána ve formě tzv. sinogramů. Počítačovou rekonstrukcí těchto přímkových průmětů koincidenčních míst se vytvářejí obrazy příčných řezů a z množiny transverzálních řezů pak počítačovou reorientací lze vytvořit řezy pod libovolnými úhly, příp. prostorové trojrozměrné obrazy podobně jako u SPECT. Při rekonstrukci se používá buď metody (filtrované) zpětné projekce,

kteřá však produkuje hvězdicové artefakty kolem pozitivních lézí, nebo výpočetně náročnější iterativní rekonstrukce, poskytující kvalitnější obrazy bez těchto artefaktů. Další výhodou iterativní rekonstrukce je možnost zakomponovat různé vlastnosti konkrétních přístrojů a metod (jako je homogenita, atenuace, šum, rozlišení) přímo do rekonstrukční procedury.

RADIOFARMAKA PRO SPECT

Klasická radiofarmaka pro SPECT diagnostiku a terapii jsou (v závorce je uveden příslušný radionuklid):

- o-jodhippuran sodný (^{131}I) – injekce pro měření renálních funkcí;
- jodid sodný (^{131}I) – orální roztok pro terapii onemocnění štítné žlázy;
- chlorid thalný (^{201}Tl) – injekce pro scintigrafii perfuze myokardu;
- citronan galitý (^{67}Ga) – injekce pro lokalizaci nádorů a abscesů;
- ^{153}Sm -EDTMP – injekce pro paliativní terapii kostních metastáz

Kity pro přípravu injekcí značených ^{99}Tc :

- DTPA kit pro diagnosu morfologických a funkčních změn renálního parenchymu a lokálních procesů v centrálním nervovém systému;
- Trimetyl-HIDA kit pro diagnostiku defektů žlučových cest;
- DMSA kit pro scintigrafii ledvin;
- MDP kity (6-MDP a 8-MDP kit) pro scintigrafii kostí;
- MAG3 kit pro sledování renálních funkcí;
- HIBIDA kit pro vizualizaci a vyšetřování funkce hepatobiliárního systému.

RADIOFARMAKUM PRO PET

Radiofarmaka pro PET jsou látky označené pomocí β^+ zářiče, které se připravují v cyklotronu nebo neutronovém generátoru (v molekule glukózy se zamění jeden atom za atom radioaktivní např. ^{18}F). ^{18}F fluorodeoxyglukóza (FDG) je nejdůležitější a nejpoužívanější radiofarmakum v PET pro zobrazení oblastí s vysokým metabolickým obratem glukózy.

2-deoxy-2- ^{18}F fluor-D-glukóza (2- ^{18}F FDG) je v současnosti nejdůležitější radiofarmakum, které bylo objeveno v Brookhaven National Laboratory v roce 1976, avšak prototyp této molekuly poprvé v historii syntetizoval český chemik prof. RNDr. Josef Pacák, DrSc., na Přírodovědecké fakultě UK v roce 1968. Fluorodeoxyglukóza (FDG) je analog glukózy označen radioaktivním fluórem ^{18}F .

FDG [^{18}F] se ukládá ve všech buňkách, které využívají glukózu jako primární zdroj energie (např. v tumorech s intenzivním metabolizmem glukózy). ^{18}F FDG je z krve transportována do tkání podobnými mechanizmy jako glukóza a je analogicky fosforylována na

¹⁸FDG-6-fosfát. Nepodléhá ani následné defosforylaci, a je proto v tkáních progresivně vychytávána. Lze tedy indukovat, že obraz představuje konzumpci glukózy ve tkáních.

FDG je transportována do myocytů glukozovým přenašečem a může vstupovat do metabolismu glukózy. Po fosforylaci hexokinázou není FDG dále metabolizována a vratná reakce (defosforylace glukóza-6-fosfatáza) je minimální. 2-deoxy-2-[¹⁸F]fluor-D-glukóza (2-[¹⁸F]FDG se aplikuje intravenózně, poté je distribuována do těla pacienta krevním oběhem. Transport do nitra buňky je velmi rychlý a podobný transportu glukózy. Po fosforylaci hexokinázou vzniká 2-deoxy-2-[¹⁸F]fluor-D-glukóza-6-fosfát (FDG-6-PO₄). Na rozdíl od přirozené glukózy končí další metabolismus na úrovni 2-deoxy-2-[¹⁸F]fluor-D-glukóza-6-fosfátu, protože ten už není substrátem pro glukózu-6-fosfát izomerázu (další enzym metabolické dráhy glukózy). Metabolické dráhy začínající D-glukózou-6-fosfátem končí na úrovni 2-deoxy-2-[¹⁸F]fluoro-D-glukóza-6-fosfátu.

FDG je časově citlivý produkt s poločasem rozpadu 109,8 minut, jeho typická dávka je 20–50 MBq (5–15 mCi) v čase aplikace pacientovi.

¹⁸F je pozitronový zářič, tedy FDG emituje pozitron (dosah cca 1–3 mm). Na konci své dráhy interaguje s elektronem, s nímž anihiluje na dva 511 keV γ fotony, které jsou emitované pod úhlem 180° od sebe (Obrázek 102 a Obrázek 103). Tento způsob rozpadu umožňuje koincidenční měření pomocí PET detektoru s kvalitativním a kvantitativním vyhodnocením buněčné metabolické funkce.

9.3 Klinické indikace a kontraindikace PET a SPECT

Samotné použití PET ve srovnání se SPECT je velmi nákladné, zvláště je-li kombinováno s cyklotronem. Metody PET a SPECT se vzájemně doplňují a pro diagnostiku je zapotřebí obou. PET se indikuje v případech, kdy na jiném zobrazovacím vyšetření nelze rozeznat povahu ložiska. Nevýhodou je krátká životnost používané radioaktivní látky, která se připravuje na urychlovači částic několik hodin před vyšetřením a urychleně dopravit na místo vyšetření. Pro všechny metody využívající ionizujícího záření je vážnou relativní kontraindikací gravidita. Další kontraindikací je dekompenzovaný diabetes mellitus. U pacientů s čerstvým záchytem diabetu je třeba ověřit, zda před vyšetřením nemají hyperglykémii. Limitací je rovněž hmotnost pacienta (z důvodu průchodu těla otvorem gantry) a neschopnost zachovat klidovou polohu na zádech po dobu 30 minut.

ONKOLOGIE

Stanovení diagnózy (nádory plic, GIT, maligní melanom, maligní lymfom, nádory mozku, hlavy, krku, ovaria, pankreatu, svalů, kostí, testes a metastázy). Umožňuje velmi dobré prostorové rozlišení (2 mm), posouzení biologické povahy nádoru, stanovení stádia a rozsahu onemocnění, určení efektivní terapie a její hodnocení, a odhad prognózy.

NEUROLOGIE

Demence (rozlišení Alzheimerovy choroby od vaskulární demence, epilepsie, předoperační lokalizace fokusu, Parkinsonova choroba).

KARDIOLOGIE

ICHS, by-pass, vitalita srdečního svalu.

SHRNUTÍ KAPITOLY



Radionuklidová scintigrafie využívá k zobrazení distribuci podaného radiofarmaka v organismu na základě detekce vycházejícího záření γ externími detektory. Radiofarmakum (radioindikátor) je vhodná chemická látka s navázaným radionuklidem je vpravena do organismu, v němž radiofarmakum vstoupí do metabolismu a distribuuje se v organismu podle farmakokinetických zákonů. Existuje řada radiofarmak s afinitou k různým orgánům resp. jejím patologickým změnám. Scintigrafické zobrazení umožňuje lokalizovat a kvantifikovat případné poruchy funkce.

SPECT

SPECT (Single Photon Emission Computerized Tomography – jednofotonová emisní počítačová tomografie) je tomografickou metodou, jejíž vztah k planární scintigrafii je obdobný jako vztah výpočetní tomografie (CT) ke skiografii. Je realizována jako série planárních obrazů vyšetřovaného místa, snímaných pod mnoha různými úhly v rozsahu 0° – 360° detektorem kamery otáčející se kolem pacienta. Počítačovou rekonstrukcí se pak z těchto obrazů konstruuje tomografické obrazy příčných řezů. Vyšetřovaným objektem, z něhož lze dalším zpracováním vytvořit celkový trojrozměrný obraz distribuce γ radioindikátoru.

PET

PET (Positron Emission Tomography – pozitronová emisní tomografie) je specifická metoda využívající koincidence γ -fotonů vznikajících při anihilaci pozitronů z β^+ -rozpadu s elektrony.

U této metody není aplikován γ , nýbrž pozitronový β^+ radioindikátor, který v místech své distribuce emituje pozitrony e^+ , které vzápětí anihilují s elektrony e^- za vzniku dvou γ fotonů vylétajících do opačných (protilehlých) směrů. Tomografického efektu se pak dosahuje současnou koincidenční detekcí těchto dvojic fotonu γ , načež počítačovou rekonstrukcí velkého počtu takových koincidenčních směrů se opět vytváří tomografický obraz příčného řezu vyšetřovanou oblastí. PET je speciální diagnostická metodou, která ve vyspělých zemích patří k základní onkologické diagnostice.

Robotické chirurgické systémy 1 (robotická chirurgie, historie – Arthrobot, PUMA 560, ROBODOC, Artemis; základní dělení robotů, asistivní roboti – AESOP, zobrazovacími technikami navádění roboti – NeuroMatewTM, chirurgičtí roboti – ZEUS, daVinci; výhody ro

10 ROBOTICKÉ CHIRURGICKÉ SYSTÉMY 1 (ROBOTICKÁ CHIRURGIE, HISTORIE – ARTHROBOT, PUMA 560, ROBODOC, ARTEMIS; ZÁKLADNÍ DĚLENÍ ROBOTŮ, ASISTIVNÍ ROBOTI – AESOP, ZOBRAZOVACÍMI TECHNIKAMI NAVÁDĚNÍ ROBOTI – NEUROMATEW™, CHIRURGIČTÍ ROBOTI – ZEUS, DAVINCI; VÝHODY ROBOTICKÉ CHIRURGIE; ROBOTICKÁ CHIRURGIE VS. LAPAROSKOPIE)



RYCHLÝ NÁHLED KAPITOLY

V kapitole jsou nastíněny základní principy metod a nástrojů pro robotickou chirurgii (přesněji roboticky asistovaná chirurgie), je zde uveden výčet základních operačních robotů, které se využívali zejména na začátku tohoto – dnes dynamicky se rozvíjejícího – moderního oboru. Je zde uvedeno konstrukční schéma nejznámějšího operačního robota DaVinci a také moderní terapeutické metody používané v onkologii CyberKnife, tzv. kybernetického nože, který díky roboticky navigovaným ramenům umožňuje přesné zacílení terapeutické dávky do místa nádoru bez radiační zátěže zdravé, okolní tkáně.



CÍLE KAPITOLY

Nastudovat robotické chirurgické systémy od prvopočátku až k moderním systémům, které daly vzniknout novému chirurgickému oboru RACH (Roboticky Asistovaná Chirurgie).



ČAS POTŘEBNÝ KE STUDIU

2 hodiny



KLÍČOVÁ SLOVA KAPITOLY

Roboticky asistovaná chirurgie, PUMA, ROBODOC, AESOP, ZEUS, DaVinci, CyberKnife,

ÚVOD

Robotické operace dostaly velkému rozmachu v polovině 80. let. Nejen díky průmyslu, který využíval robotická ramena, došlo k rozšíření těchto technologií i do medicíny, zejména v chirurgických oborech. Zpočátku měli operační roboti statická ramena. Díky novým výzkumům a zavádění nových technologií byla tato statická ramena vyměněna za ohebná s určitými stupni volnosti ohybu ramene.

Robotické navigační systémy prošly také nemalým vývojem. Současné navigační systémy dokážou promítat přímo do okulárů chirurgického terminálu jednotlivé vrstvy z předšlých zobrazovacích metod. Mohou rovněž v reálném čase vypočítávat pravděpodobné umístění bodů, aniž by byly předem centrovány.

Existuje řada operačních robotů, které se používají nejen u roboticky asistované operativě (operační robot DaVinci), ale také při terapii v onkologii (kybernetický nůž CyberKnife). Cíl těchto robotických systémů je společný, a to minimalizaci času při provádění výkonů, přesnější použití terapeutických nástrojů nebo cílené radioterapie a co nejvyšší účinnost.

Robotické systémy lze obecně rozdělit do tří základních skupin: pasivní, aktivní a semiaktivní. Pasivní systém poskytuje doplňkové informace vedoucí ke korektnímu uložení resekčních šablon, ale vlastní operace je prováděna samotným chirurgem. Aktivní systémy zajišťují přesné umístění resekčních bločků a jejich pevné uchycení, ale také nezávisle provádějí i resekce prakticky bez zásahu lékaře. Semiaktivní systémy kombinují oba principy, kde robot vede resekční nástroje v předdefinovaných trajektoriích, v nichž chirurg může resekce ovlivňovat v mezích poskytovaných robotem, tzn. finální provedení resekce a uložení komponent závisí na operatérovi.

Pro zájemce o další studium v oblasti robotické chirurgie doporučujeme literární zdroje [46, 47].

10.1 Roboticky asistovaná chirurgie

Operační robot byl popsán jako: „Manipulátor řízený počítačem, s uměle vytvořeným vnímáním, opakovaně programovatelný k přemísťování a umístování nástrojů v pořadí, které odpovídá operačním úkonům“. Současná generace operačních robotů tuto definici plně nespĺňuje. Proto je pro úkony prováděné pomocí robotických přístrojů současné generace zavedl termín roboticky (počítačově) asistované operace.

Robotická chirurgie je odvětví, kde chirurgovi při operaci pomáhá robotické zařízení. Roboticky asistovaná operace byla vytvořena kvůli limitaci minimálně invazivní chirurgie a pro vylepšení možností chirurga při otevřených operacích. Vývoj těchto strojů nezastavil, současný cíle je nahrazení chirurga samostatným robotem (AUI), který bude umět vyhodnotit situaci. Místo přímé manipulace s nástrojem, tak chirurg používá jednu z pěti metod

Robotické chirurgické systémy 1 (robotická chirurgie, historie – Arthrobot, PUMA 560, ROBODOC, Artemis; základní dělení robotů, asistivní roboti – AESOP, zobrazovacími technikami navádění roboti – NeuroMatewTM, chirurgičtí roboti – ZEUS, daVinci; výhody ro

ovládání nástroje. Buď přímo nebo pomocí telemanipulátoru. Přístup přes telemanipulátor je zařízení tvořeno mechanickými rameny na bázi (elektrické, mechanické, hydraulické), které jsou ovládaný chirurgem pomocí joysticků. V počítačově kontrolovaném systému operatér řídí robotické ramena skrze počítač, takže operatér nemusí být přítomen na operačním sále během operace. Dnes se již běžně používají roboty na operačních sálech.

První operační robot byl sestaven pro experimentální účely ve Spojených státech v roce 1995. V té době byly představeny dva robotické operační systémy. Robot Da Vinci (Intuitive Surgical, Sunnyvale), který byl oficiálně schválen pro obecné operativní aplikace. Druhým systémem byl Zeus (od společnosti Motion, Santa Barbara), ale tento není dostupný ke klinickému použití. Oba robotické operační systémy (Da Vinci, Zeus) jsou koncepčně podobné. Chirurgova konzole je připojena pomocí elektronického rozhraní k robotické ruce, která se používá k manipulaci endoskopu a chirurgických nástrojů. Zeus má otevřenou konzoli, díky které chirurg přímo vidí na místo operace. Robot Zeus se skládá ze tří oddělených rukou nezávisle upevněných na stole v operační místnosti a každá z nich má pět stupňů volnosti. Da Vinci používá konzoli se dvěma nezávislými monitory, na kterých chirurg sleduje operaci. Systém Da Vinci využívá tři robotické ruce se šesti stupni volnosti a 360° rotaci zápěstí nástroje [48, 49].

10.1.1 PUMA

PUMA – Programmable Universal Machine for Assembly nebo Programmable Universal Manipulation Arm (Obrázek 104). Jde o průmyslového robota, prvotně byl tento robot zkonstruován pro General Motors. V roce 1985 robot Puma 200 byl použit při cerebrální biopsii pod CT kontrolou [50].



Obrázek 104 Robot PUMA [50].

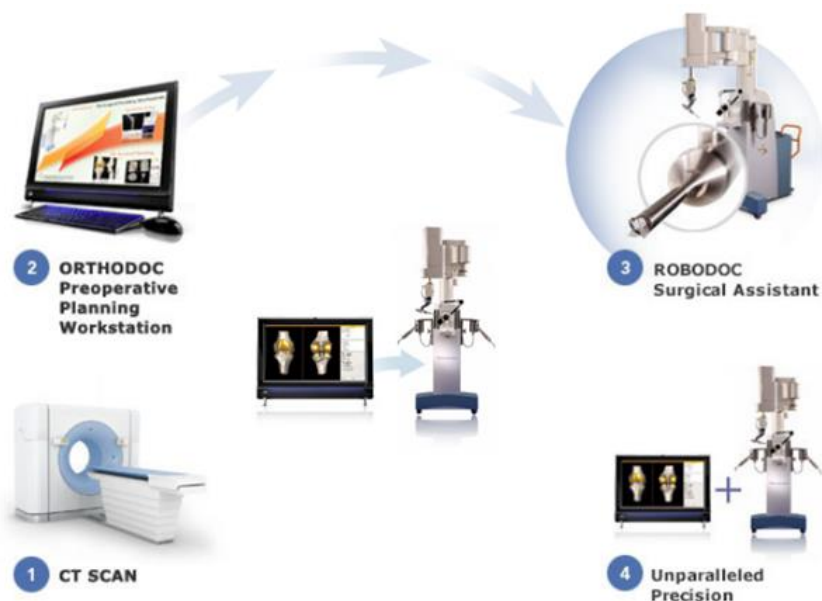
10.1.2 ROBODOC

ROBODOC (Obrázek 105) se využívá totální endoprotéz kolenních a kyčelních kloubů. Celý postup (Obrázek 106) začíná CT vyšetřením. Snímky z CT vyšetření jsou importovány do předoperační plánovací pracovní stanice ORTODOC, kde je proveden 3D virtuální model kosti, který může chirurg upravovat s ohledem na anatomii a kostní a kloubní hustoty ORTHODOC má rozsáhlou knihovnu běžně používaných implantátů kyčelního a kolenního kloubu. Pomocí ovládacích prvků chirurg umístí 3D obraz implantátu v rekonstruovaném CT snímku, tím je dosaženo optimálního přizpůsobení modelu s anatomii pacienta. Pomocí řízeného tlaku ROBODOC vyfrézuje kost se submilimetrovou přesností přesně podle plánovacího systému. V porovnání s konvenčními manuálními chirurgickými výkony, umožní ROBODOCem vyfrézované kloubní prostory mnohem přesnější uložení kloubního implantátu [51].



Obrázek 105 ROBODOC [51].

Robotické chirurgické systémy 1 (robotická chirurgie, historie – Arthrobot, PUMA 560, ROBODOC, Artemis; základní dělení robotů, asistivní roboti – AESOP, zobrazovacími technikami navádění roboti – NeuroMatew™, chirurgičtí roboti – ZEUS, daVinci; výhody ro



Obrázek 106 Schéma dílčích pracovních postupů robotického systému ROBODOC [51].

10.1.3 AESOP

AESOP – Automated Endoscopic System for Optimum Positioning, je automatizovaný endoskopický systém. AESOP (Obrázek 107) je v podstatě jednoduchý systém (na rozdíl od chirurgických robotických systémů Da Vinci nebo ZEUS). Skládá se z jednoho mechanického ramena, které slouží chirurgovi k přesnému umístění laparoskopu. Pohyby ramena ovládá operátor hlasem, případně nožním pedálem.



Obrázek 107 AESOP® [Zdroj: <http://www.oapublishinglondon.com/article/716>].

10.1.4 ZEUS ROBOTICKÝ SYSTÉM (ZRSS)

ZEUS se skládá ze tří oddělených robotických ramen (Obrázek 108), která jsou nezávisle upevněna na operačním stole, každé rameno umožňuje pět stupňů volnosti. Jedno z ramen je AESOP (automatizovaný endoskopický systém pro optimální umístění endoskopu). Další dvě ramena jsou „prodloužené ruce“ chirurga (stejně jako u robota Da Vinci). Chirurg má speciální brýle, které vytvářejí 3D obraz dané anatomické lokality.



Obrázek 108 Robotický systém ZEUS – ramena a konzole [Zdroj: <https://www.space.com>].

10.1.5 OPERAČNÍ ROBOT DA VINCI

Da Vinci je jeden z nejznámějších robotických systémů pro chirurgické intervence. Jedná se o víceramenný systém, který napodobuje pohyby operátora (Obrázek 109). K pacientovi je umístěn k operačnímu stolu robot, jehož nástroje jsou do pacienta zavedeny pomocí několika miniaturních vpichů. Operátor řídí ramena s nástroji z řídicí jednotky (konzole) ze vzdálenosti několika metrů. Veškeré pohyby robota jsou řízeny počítačem, který zajistí přesný a bezpečný pohyb chirurgických nástrojů v pacientově těle. Díky tomuto systému dochází k eliminaci třesu chirurgových rukou a tím se výrazně sníží operační rizika. Další výhodou operačního robota je jeho flexibilita. V porovnání s laparoskopickými nástroji, které nemají ohebné konce, mohou operátoři s koncem robotického ramena tzv. nástroje ruky, velmi snadno manipulovat a umožní jim větší rozsah pohybu a dosah do nepřístupných oblastí. Tímto systémem je zajištěna dokonalá flexibilita a schopnost rotace 360 °C. Každé rameno je zakončeno jiným instrumentem. V případě, že je nutná výměna operačního instrumentária, musí se vyměnit celý nástroj ruky. Robot Da Vinci je složen z ovládací konzole, operační konzole a videověže [48].

Robotické chirurgické systémy 1 (robotická chirurgie, historie – Arthrobot, PUMA 560, ROBODOC, Artemis; základní dělení robotů, asistivní roboti – AESOP, zobrazovacími technikami navádění roboti – NeuroMatewTM, chirurgičtí roboti – ZEUS, daVinci; výhody ro



**Obrázek 109 Robotický systém Da Vinci [Zdroj: [http://www.telepresenceopti-
ons.com/2014/08/r/](http://www.telepresenceopti-
ons.com/2014/08/r/)].**

OVLÁDACÍ KONZOLE

Ovládací konzole je umístěná u pacienta, tvoří výkonnou jednotkou a přímo provádí pohyb nástrojů pomocí „joysticků“. Joysticky kopírují pohyby chirurga zápěstí a jsou přenášeny přes rameno do operační části přístroje. Průběh operace se zobrazuje pomocí 3D videa tak, aby podával reálné prostorové zobrazení a operátor byl schopen intuitivně ovládat nástroje uvnitř těla. Při náhodném svalovém záškubku lékaře nad stanovenou tolerancí, systém se automaticky zastaví. Operátor musí požadovaný pohyb provést znovu a pomaleji. Obdobně se robot chová i při přerušení očního kontaktu s konzolí. Čtyři ramena robotu se vypnou a zůstávají v poslední poloze [48].

OPERAČNÍ KONZOLE

Operační konzole přichází do přímého styku s pacientem, proto musí být sterilní. Operační konzole je tvořena lehátkem, tělem robota a robotickými rameny (zobrazovacím a pracovními). Na zobrazovacím ramenu jsou umístěné kamery, které vytvářejí stereoskopický pohled na operační prostor. Ramena (Obrázek 110) provádějící operaci nesou mikrochirurgické operační nástroje a jsou propojena s ovládací konzolí pomocí digitálního spojení. Díky endoskopickému zápěstí mají nástroje vysokou flexibilitu, která je srovnatelná s lidskou rukou (např. stříhání, řezání, stavění, šití). Pohyb těchto nástrojů je zajištěn krokovými motory a lankovým převodem [48].



Obrázek 110 Detail ramena operační konzole (robota) s operačním nástrojem [52].

VIDEOVĚŽ

Videověž zpracovává záznamy stereoskopických kamer umístěných na operační konzoli. Součástí této věže je i monitor, který zobrazuje operační pole pro asistující personál. Ve videověži se rovněž nachází další potřebné přístroje pro laparoskopickou operaci (světlo, insuflátor).

TECHNOLOGIE DA VINCI SYSTÉMŮ

- 3D HD zobrazení – umožňuje jasné zobrazení s až desetinásobným zvětšením, stejně jako při tom hloubka obrazu.
- EndoWrist – nástroj umožňuje velký rozsah pohybu na omezeném místě v těle pacienta. Takto lze zmenšit otvory (porty) pro operaci. EndoWrist nástroje umožňují sedm stupňů volnosti (Obrázek 111) a eliminují třes rukou operátora.
- Single-Site – umožňuje zavést více pracovních nástrojů pouze jedním portem.

VYBAVENÍ ROBOTICKÉ RUKY ENDOWRIST

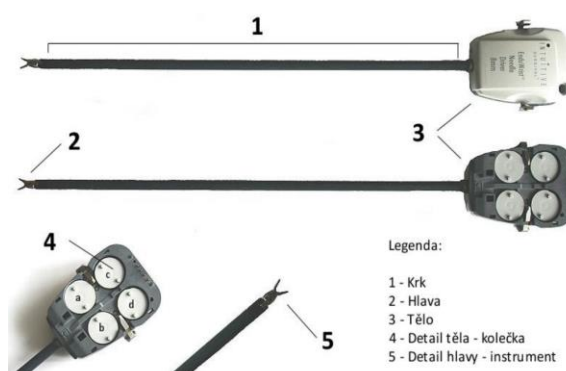
Robotická ruka EndoWrist se skládá ze tří základních částí – těla, krku a hlavy (Obrázek 112). Tělo obsahuje z jedné strany označení a z druhé otočná kolečka, která pasují na ramena roboty. Každé rotační kolečko má určitou funkci:

- rotuje hlavou ruky,
- umožňuje náklon hlavy,
- rozevírají a zavírají nástroje hlavy (dle typu použitého instrumentaria).

Robotické chirurgické systémy 1 (robotická chirurgie, historie – Arthrobot, PUMA 560, ROBODOC, Artemis; základní dělení robotů, asistivní roboti – AESOP, zobrazovacími technikami navádění roboti – NeuroMatew™, chirurgičtí roboti – ZEUS, daVinci; výhody ro



Obrázek 111 Stupně volnosti nástroje [53].



Obrázek 112 EndoWrist [53].

Hlava má 4 stupně volnosti a meze jsou určeny mechanickým dosahem. Tělo je 395 mm dlouhé duté, tuhé těleso. Touto trubičkou vedou ocelové lanka pro přenos mechanického pohybu na hlavu instrumentu (Obrázek 113). Nástroje ruky lze měnit a existuje mnoho různých zakončení.

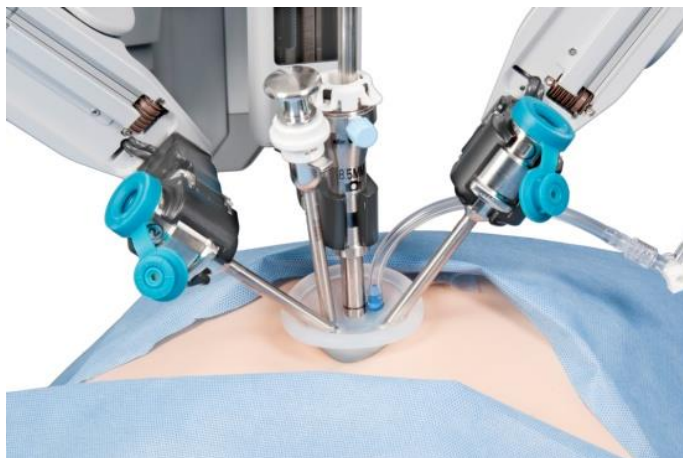


Obrázek 113 Instrumentária EndoWrist [54].

Podle potřeby může asistence změnit operační nástroj na ramenu – skalpel nebo nůžky atd. Jedno ze tří ramen obsahuje endoskopickou kameru. Pohyby translační a úhlové se vytváří pomocí celého ramena s připevněným nástrojem (Obrázek 111). Pohyby 1 až 3 provádí celé rameno robota a pohyby 4 až 7 provádí pouze hlava nástroje [53].

SINGLE-SITE PORT

Port obsahuje pět vstupů (Obrázek 114): přístup pro endoskop o velikosti 8,5 mm, pro insuflátor o velikosti 0,5 mm a ostatní otvory pro průchod nástrojů. Pro tento typ vstupu jsou také navrženy 5mm polotuhé nástroje, které jsou navrženy s ohledem na anatomickou stavbu těla.

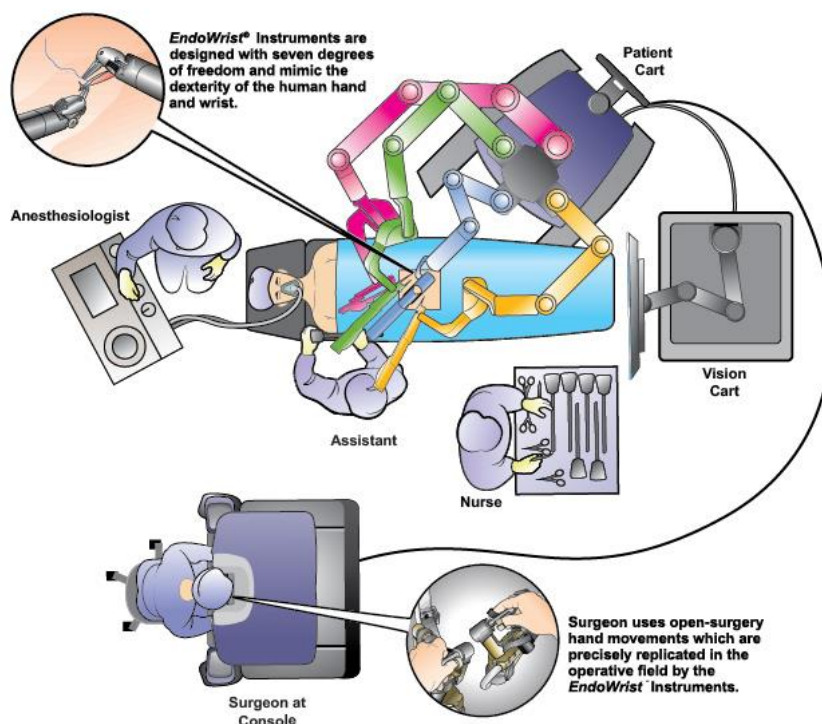


Obrázek 114 Single-Site Port [54].

PROVEDENÍ VÝKONU A KONFIGURACE NA OPERAČNÍM SÁLE

Do chirurgické konzole jsou sdruženy všechny ovládací prvky celého systému, jako jsou nožní pedály, kterými se ovládají nástroje, zaostření kamery a přepínání na další pracovní ramena. Chirurg je při ovládání konzole vzdálen od pacienta, konzole může být umístěna i v jiné místnosti. Operační konzole je vlastní „robot“, tedy ta část, která přijde do přímého styku s pacientem. Operační konzole je jedinou sterilní součástí systému. Sterility se dosahuje pomocí igelitových povlaků. Vlastní operační nástroje jsou připojeny k ramenům robota pomocí speciálních destiček a jsou plně výměnné. K dispozici je celá škála chirurgických nástrojů s výměnnými koncovkami. Torakoskopická videověž obsahuje všechny ostatní komponenty systému, tedy: kamerové jednotky, zdroj světla, CO₂ insuflátor, přístroj pro elektrokoagulaci. Na videověži je umístěn 2D monitor, který zajišťuje přehled operačního pole pro asistenta a zbytek operačního týmu [52]. Umístění robotického systému a chirurgů na operačním sále je znázorněn na Obrázek 115. Porovnání robotické operace pomocí DaVinci operačního robota a standardní laparoskopické operace shrnuje

Robotické chirurgické systémy 1 (robotická chirurgie, historie – Arthrobot, PUMA 560, ROBODOC, Artemis; základní dělení robotů, asistivní roboti – AESOP, zobrazovacími technikami navádění roboti – NeuroMatew™, chirurgičtí roboti – ZEUS, daVinci; výhody ro



Obrázek 115 Konfigurace operačního týmu a robota na operačním sále [54].

Tabulka 6 Porovnání s konvenčními metodami

Laparoskopie	Robotika (Da Vinci)
2D obraz	3D obraz
Rigidní instrumenty	Flexibilní instrumentária (wrist)
Limitovaná ergonomika	Výborná ergonomika
Únava (třes nástrojů)	Eliminace fluktuací (třesu)
Nestabilní držení	Kamery klidný obraz
Dlouhá „learning curve“	Kratší „learning curve“

10.1.6 CYBERKNIFE – ROBOTIC RADIOSURGERY SYSTEM

CyberKnife (Obrázek 116) je bezrámový robotický radiochirurgický systém vyvinutý JOHNEM A. ADLEREM, profesorem neurochirurgie a radiační onkologie na Stanford University, a PETEREM a RUSSELLEM SCHONBERGOVÝMI z Schonberg Research Corporation. Dvě základní části CyberKnife jsou (1) zdroj svazku X-záření – malý lineární urychlovač, a (2) robotické rameno, které zaměřuje svazek do libovolného směru [55]. Tento radioterapeutický systém byl zkonstruován se záměrem přesnějšího dávkování radioterapeutických dávek, než umožňují standardní radioterapeutické metody. CyberKnife je vyráběn společností Accuray ze Sunnyvalu v Kalifornii [56]. Používá se pro léčbu benigních i maligních nádorů a jiných onemocnění (např. léčba srdeční arytmie).



Obrázek 116 CyberKnife® Robotic Radiosurgery Systém [Zdroj: www.fno.cz].

10.1.6.1 Komponenty CyberKnife

Od vzniku v roce 1990 bylo vyvinuto několik generací systému CyberKnife. Od ostatních stereotaktických terapeutických metod (jako např. Leksellův gama nůž) jej odlišují dva specifické rysy – **robotické rameno** a **navádění obrazem**. Hlavní komponenty CyberKnife jsou zobrazeny na Obrázek 117.

ROBOTICKÉ RAMENO

Zdroj svazku X-záření je opatřen víceúčelovým průmyslovým robotickým ramenem. Původní CyberKnife používal japonský robot Fanuc, moderní systémy používají německý KUKA KR 240. Na robotu je umístěn 6 MeV lineární urychlovač elektronů (Linac) produkující vysokoenergetické X-záření [57]. Linac je schopen dodávat přibližně dávky 600 cGy za minutu (dodávají se modely až s 800 cGy). Záření je kolimováno pomocí fixních wolframových kolimátorů (jimž se říká „kužely“, „cones“), které vytvářejí kruhové radiační pole. V současnosti používané lineární velikosti radiačních polí jsou 5, 7.5, 10, 12.5, 15, 20, 25, 30, 35, 40, 50 a 60 mm. V roce 2007 byl uveden do provozu CyberKnife kolimátor IRIS s proměnnou aperturou používající dvě banky šesti prizmatických wolframových segmentů pro vytvoření rozmazaného pole tvaru pravidelného dvanáctiúhelníku proměnné velikosti, což eliminuje potřebu fixních kolimátorů. Montáž zdroje záření na robota umožňuje téměř úplnou prostorovou volnost pozice zdroje záření okolo pacienta. Robotická koncepce také dovoluje velmi rychlou změnu pozice zdroje, což umožňuje systému ozařovat z mnoha různých směrů bez nutnosti pohybování s pacientem a zdrojem, jak vyžadují současné koncepce využívající gantry [58, 59].

Robotické chirurgické systémy 1 (robotická chirurgie, historie – Arthrobot, PUMA 560, ROBODOC, Artemis; základní dělení robotů, asistivní roboti – AESOP, zobrazovacími technikami navádění roboti – NeuroMatew™, chirurgičtí roboti – ZEUS, daVinci; výhody ro



Obrázek 117 Hlavní komponenty CyberKnife® [Zdroj: <https://www.multicare.org/>].

NAVÁDĚNÍ OBRAZEM

System navádění obrazem je dalším podstatným rysem CyberKnife. Rentgenové zobrazovací X-kamery jsou umístěny na podporách v blízkosti pacienta a umožňují získávání okamžitých rentgenových obrazů pacienta.

VIRTUÁLNÍ 6D PŘILBA PRO NÁDORY HLAVY

Původní (a dosud používaná) metoda je nazývána 6D nebo sledování lebky (skull based tracking). Obrázky nasnímané X-kamerami (jež jsou součástí CyberKnife) jsou porovnávány s knihovnou počítačově generovaných snímků pacientovy anatomie. Digitálně rekonstruované radiografy (Digitally Reconstructed Radiographs, DRR) a počítačové algoritmy určují, jaké pohybové korekce musí robot provádět, aby zasahoval cílovou oblast s přesností na 0,5 mm bez použití mechanického rámu připevněného k lebce pacienta. Této technologii navádění obrazem se říká bezrámová stereotaktická radiochirurgie (frameless stereotactic radiosurgery). Název 6D pochází z toho, že korekce se provádějí na základě tří souřadnic translačního pohybu a tří souřadnic rotačního pohybu; celkem tedy 6 stupňů volnosti. Zde je nutné podotknout, že je také zapotřebí nějakého anatomického (nebo umělého) referenčního bodu, aby robot mohl být podle něj orientován, protože nádor nemusí být na integrovaných X-kamerách vždy dobře definován (pokud je vůbec viditelný).



Obrázek 118 Screenshot z řídicího počítače CyberKnife (jméno ošetřujícího lékaře je odstraněno, stejně jako všechna jména, lékařské záznamy a data). Za povšimnutí stojí 6 zobrazení ve dvou řadách v levé části obrázku. Zobrazení označená „Synthetic Images“ jsou vytvořena počítačem, zatímco zobrazení označená „Camera Images“ jsou vytvořena X-kamerami, jež jsou součástí CyberKnife. Zbývající dvě zobrazení označená „Overlay“ jsou digitální rozdíly syntetických obrazů a kamerových obrazů. Odchylka mezi oběma typy zobrazení je označena jako delta [58].

XSIGHT PRO SPINÁLNÍ A PLICNÍ NÁDORY

Pro spinální a plicní nádory existuje ještě jedna naváděcí metoda. V případě spinálních nádorů se používá navádění nazývané Xsight-Spine. Hlavní rozdíl spočívá v tom, že se používají zobrazení spinálních procesů. Zatímco lebka je v podstatě rigidní a nedeformovatelná, páteřní obratle se vůči sobě mohou pohybovat, takže pro korekci obrazu X-kamer musejí být použity algoritmy pro deformaci obrazu. Tento systém je vylepšen systém Xsight-Lung, který umožňuje sledování některých plicních nádorů bez nutnosti implantace fiduciálů⁴ (angl. fiducials).

⁴ Markery – zlatá „zrna“

Robotické chirurgické systémy 1 (robotická chirurgie, historie – Arthrobot, PUMA 560, ROBODOC, Artemis; základní dělení robotů, asistivní roboti – AESOP, zobrazovacími technikami navádění roboti – NeuroMatew™, chirurgičtí roboti – ZEUS, daVinci; výhody ro

FIDUCIÁLNÍ NAVÁDĚNÍ

Pro nádory měkkých tkání lze použít metodu zvanou fiduciální navádění (v angličtině fiducial tracking). Pacientovi jsou chirurgicky implantovány malé kovové markery (Obrázek 119 vlevo (tzv. fiducials, fiduciary markery) vyrobené ze zlata kvůli bio-kompatibilitě a vysoké hustotě při rentgenovém zobrazování. Implantaci provádí intervenční radiolog nebo neurochirurg. Umístění fiduciálů je kritické – jsou-li příliš daleko od místa nádoru, nebo nejsou-li vzájemně dost daleko, nelze radiaci přesně dávkovat. Jakmile jsou fiduciály implantovány, mohou být lokalizovány na CT skenu a pomocí jejich pozic je naprogramován naváděcí systém. Při terapii je X-kamerami snímána a určována poloha nádoru vzhledem k fiduciálům, a radiace může být dávkována do libovolné části těla. Fiduciální navádění tedy nevyžaduje pro zaměrování dávek radiace zobrazení anatomie kostí. Nevýhodou fiduciálů je migrace – mezi implantací a vlastní radioterapií musí uplynout určitá doba, aby se fiduciály stabilizovaly; nedodržení přiměřeného časového odstavu limituje přesnost terapie.

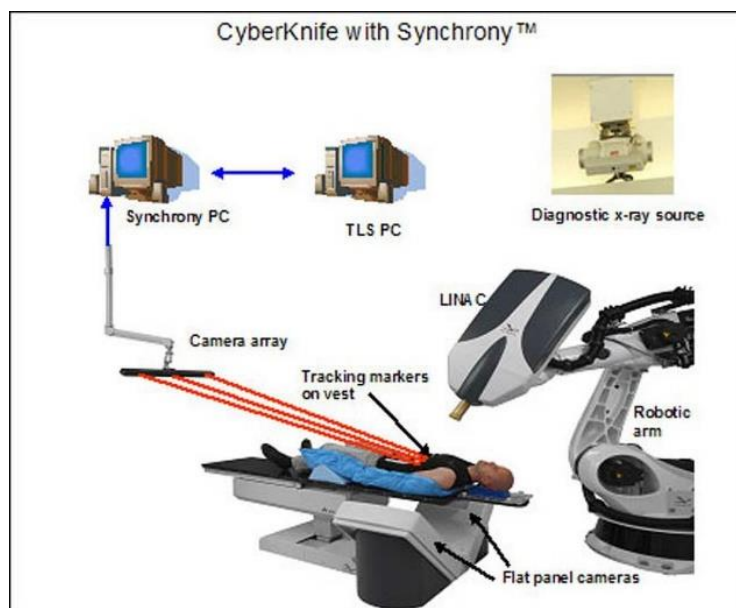


Obrázek 119 Vlevo fiduciály implantované pacientovi a srovnání jejich velikostí. Vpravo: vesta pro synchronní navádění s optickými markery [Zdroj: <https://www.saintpetershcs.com>].

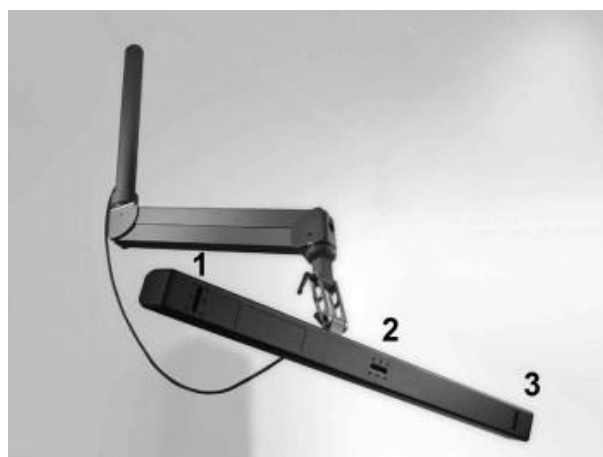
SYNCHRONIZACE

Poslední technologií obrazového navádění, jež mohou využívat systémy CyberKnife, je synchronizační systém (*Synchrony™ system*). Synchronizační systém se používá hlavně pro nádory, jež se během terapie mohou pohybovat, což je typické například pro nádory plic nebo pankreatu. Synchronizační systém sestává z kombinace chirurgicky implantovaných fiduciálů, a ze světloemitujících optických vláken (externích markerů) fixovaných na kůži pacienta (Obrázek 119 vpravo). Jelikož se (např. vlivem respiračních pohybů) nádor neustále pohybuje, kontinuální monitorování jeho polohy pomocí X-kamer by vyžadovalo nepřijatelné dávky radiace deponované do pokožky pacienta. Synchronizační systém řeší tento problém periodickým snímáním fiduciálů a predikcí jejich poloh pomocí markerů fixovaných k pacientově pokožce – světlo z markerů totiž může být sledováno spojitě pomocí CCD kamer (Obrázek 120 a Obrázek 121). Počítačový algoritmus vytvoří korelační model reprezentující pohyb interních (implantovaných) fiduciálů vzhledem k externím

markerům na pokožce. Synchronizační systém proto spojitě předpovídá pohyb fiduciálů, a tedy i nádoru, ze znalosti pokožkových markerů. Korelační model může být aktualizován pokaždé, když se pacientův dech stane nepravidelným. Výhodou synchronizačního systému je, že není zapotřebí žádných předpokladů o pravidelnosti nebo reprodukovatelnosti pacientova dýchání. Ke správné funkci potřebuje synchronizační systém, aby pro daný korelační model existoval funkční vztah mezi externími markery a fiduciály. Umístění externích markerů je rovněž důležité; obvykle se umísťují na pacientovo břicho, takže jejich pohyb odráží pohyb bránice a plic.



Obrázek 120 Schéma synchronizačního systému Synchrony™ [Zdroj: <https://www.livescience.com>].



Obrázek 121 CCD kamery synchronizačního systému Synchrony™.

Robotické chirurgické systémy 1 (robotická chirurgie, historie – Arthrobot, PUMA 560, ROBODOC, Artemis; základní dělení robotů, asistivní roboti – AESOP, zobrazovacími technikami navádění roboti – NeuroMatewTM, chirurgičtí roboti – ZEUS, daVinci; výhody ro

BEZRÁMOVOST

Bezrámová podstata CyberKnife je podstatným faktorem přispívajícím ke zvýšení efektivity terapie. V konvenční radiochirurgii založené na stereotaktickém rámu je přesnost dávkování radiace určena výhradně spojením pacienta s pevným rámem, jenž je ukotven na pacientově lebce pomocí invazivních hliníkových nebo titanových šroubů. CyberKnife je jediným radiochirurgickým zařízením, které takový rám pro přesné dávkování nevyžaduje. U konvenční radiochirurgie založené na rámovém přístupu, jakmile je rám nasazen a fixován, musí být pomocí CT nebo MRI skenu určeny relativní pozice pacientovy anatomie. Poté musí radiační onkolog pomocí speciálně k tomu určeného počítačového programu naplánovat dávkování radiace, a teprve potom lze přikročit k vlastní terapii, a nakonec sejmout rám. Použití rámu tedy vyžaduje sekvenci úkonů, jež musí být provedeny po sobě při každém terapeutickém sezení.

CyberKnife je obzvláště výhodný pro pacienty, kteří již obdrželi vysoké dávky při konvenční radioterapii, a pro pacienty s gliomy [59] lokalizované blízko kritických oblastí mozku. Na rozdíl od celomozkové radioterapie, která musí být podstupována denně po dobu několika týdnů, radiochirurgický postup pomocí CyberKnife může být ukončen během 1–5 terapeutických sezení. Radiochirurgie může být použita samostatně k léčbě mozkových metastáz nebo současně s chirurgickou léčbou či celomozkovou radioterapií, v závislosti na specificky klinických okolnostech. Při použití bezrámového přístupu CyberKnife lze CT/MRI sken pořídit kdykoli před radioterapií. Totéž platí pro plánování léčby. Pro zahájení terapie musí být pacient pouze umístěn na terapeutickém stole a zaveden předem určený terapeutický plán. To dovoluje klinickému personálu plánovat více pacientů současně, a věnovat potřebný čas komplikovaným případům bez zpomalení léčby. Jakmile je jeden pacient léčen, jiný lékař může studovat léčebný plán dalšího pacienta, a další může provádět CT/MRI sken. Kromě toho je použití rámu nevhodné pro pediatrické pacienty nebo pacienty s porušenou lebkou v důsledku předchozího otevření pro chirurgickou léčbu. Bezrámový CyberKnife může efektivně provádět terapii mnohokrát na tomtéž pacientovi bez opakování přípravných kroků, které by vyžadoval rámový přístup. Dávkování radiace ve více menších dávkách (frakcionizace) je z terapeutického hlediska výhodné – nádorové buňky mají ve srovnání se zdravými buňkami špatnou schopnost samoreparace, takže rozdělením jedné dávky do více menších má zdravá tkáň šanci se mezi terapeutickými sezeními sama regenerovat. To dovoluje dodat nádoru vyšší dávku ve srovnání s jediným terapeutickým sezením.

10.1.6.2 Srovnání s jinými stereotaktickými systémy

LEKSELLŮV GAMA NŮŽ

Leksellův gama nůž uplatňuje rámový přístup a je proto vhodný pouze pro terapii kraniálních nádorů. Jako důsledek fixace rámu nevyžaduje terapie Leksellovým gama nožem

zobrazování v reálném čase. Z toho důvodu je Leksellův gama nůž pravděpodobněji přesnější než CyberKnife; na druhé straně, společnost pro CyberKnife (The Cyberknife Society) a výrobce Accuray zastávají názor, že v recenzovaných časopisech nebyla tato vyšší přesnost Leksellova gama nože prokázána. Kritický rozbor přesnosti CyberKnife vs. Leksellův gama nůž podává [60].

NOVALIS

Další populární stereotaktický systém je Novalis vyráběný firmou Brainlab. Využívá technologie „micro Multi Leaf Collimator (mMLC)“ řízený malým počítačem, jenž může vytvářet mnoho složitých tvarů. Maximální velikost radiačního pole je 98 mm x 98 mm, minimální 3 mm x 3 mm, což umožňuje značný rozsah nádorů. Systém Novalis má také X-kamery (amorfní silikonové ploché panelové detektory). Fúze 2D/3D obrazů pacientových rentgenových snímků s digitálně rekonstruovaných radiografů z plánovacích CT skenů rychle určí korekční vektor pacientova pohybu. Infračervené markery připevněné na pacienta pak dovolují přesné přenášení pacientova pohybu ve všech šesti stupních volnosti. „Imobilizace“ pacienta může být uskutečněna bezrámově pomocí interní anatomie jako referenčního systému. Lze rovněž použít respirační sledování pomocí implantovaných fiducialů známé jako ExacTrac Gating.

KONVENČNÍ LINEÁRNÍ URYCHLOVAČ

Konvenční terapie X-zářením produkovaným pomocí lineárního urychlovače (Linac) může být také využita pro radiochirurgii, buď pomocí přídavných blokačních konusů nebo pomocí odnímatelného či vestavěného zařízení micro Multi Leaf Collimator. Jako příklad odnímatelného micro MLC uvedme *Ergo* vyráběné *3D line*, samotné *mMLC* od *Brainlab*, *AccuKnife* od fy *Direx*, nebo *Novalis TX*.

10.1.6.3 Klinické použití CyberKnife

Od srpna 2001 má CyberKnife povolení od FDA pro terapii nádorů v kterékoli lokalitě těla. Nejčastěji se jedná o nádory slinivky, ledvin, prostaty, spinální léze, nádory hlavy a krku, a benigní nádory.

SHRnutí KAPITOLY



ROBOTICKÁ CHIRURGIE, ROBOTIKA, ROBOT

Robot je samostatně pracující stroj, vykonávající určené úkoly. Tento název poprvé užil český spisovatel Karel Čapek v divadelní hře *R. U. R.* Slovo vymyslel jeho bratr Josef Čapek.

Robotické chirurgické systémy 1 (robotická chirurgie, historie – Arthrobot, PUMA 560, ROBODOC, Artemis; základní dělení robotů, asistivní roboti – AESOP, zobrazovacími technikami navádění roboti – NeuroMatew™, chirurgičtí roboti – ZEUS, daVinci; výhody ro

Vývoj robotických systémů pro chirurgii začal zhruba od poloviny 80. let – tehdy šlo o projekty amerického úřadu pro vesmír a kosmonautiku NASA, který přišel s konceptem telechirurgie.

Robotika patří mezi tzv. miniinvazivní zákroky, které umožňují provést stejný chirurgický výkon jako při klasické operaci, ale z minimálního přístupu (otevření těla). Robotická chirurgie je moderní, neinvazivní chirurgická metoda, při které se pohyb rukou lékaře přenáší na tělo pacienta přes robotický systém. Robotická chirurgie zvyšuje přesnost práce, kvalitu a radikalitu chirurgického výkonu, přispívá ke zvýšení kvality života nemocných a tím se dosahuje zkrácení hospitalizace a redukce pooperačních komplikací a nákladů.

DA VINCI

Robotický systém da Vinci[®] je určen k ovládní endoskopických nástrojů během torakoskopických a laparoskopických výkonů v chirurgii. Je navržen k použití v prostředí operačních sálů. Mikromechanický operační počítačový systém da Vinci se skládá z chirurgické ovládací konzoly s integrovanou obrazovou částí umožňující prostorový vjem a zařízení u pacienta se čtyřmi robotickými rameny. Systém da Vinci umožňuje instrumentální pohyby pod přímou, časově reálnou kontrolou

Chirurgická základna má čtyři pohyblivá ramena, která drží chirurgické nástroje a kamerku. Konce ramen s nástroji se zavedou do těla pacienta a chirurg operuje tak, že tato ramena ovládá na dálku. Ramena se pohybují všemi směry a umožňují 360° pohyb nástroje. Druhou částí robota je ovládací konzole. Chirurg u ní sedí, dívá se do průzoru, kde vidí 3D obraz snímáný kamerou uvnitř těla pacienta, a joystickem ovládá robotická ramena. Robotický systém naprosto eliminuje třes a vylepšuje pohyb chirurga. Třetí a čtvrtou část robotického systému tvoří přístrojová věž a operační stůl. Věž obsahuje nezbytné přístroje a počítačový systém. Stůl je s celým systémem plně synchronizovaný, takže i při zavedení chirurgického nástroje do těla pacienta jím lze pohybovat. Elektronika systému da Vinci umožňuje použití rozsahu pohybů rukou chirurga. Měřením rozsahu pohybů redukuje pohyby rukou na odpovídající menší hrot instrumentu v operačním poli. Různé nastavení umožňuje optimalizaci převodu pro různé klinické aplikace.

CYBERKNIFE[®]

CyberKnife[®], tzv. kybernetický nůž je stereotaktické radiochirurgické zařízení, které se specializuje na léčbu nádorových onemocnění v různých oblastech těla. CyberKnife ozařuje s ~30× větší přesností než jiné lineární urychlovače. CyberKnife je pomocí robotického ramene schopen vysílat svazek velmi tenkých paprsků z téměř každé pozice a ozařované místo i robotické rameno jsou nepřetržitě monitorovány a kontrolovány počítačem. Systém

umí sledovat pozici nádoru i během ozařování, takže reaguje na sebemenší pacientovy pohyby tak, aby nedošlo k poškození zdravé tkáně a záření bylo zacíleno pouze na nádor. Jeho software sleduje pohyblivý cíl nádoru například a dokáže směr ozařování tomuto pohybu přizpůsobit s přesností na ~2 mm. Právě díky této extrémní přesnosti podstatně rozšíří možnosti v oblasti léčby malých nádorů v blízkosti životně důležitých struktur.

CyberKnife počítačem řízená robotická paže má 6° volnosti (možný pohyb v 6 osách). Robot může nasměrovat lineární urychlovač k více než 100 specifických lokalizací neboli uzlů. Každý uzel má 12 možných přístupových úhlů, to znamená celkem 1200 možných pozic svazku (paprsku).

11 ROBOTICKÉ CHIRURGICKÉ SYSTÉMY 2 (CHIRURGICKÉ NAVIGAČNÍ SYSTÉMY, POČÍTAČOVÁ NAVIGACE V TRAUMATOLOGII, NEURONAVIGACE, ORTHOPILOT, CARTO, AD.).



RYCHLÝ NÁHLED KAPITOLY

Další cestou využití výpočetní techniky v chirurgických oborech je tvorba navigačních systémů. V této kapitole uvádíme stručný průřez vybranými navigačními systémy a popisujeme jejich základní princip.



CÍLE KAPITOLY

Nastudovat navigační systémy v chirurgických oborech.



ČAS POTŘEBNÝ KE STUDIU

2 hodiny



KLÍČOVÁ SLOVA KAPITOLY

3D mapování, Carto, NavX, neuronavigace, software

11.1 3D mapovací systémy (Carto, NavX)

Tato kapitola byla zpracována převážně s použitím literárních zdrojů [68–70].

ÚVOD

Mapování srdce je jednou ze základních technik diagnózy a léčení kardiálních arytmií. Elektrická aktivita srdce může být snímána z povrchu těla (EKG), povrchu srdce (epikardiální mapování), nebo z endokardia (endokardiální mapování). Signály mohou být získány zároveň z různých míst nebo sekvenčně, bod po bodu, a tato data mohou být vizualizována v různých strukturách. Hlavní výhody systému se skládají z přímé vizualizace počátečního místa jednotlivých arytmií, navigace katétru do požadovaného místa vzniku arytmií při RFA a minimalizování potřeby fluoroskopie, skiaskopie.

Invazivní elektrofyziologické vyšetření je nejpřesnější metodou hodnocení vzniku a šíření elektrického potenciálu v srdci. Rozsah a charakter vyšetřovacích postupů se liší podle

cíle vyšetření. Součástí každého vyšetření by mělo být orientační zhodnocení funkce sinoatriálního (SA) uzlu a zjištění prográdní a retrográdní převodní kapacity atrioventrikulárního (AV) uzlu, resp. celé AV junkce. V současnosti jsou předmětem vyšetření především srdeční tachyarytmie, cílem výkonu je jejich vyvolání, mapování a podle nálezu rozhodnutí o další léčbě. U mnoha tachyarytmií navazuje na diagnostickou část přímo léčba katérovou ablací. Souhrnem se elektrofyziologické vyšetření používá k vyšetření synkopálních stavů, u pacientů po kardiopulmonální resuscitaci, pacientů s dokumentovanou tachyarytmií, pacientů s palpítacemi bez dokumentace tachyarytmie a pacientů s rizikem náhlé srdeční smrti (NSS) s cílem ověřit indikaci k implantaci ICD v primární prevenci NSS.

Elektrofyziologické vyšetření se zpravidla provádí ve specializované laboratoři, která je vybavena skiaskopickým přístrojem s možností kvalitní kineangiografie, EKG registračním zařízením se současným záznamem mnoha IC svodů a všech dvanácti standardních svodů, dále programovatelným kardiostimulátorem a externím defibrilátorem. V současné době by neměl chybět ani systém k trojrozměrnému neskiaskopickému mapování srdce. Nejrozšířenějším a nejpraktičtějším je systém Carto. Principem metody je snímání malých změn magnetického pole senzorem zabudovaným na konci mapovacího/ablačního katétru. Zdrojem magnetických polí o nízké intenzitě jsou tři cívky uložené pod vyšetřovacím stolem pod pacientovým srdcem. Vyšetřující se postupně na mnoha místech dotýká koncovou elektrodou katétru stěny mapovaného srdečního oddílu a počítač z těchto bodů rekonstruuje anatomii srdečního oddílu s milimetrovou přesností. Současně se v každém bodě snímá elektrický potenciál a v případě monomorfního rytmu se srovnává jeho časování s aktivací snímanou v jiném katétru, uloženém ve stabilní pozici. Ve věrné anatomické rekonstrukci lze takto vyjádřit napětí EKG signálu v jednotlivých místech (tzv. voltážová mapa) a znázornit tak například lokalizaci vazivových jizev. Dále lze takto zobrazit také postup šíření elektrického potenciálu, a to buď staticky v celém barevném spektru (tzv. solidní aktivační mapa), nebo v pohybu (tzv. propagační aktivační mapa). Navíc tento systém umožňuje navigaci mapovacího/ablačního katétru s milimetrovou přesností a vytváření i složitých ablačních lézí.

Existují i jiné mapovací a navigační systémy, pracující na jiných fyzikálních principech (EnSite, NavX, Localisa, RPM). Do některých těchto systémů (Carto, NavX) je již možné integrovat trojrozměrný obraz získaný z výpočetní tomografie a magnetické rezonance. Výhodou je vybavení ultrazvukem pro intrakardiální zobrazení srdce.

11.1.1 ZÁKLADNÍ PRVKY SYSTÉMU CARTO

Při použití navigačního systému se využívají tři základní prvky (principy): EKG, lokace a mapování.

EKG

EKG signál je získáván z klasického 12 svodového EKG a až 78 intrakardiálních svodů/elektrod – ty se dále dělí na unipolární a bipolární podle způsobu získávání signálu. Provádí vzorkování, filtrování, zobrazení a záznam signálů EKG. Navíc poskytuje signály EKG dalším záznamovým systémům.

Systém Carto, umožňuje zobrazení srdečního cyklu po jednotlivých úderech srdce. Dva ukazatele času, nazývané anotace, jsou aplikovány na každý srdeční úder. Tyto anotace jsou vytvářeny analýzou signálů EKG, na základě konfigurace lékaře. Anotace reference, referenční (REF) anotace definuje pevný bod srdečního cyklu (většinou definovány podle ventrikulární nebo atriální dutiny). Referenční anotace používá k definování:

- Délky cyklu
- Pevné polohy v prohlížeči anotací
- Při práci v hradlovém režimu
- Času získávání bodů

Mapovací anotace se vztahuje k referenční anotaci a je vypočítána na mapovacím intrakardiálním EKG signálu (z mapovacího katétru). Definuje elektrický aktivační čas mapovacího signálu. Systém zaznamenává maximálně 60 EKG signálů v reálném čase. Na každý elektroanatomický bod lze zobrazit 2,5 sekund zaznamenaného EKG signálu.

LOKACE

U lokačního systému jsou použity dvě technologie, a to magnetická lokační technologie dodávající lokaci založenou na elektromagnetických polích vytvořených lokační podložkou a měřených příslušnými katétry s magnetickými čidly. Funkčnost lokace je dalším ze základních prvků systému a zahrnuje výpočet lokace katétru (shaftu a elektrody) a jeho orientaci v srdci.

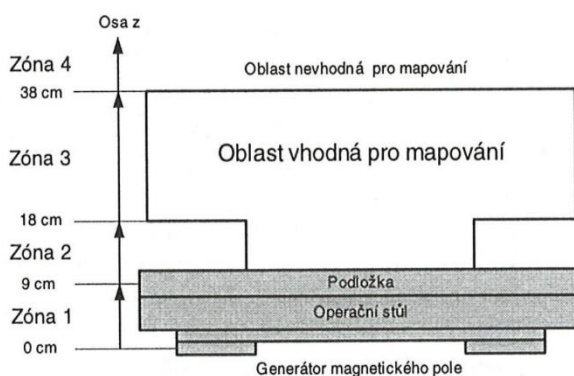
Magnetická lokační technologie využívá magnetická pole, která jsou vytvořena prostřednictvím lokační podložky umístěné pod stolem pacienta pro získání přesných dat o poloze katétru. Katétry kompatibilní se systémem jsou vybaveny pasivním lokačním čidlem, které poskytuje informace v reálném čase a které se používají pro výpočet lokace katétru na základě magnetických polí vytvořených pomocí lokační podložky. Středová magnetická lokační přesnost systému je 1 mm.

Technologie pokročilé lokace katétru (ACL – Advanced Catheter Location) navazuje na technologii magnetické lokalizace založené na vysokofrekvenční emisi proudu s nízkým výkonem z každé elektrody na každém katétru připojenému k systému. Tyto proudy měří šest povrchových referenčních elektrod. Systém následně vypočítá umístění každé elektrody, v závislosti na změnách v příslušném měřeném proudu. Přesnost ACL je 3 mm, ale

je nadále zlepšena jejím spojením s daty poskytnutými prostřednictvím magnetické lokační technologie.

Systém zádoových elektrod je prvotní lokační referencí a skládá se ze tří zádoových elektrod ve vzájemném vztahu a ve vztahu k lokační podložce. Po spuštění studie (programu) systém zaregistruje umístění zádoových elektrod a od tohoto okamžiku jsou body nebo lokace určovány ve vztahu k zádoovým elektrodám. Systém též kontinuálně monitoruje polohu tří zádoových elektrod k sobě navzájem a ve vztahu k lokační podložce. V průběhu studie může systém detekovat změnu v poloze jedné nebo více zádoových elektrod. K této změně může dojít v důsledku skutečné změny polohy elektrody, pohybu pacienta, pohybu lokační podložky, nebo narušení magnetického pole. V některých případech může systém takový pohyb kompenzovat (kompenzovaný pohyb); pokud se takový pohyb kompenzovat nedá, jedná se o pohyb nekompensovaný a systém vyzve ke spuštění nové mapy. Můžeme se potkat se čtyřmi typy artefaktů – pohyb srdce, pohyb pacienta, dýchací pohyby, pohyb referenčního katétru. Pro přesné mapování musí být zádové elektrody, hrudní elektrody a mapovací katétr v příslušných zónách přesnosti; pokud elektroda není v zóně přesnosti, její vizualizace se změní (zóny přesnosti pro zádové elektrody: 10–19 cm, pro hrudní elektrody: 19–60 cm a pro mapovací katétr 12,7–46 cm nad lokační podložkou). Celkem systém rozlišuje čtyři zóny přesnosti (Obrázek 122), které jsou definovány podle výšky nad generátorem magnetického pole:

- Zóna 1. Vzdálenost 0–9 cm. Přesnost v této zóně je kolem 1 cm, ale v této oblasti se katétr nikdy nepohybuje.
- Zóna 2. Vzdálenost 9–18 cm. Zde se již katétr může nacházet a může být využit pro mapování. Přesnost je zde v rozsahu 1 mm.
- Zóna 3. Vzdálenost 18–38 cm. Toto je oblast, kde se v průběhu vyšetřování nejčastěji pracuje a zde je přesnost lepší než 1 mm.
- Zóna 4. Vzdálenost nad 38 cm. V této oblasti již nemůže být katétr systémem detekován.



Obrázek 122 Schématické zobrazení zón přesnosti [67].

MAPOVÁNÍ

Technologie mapování se používá pro tvorbu map srdečních komor (Obrázek 125). Tyto mapy jsou získávány kombinací přesné lokaci a dat EKG. Systém poskytuje **elektroanatomické mapování, rychlé anatomické mapování a mapování ultrazvukovým katétre**m. Mapy lze rovněž kombinovat. Například elektroanatomické body lze přidat do rekonstrukce vytvořené z ultrazvukových kontur, nebo mohou být promítány na rekonstrukci rychlého anatomického mapování. Jejich anatomická data pak mohou být přidána do rekonstrukce.

Funkčnost mapování je posledním ze základních prvků systému. Mapy jsou vytvářeny použitím pozice mapovacího katétru (jako anatomické lokace). V elektroanatomických mapách je informace EKG (rozdíl v čase mezi referenční anotací a mapovací anotací) použita pro vybarvování map. Systém umožňuje zobrazení nebo skrytí vizualizace křivky (vizualizaci katétru) pro každý katétr ze všech, které jsou přítomny v srdci. Pro přesnou vizualizaci musí být alespoň čtyři elektrody mimo dřív.

Elektroanatomické (EA) mapování je vybudováno získáváním bodu za bodem a zobrazeného jako trojrozměrné barevné rekonstrukce. Povrch této struktury je automaticky vytvořen a spojuje všechny získané body. Výsledné 3D mapy jsou konstruovány kombinováním a integrováním informací ze srdečních elektrogramů s příslušnými lokalizačními daty. Systém pak na obrazovce zobrazí vizualizaci v reálném čase barevně kódovaného a 3D geometrického zobrazení srdeční komory. Data, která lze prohlížet a analyzovat, zahrnují informace o lokální aktivaci a napětí. Mapy je možné rotovat a přeorientovat, aby šlo lépe prohlížet anatomii srdce nebo zblízka prověřovat část mapy v detailu. Elektrogram příslušného bodu na aktivační mapě lze například prohlížet a editovat ručně. Pak lze mapu odpovídajícím způsobem překreslit.

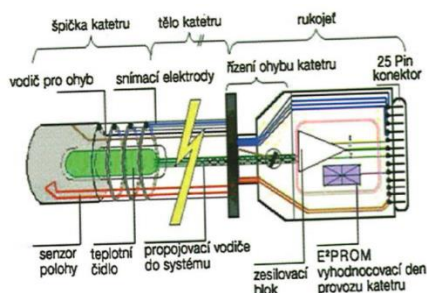
Metoda rychlého anatomického mapování (FAM, Fast Anatomical Mapping) umožňuje rychlé vytváření anatomických map zpracováním velkého objemu lokačních dat, na rozdíl od jednotlivých lokačních bodů. Při manipulaci mapovacím katétre v srdci jsou kontinuálně nahrávána lokační data. Systém kontinuálně vytváří anatomickou rekonstrukci z vnějšího povrchu zaznamenaných lokalizačních dat (na něž se rovněž odkazuje jako na objem). Při budování mapy FAM se povrchová registrace vytváří kontinuálně, a to na základě vnějšího povrchu objemu mapy a úrovně vybraného detailu. Úroveň rozlišení lze nastavit globálně – pro celou rekonstrukci, nebo regionálně – pro konkrétní oblast zájmu (např.: můžeme chtít vyšší úroveň detailu pro hodně zakřivené oblasti a nižší úroveň detailu může být použita pro vyhlazení nedostatečně mapovaných oblastí nebo pro zavření otvorů). Úroveň rozlišení lze změnit kdykoliv během vyšetření.

Kombinované a mapy: Elektroanatomické body lze získávat kdykoli s použitím FAM. Elektroanatomické body na mapě FAM nemusí vytvářet nezávislou 3D elektroanatomickou mapu. Tyto body mohou být promítány na rekonstrukci FAM (výchozí nastavení), nebo mohou být kombinovány s rekonstrukcí (FAM-EA). Výchozím nastavením je, že

elektrická data všech bodů získaných v průběhu nabírání jsou promítána na nejbližší pozice v rekonstrukci FAM. Aby však bylo možno zhodnotit relevanci bodových dat pro rekonstrukci, systém indikuje, kdy je bod dále než 8 mm od rekonstrukce, a to zobrazením modelu v modré barvě. Vzdálenost každého elektroanatomického bodu od rekonstrukce může být zobrazena na mapě. EA body mohou být kombinovány s rekonstrukcí FAM, čímž se aktualizuje rekonstrukce na polohu nejbližší k danému bodu. Lokační data FAM (objem) vymazána nejsou.

TECHNICKÝ PRINCIP

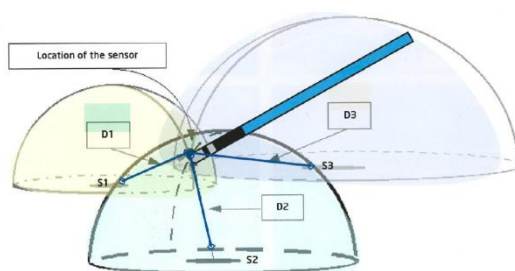
Klinicky používaný systém je navržen k vytvoření, analýze a barevnému trojrozměrnému zobrazení elektroanatomické mapy srdečních oddílů a poskytuje zobrazení polohu špičky (tipu). Systém se současně využívá pro mapování elektrické aktivity srdeční činnosti při sinusovém rytmu a ve vymezeném spektru arytmii komor i síní s ustálenou formou rytmu. Podobně jako globální navigační systém GPS, který určí pozici například letadla tak, že vypočítá jeho vzdálenost ze tří satelitů, využívá také mapovací systém podobného algoritmu k určení pozice speciálního katétru vyvinutého pouze pro tuto metodu. Přesná lokalizace každého získaného bodu je založena na patentované technologii, která využívá sférické magnetické pole generované systémem tří cívek umístěných pod vyšetřovacím stolem (Obrázek 124). Každá cívka pracuje v jiném frekvenčním pásmu, konkrétně na 1, 2 a 3 kHz. Katétry (schéma katétru viz Obrázek 123) jsou určeny k použití pouze pro tuto mapovací techniku a s životností pouze 24 hodin jsou vybaveny pasivním senzorem umístěným ve vrcholku katétru. Ten poskytuje informace o poloze katétru v reálném čase. Sensor je konstruován ze tří miniaturních cívek a ten pro každou ze souřadnic x , y , z generuje příslušné napětí odpovídající poloze katétru ve sférickém prostoru magnetického pole. Kromě souřadnic polohy katétru je současně sejmuto lokální vzorek elektrokardiogramu a obě tyto informace jsou uloženy do paměti počítačového systému.



Obrázek 123 Schéma mapovacího katétru [67].

Výsledné 3D anatomické mapy jsou v průběhu vyšetřování konstruovány tak, že kombinují informace ze vzorku intrakardiálního elektrogramu s odpovídajícím endokardiálním prostorovým umístěním daného bodu právě rekonstruovaného srdečního oddílu. Tyto body jsou pak postupně zobrazovány v reálném čase na monitoru vyhodnocovací pracovní stanice. Matematickými operacemi je z těchto bodů vytvářen trojrozměrný geometrický obraz

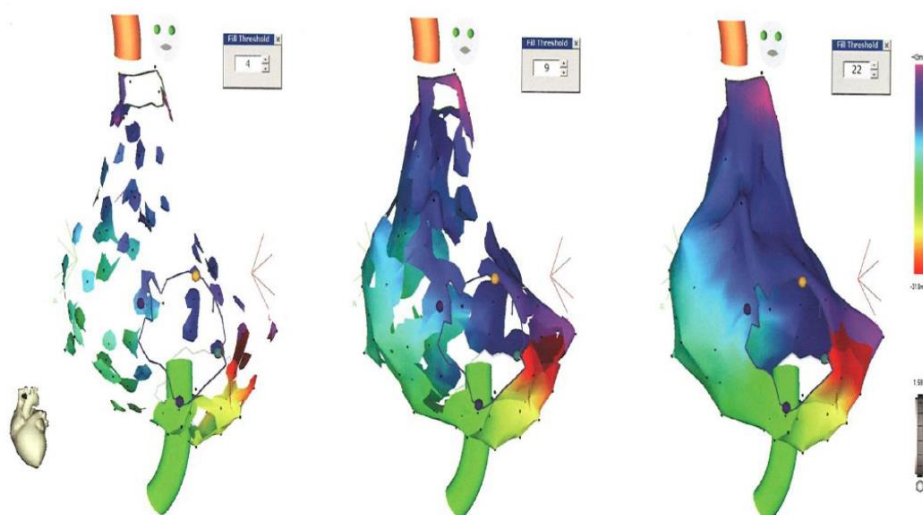
srdečních oddílů. Data, která jsou vyjádřena mapou, mohou být dále analyzována dle barevného kódování. Nejčastěji získáváme mapy aktivačních časů, mapy elektrických aktivit srdeční tkáně a velmi názorné propagační mapy, kde přímo v pohybu můžeme pozorovat šíření signálů u běžící arytmie. Rekonstruované 3D mapy můžeme libovolně otáčet ve všech směrech včetně změn orientací z pohledu vyšetřujícího, jak jsou definovány u klasických rentgenových projekcí. Dále můžeme provádět řezy v námi zvolených osách a zkoumat detailně každé místo endokardu. Máme možnost zpětného náhledu sejmutých dat a můžeme provést případnou korekci nepřesností vzniklých v procesu získávání bodů. Systém Carto podporuje mapování každého srdečního oddílu zvlášť, mapy pak lze složit do jednoho celku. Tím se získá věrný anatomický obraz celého srdce.



Obrázek 124 Schéma 3D lokace katétru [68].

KLINICKÉ APLIKACE MAPOVÁNÍ

Síňové tachykardie, síňový flutter, síňová fibrilace, atrioventrikulární nodální reentry tachykardie, rychlá srdeční arytmie, reentry vedení, idiopatická fokální ventrikulární tachykardie, komorová tachykardie, katérová ablace komorové fibrilace.

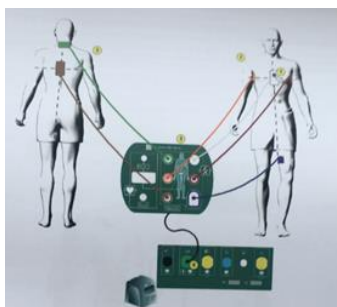


Obrázek 125 Technika mapování srdce Carto [68].

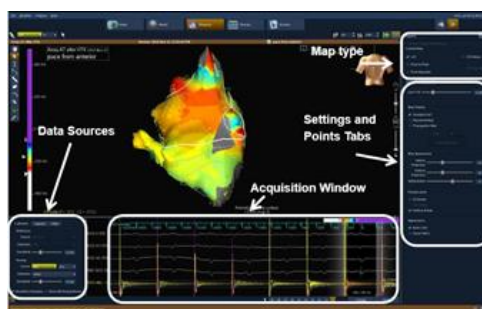
11.2 Mapovací systém NavX

Kromě technologie CARTO je znám systém NavX, který je druhým nejprodávanějším 3D mapovacím systémem, který nevyužívá fluoroskopie. Technologie je založena na sledování nízkých hladin elektrického proudu, který umožňuje lokalizaci intrakardiálních elektrod. NavX byl navržen pro 3D mapování s možností rekonstrukce intrakardiálních elektroanatomických struktur. Toho je dosaženo sekvenčním mapováním napětí na žádaném místě na srdci. Obrazový výstup je barevný, odpovídá napětí v měřeném místě.

NavX generuje elektrický potenciál s nízkým výkonem cca 5,7 kHz napříč tělem a vytváří gradient napětí podél pomyslné osy spojující elektrody. S využitím jakékoliv intrakardiální elektrody NavX umí měřit její lokální napětí a vypočítat její pozici v souřadnicovém systému. Když se umístí 3 páry elektrod na tělo v ortogonálním směru. NavX měří gradient napětí na každé ose, čímž vytvoří 3D navigační pole. Najednou lze použít až 64 elektrod s lokalizací $\sim 93\times$ za sekundu. Tím je možné dosáhnout zobrazení v reálném čase. Celý NavX systém sestává ze třech párů elektrod umístěných ortogonálně a počítačové jednotky k zpracování přijatých signálů.



Obrázek 126 Umístění elektrod na tělo pacienta a propojení se zesilovačem [71].



Obrázek 127 Mapování srdce s technologií NavX – uživatelské prostředí [71].

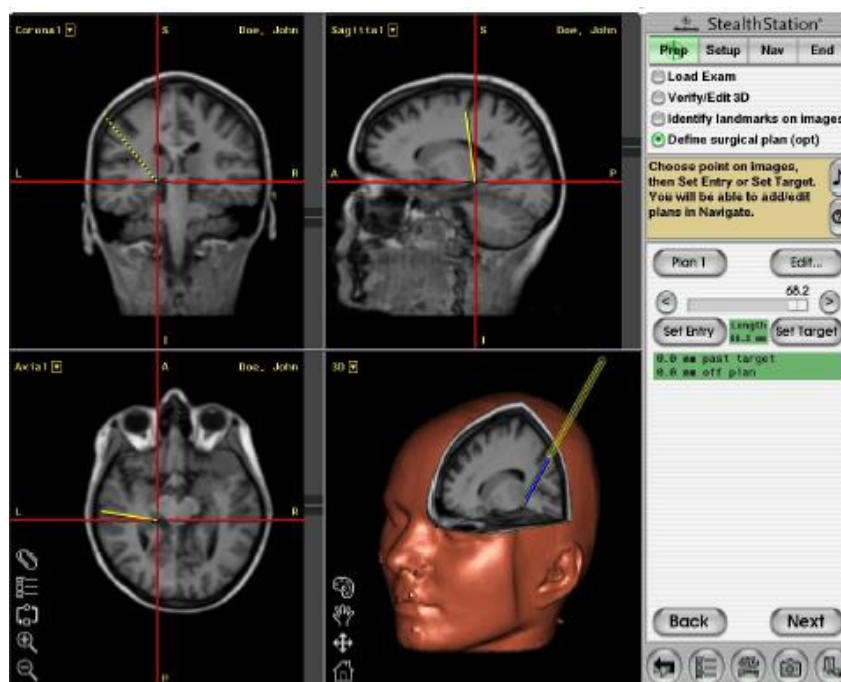
11.3 Přístroje pro neuronavigaci

S pomocí stereotaktické techniky lze provádět minimálně invazivní zákroky. 3D souřadný systém umožňuje zaměřit malé cílové objekty, provádět biopsie z mozkových lézí, ablace, stimulace atd. Podstatou této metody je identifikace bodu v prostoru a jeho vztahu

ke třem rovinám, které se protínají pod správným úhlem a v společném bodě. Pro určení cílového bodu v trojrozměrném prostoru mozku se používají matematické výpočty. Výsledkem výpočtů jsou souřadnice bodu v Kartézském souřadném systému: laterální (x), anteriorní-posteriorní (y), vertikální (z). K vizualizaci patologických struktur uvnitř mozku se používá radiologických snímků, z výpočetní tomografie (CT) nebo magnetické rezonance (MR). Stereotaxe založená na CT využívá vztažného systému, pomocí kterého se vytvoří extrakraniální orientační body v každém tomografickém obraze. Tyto orientační body specifikují prostorovou orientaci řezu vůči stereotaktickému zařízení. Jelikož se při této metodě využívá snímků mozku, které „navádějí“ chirurga k cílovému objektu uvnitř mozku, říká se této metodě také neuronavigace. Tato technika využívá buď externí rám, který je připevněn k pacientově hlavě (frame-based), nebo vztažné značky, přichycené k lebce před pořízením obrazu (frameless nebo image guided surgery) [62–66].

11.3.1 NAVÁDĚCÍ SYSTÉM TREON, MEDTRONIC

Naváděcí systém Treon je hardwarová platforma umožňující chirurgickou navigaci v reálném čase pomocí radiologických snímků pacienta. Slouží jako pomůcka pro přesnou lokalizaci anatomických struktur u otevřených nebo perkutánních zákroků. Aplikační software reformátuje CT nebo MR obrazy pořízené před operací a zobrazí je v různých pohledech (axiální, sagitální, koronární, šikmý). Před operací si může chirurg vytvořit, uložit a simulovat postup v jedné nebo více operačních trajektoriích. Jako pomůcku pro vizualizaci lze vytvořit a manipulovat jedním nebo více 3D anatomickými modely. Systém během operace sleduje polohu speciálních chirurgických nástrojů uvnitř i mimo pacientovu anatomii a průběžně aktualizuje polohu nástroje na těchto obrazech. Aplikační software umožňuje zobrazit vztah aktuální polohy a cesty během operace k předoperačnímu plánu (navádění podél plánované trajektorie). Naváděcí léčebný systém vytváří překladovou mapu mezi všemi body na obrazech pacienta a odpovídajícími bodech anatomických struktur pacienta (Obrázek 128). Po vytvoření této mapy ji pak počítač používá pro identifikaci odpovídajícího bodu na obrázku, kdykoliv se obsluha dotkne bodu na pacientovi pomocí speciálně sledovaného nástroje nebo ukazovacího zařízení. Tato identifikace se nazývá navigace nebo lokalizace. Lokalizovaný bod je identifikován přímo na systémovém displeji mezi mnoha obrazovými rovinami pacienta a jinými anatomickými převody.



Obrázek 128 Identifikace bodu na systémovém displeji v různých anatomických rovinách [61].

11.4 Navigace v ortopedii a traumatologii

Počítačem asistované výkony se staly běžnou součástí medicínské praxe. S pomocí počítače je možné virtuálně simulovat a plánovat určité léčebné výkony, pečlivě ověřovat jednotlivé kroky operačních postupů a na jejich základě upravovat procedury tak, aby výsledek byl co nejpřesnější. Počítačem asistované výkony se dnes používají téměř rutinně.

Pasivní navigační systémy využívají sondy k determinaci 3D orientace sledovaného objektu v reálném čase. Sondy odrážejí infračervené světlo (pasivní) nebo aktivně (aktivní) vyzařují toto světlo, které je detekováno speciální kamerou. Dvě sondy jsou uchyceny rigidně do kosti a třetí je mobilní. Ze získaných dat sond se vytvoří virtuální 3D model. První navigační metodou používanou v klinické praxi je metoda vycházející z předoperačního CT vyšetření. Vyžaduje však poměrně dlouhé předoperační plánování, na druhé straně šetří samotný operační čas. Základem je CT vyšetření celé dolní končetiny od kyčelního kloubu po hlezenní kloub. Obrazové informace jsou dále zpracovány specializovaným softwarem. Metodami zpracování obrazu dostaneme aktuální trojrozměrný model kolene a skeletu dolní končetiny na počítači. Dalším krokem je neskenování trojrozměrné geometrie komponent používané endoprotézy. Pomocí plánovacího počítačového software je získán virtuální trojrozměrný model příslušné anatomické oblasti včetně umístění implantátu. Systém na základě informací o mechanické ose dolní končetiny a dalších anatomických strukturách vypočítá rozsah kostní resekce, ideální uložení komponent a velikost kloubních implantátů. Intraoperační systém určí pozici a orientaci pacientova femuru a tibie a naviguje umístění

resekčních bločků. Peroperačně jsou porovnávány informace získané předoperačním CT vyšetřením a současnou reálnou anatomickou situací.

Další navigační metoda využívá k získání základních orientačních bodů rentgenového zesilovače. Tato fluoroskopická metoda poskytuje informace pouze ve dvou rovinách. Nevýhodou této metody je také značná radiační zátěž pacienta i operačního týmu.

Kromě CT navigace se v posledních letech využívá předoperační MRI vyšetření. Poté jsou vytvořeny tzv. resekční šablony pro jedno použití pouze pro konkrétního pacienta.

Nejpoužívanější a nejjednodušší metodou je kinematická navigace perioperační. Výhodou kinematické navigace je možnost sběru referenčních dat v průběhu operace, odpadá tedy časově náročné plánování jako např. u CT navigační metody.

CAOS

Počítačem asistovaná ortopedická chirurgie (Computer-assisted orthopaedic surgery, CAOS) poskytuje lepší vizualizaci vytvořením a zobrazením virtuálního modelu operované lokality společně s relevantními informacemi o pozici chirurgických nástrojů nebo implantátů na monitoru počítače. Tím výrazně zlepšuje chirurgovu zpětnou vazbu v kombinaci s přímou vizuální kontrolou operačního pole. Tradiční metody implantace kolenních náhrad umožňují operátorovi pouze tuto přímou vizuální a taktilní kontrolu.

Počítačová asistence poskytuje trojrozměrný pohled na kolenní kloub a sledování větších detailů, které nelze zachytit prostým okem. To vede k větší preciznosti operační techniky v každém operačním kroku. Veškeré manipulace a chirurgické postupy, jako vrtání jisticích pinů, umístění resekčních bločků i samotné resekce, mohou být provedeny s větší precizností a uložení komponent by mělo být přesnější.

Zobrazení dat pro CAOS je rozděleno do tří fází: předoperační fáze zahrnuje anatomická data z CT a MRI, druhá (operační) fáze zobrazuje oblasti zájmu v průběhu operace a třetí fáze je anatomický model pro hodnocení následné léčby. CAOS umožňuje vyšší stupeň přesnosti, je méně invazivní, zkracuje operační čas a minimalizuje chyby. V neposlední řadě také snížení radiační zátěže pro pacienta i operátora.

Princip počítačové navigace je založen na přenosu dat získaných z dané anatomické lokality do počítače. Přenos dat je zajištěn systémem pevných a mobilních sond a jejich komunikací s kamerou. Tato data přenesená do počítače poskytují chirurgovi souhrnnou informaci o dané anatomické lokalitě a aktuálním uspořádání. Na základě těchto informací operátor provádí intraoperační rozvalu a plánování dalšího postupu operace s přesností až na 1° a 1 mm umožňující zajistit nejlepší možné uložení komponent v ortopedii a traumatologii, například u totální endoprotézy kolenního kloubu. Navigační systém v tomto případě umožňuje velmi přesné uložení resekčních bločků na kost a následně možnost přesné

verifikace provedených osteotomií. Po implantaci zkušebních komponent či po finální implantaci definitivních komponent kolenní endoprotézy systém umožňuje opět ověření výsledných dat o ose dolní končetiny a kinematice kolenního kloubu. Kinematická navigace nevyžaduje předoperační RTG snímek či CT vyšetření. Všechna data nutná k této technice jsou získávána v průběhu operace, tím odpadá předoperační dlouhodobé plánování.

SHRNUTÍ KAPITOLY



Mapování srdce je jednou ze základních technik užívanou k diagnóze a léčbě srdečních arytmií. Elektrická aktivita srdce může být snímána z povrchového EKG, z povrchu srdce nebo endokardiálně.

Systémy Carto (práce se zabývá téměř výhradně tímto autorem vybraným 3D mapovacím systémem) a jemu podobné způsobily velký posun v oblasti intervenční kardiologie. Díky nim se podařilo odstranit největší omezení elektrofyzilogického mapování a to skiaskopickou kontrolu pozice katétru spojenou s rizikem RTG paprsků a nepřesnostmi ve trojdimenzionálním zobrazení. Systém Carto používá nízkoenergetického elektromagnetického pole pro určení polohy špičky katétru. Tři takováto pole jsou generována okolo pacientova hrudníku magnetickými cívkami umístěnými pod operačním stolem. Speciální mapovací katétr obsahuje magnetický sensor poblíž jeho distálního konce a umožňuje jeho lokaci s přesností vyšší než 1 mm vzdálenosti a 1° orientace.

Katétr současně snímá signál EKG v příčném místě a zároveň zaznamenává i aktuální polohu katétru. Obě tyto informace zpracovává systém a vytváří fyziologický model srdečního oddílu nebo celého srdce i s jeho elektrickými potenciály v jednotlivých místech. Čím více bodů snímání, tím kvalitnější model bude. Sestavený model je následně možné v programu natáčet, zkoumat po řezech a nadále upravovat, čímž se kardiologům dostává do rukou mocný nástroj k diagnózám a léčbám výše zmíněných srdečních arytmií.

Mezi obecné nevýhody počítačem asistované operativy patří větší množství instrumentaria a nástrojů používaných k této technice. Oproti manuální technice je prodloužen operační čas. Jistou limitací je i omezené využití v určitých případech, které neumožní přesný sběr referenčních bodů. Kromě navigace náhrady kolenního kloubu byly v ortopedické chirurgii postupně vyvinuty softwarové systémy pro navigaci kyčelního kloubu, unikondylární náhrady, pro navigaci plastiky předního zkříženého vazy kolenního kloubu a korekční osteotomie proximální tibie. Kinematická navigace je využívána i ve spondylochirurgii k cílení transpedikulárních šroubů i v traumatologii při intramedulární osteosyntéze.

Obecným principem navigačních perioperačních obrazově řízených lokalizačních systémů umožňujících miniinvazivní chirurgické výkony je možnost sledování nástrojů vedených pasivním sensorovým systémem k místu virtuálního počítačového zobrazení na individuálním 3D modelu pacientovy kosti, který je vytvářen pomocí hromadného pořizování orientačních bodů na povrchu kosti.

Robotické chirurgické systémy 2 (chirurgické navigační systémy, počítačová navigace v traumatologii, neuronavigace, OrthoPilot, CARTO, ad.).

LITERATURA

[1] PROUZA, Zdeněk. Principy radiační ochrany - bezpečnost a ochrana zdraví při práci. *BOZPinfo - Časopis JOSRA* [online]. [cit. 2021-5-10]. Dostupné z: <https://www.bozpinfo.cz/principy-radiacni-ochrany-bezpecnost-ochrana-zdravi-pri-praci>.

[2] SÚKUPOVÁ, Lucie. *Radiační ochrana při rentgenových výkonech - to nejdůležitější pro praxi*. Praha: Grada Publishing, 2018. ISBN 978-802-7107-094.

[3] Biologické účinky ionizujícího záření. *Státní ústav radiační ochrany* [online]. © 2021 SÚRO [cit. 2021-5-10]. Dostupné z: <https://www.suro.cz/cz/radiacni-ochrana/biologicke-ucinky-ionizujiciho-zareni>.

[4] DOWSETT, D. J.; KENNY, P. A. & JOHNSTON, R. E.: *The Physics of Diagnostic Imaging*. Hodder Arnold, 2. edition, July 2006, ISBN 0-340-80891-8, URL <http://www.hoddereducation.com/>

[5] HOSKINS, Peter, Abigail THRUSH, Kevin MARTIN a Tony WHITTINGAM. *Diagnostic Ultrasound: Physics and Equipment*. Cambridge University Press, 2003. ISBN 9781841100425.

[6] NÁDENÍČEK, Petr. Sonografie: Principy, indikace, kontraindikace, terminologie. In: *SlidePlayer - Nahrávejte a Sdílejte své PowerPoint prezentace* [online]. 2013 [cit. 2019-07-06]. Dostupné z: <https://slideplayer.cz/slide/5724628/>. Radiologická klinika, FN Brno.

[7] POWERS, J. a F. KREMKAU. Medical ultrasound systems. *Interface Focus* [online]. 2011, 1(4), 477-489 [cit. 2019-06-16]. DOI: 10.1098/rsfs.2011.0027. ISSN 2042-8898. Dostupné z: <http://rsfs.royalsocietypublishing.org/cgi/doi/10.1098/rsfs.2011.0027>

[8] Color Doppler Examination of the Heart: What is Color Doppler Ultrasound?. In: *Fetal Echo* [online]. [cit. 2019-07-06]. Dostupné z: <http://www.fetal.com/FetalEcho/05%20Color.html>

[9] Echocardiography: Pulsed-Wave and Continuous-Wave Doppler. In: *Thoracic Key: Fastest Thoracic Insight Engine* [online]. [cit. 2019-07-06]. Dostupné z: <https://thoracic-key.com/echocardiography/>

[10] OPHIR, J., I. CÉSPEDES, H. PONNEKANTI, Y. YAZDI a X. LI. Elastography: A Quantitative Method for Imaging the Elasticity of Biological Tissues. *Ultrasonic Imaging* [online]. 2016, 13(2), 111-134 [cit. 2021-5-7]. ISSN 0161-7346. Dostupné z: doi:10.1177/016173469101300201.

[11] Medata: Supersonic Imagine The Theragnostic Company™. *Teoretické základy a principy ShearWave™ Elastografie* [online]. Brno: Medata spol. s.r.o. [cit. 2016-04-02], Dostupné na www: http://www.medata.cz/docs/cz_supersonicimagine-swe_teorie.pdf

[12] Mornstein, V., Pospíšilová, J.: Ultrazvuk - jeho historie ve světě a u nás. *Lékař a technika* [online]. Praha: ČLS JEP, 1995 [cit. 2016-04-02], 26(5): 115-118, ISSN 0301-5491. dostupné na www: <http://www.med.muni.cz/~vmornst/ultrazv.html>

[13] ZEMANOVÁ, Markéta. Nová diagnostická zobrazovací metoda – shear waves elastografie: 72, 2016, No. 4., Česká a slovenská oftalmologie [online]. 2016, 72(4), 103-110 [cit. 2021-5-10].

[15] SIGRIST, Rosa M.S., Joy LIAU, Ahmed El KAFFAS, Maria Cristina CHAMMAS a Juergen K. WILLMANN. Ultrasound Elastography: Review of Techniques and Clinical Applications. *Theranostics* [online]. 2017, 7(5), 1303-1329 [cit. 2021-5-10]. ISSN 1838-7640. Dostupné z: doi:10.7150/thno.18650.

[16] BEHLING, Rolf. *Modern Diagnostic X-Ray Sources: Technology, Manufacturing, Reliability*. CRC Press, 2015. ISBN 9781482241334.

[17] SÚKUPOVÁ, Lucie. Rentgenka – její stavba a funkce. SÚKUPOVÁ, Lucie. Něco málo o zobrazování a dávkách v radiodiagnostice, ale i mimo ni, aneb co by Vás mohlo zajímat [online]. 2019 [cit. 2019-06-23]. Dostupné z: <http://www.sukupova.cz/rentgenka-a-produkce-rentgenoveho-zareni/>

[18] BRYJOVÁ, Iveta. *Principy a metody moderní medicínské diagnostiky*. Opava, 2007. Bakalářská práce. Slezská univerzita v Opavě, Filozoficko-přírodovědecká fakulta, Ústav fyziky. Vedoucí práce RNDr. Stanislav Hledík, Ph.D.

[19] KRAUS, I.: Rentgenová tomografie a možností jejích technických aplikací. *Pokroky Mat. Fyz. Astronom.*, 42(3), str. 121–127, 1997.

[20] V. Ullmann. *Aplikace ionizujícího záření — jaderné a radiační metody*. URL <http://astronuklfyzika.cz/JadRadMetody.htm>.

[21] J. P. Hornak. *The Basics of MRI*. URL <http://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/>.

[22] J. Hozman. *Počítačová tomografie (CT). Historická fakta, principy, konstrukce CT systémů, metody rekonstrukce, zpracování signálů*. URL <http://cmp.felk.cvut.cz/cmp/courses/33zsl2leto2006/slidy/ct-hozman-jk.pdf>. Elektronická prezentace.

[23] J. Kuběna. *Rentgenová tomografie a jaderná magnetická rezonance (CT a MRI)*. URL <http://www.physics.muni.cz/~kubena/>.

[24] MAZÁNEK, Jiří. *Zubní lékařství: pro studující nestomatologických oborů*. Praha: Grada Publishing a.s., 2018. ISBN 978-80-247-5807-7.

[25] MAZÁNEK, Jiří. *Zubní lékařství: Propedeutika*. Praha: Grada Publishing a. s., 2014. ISBN 978-80-247-3534-4.

[26] MAZÁNEK, Jiří a František URBAN. *Stomatologické repetitorium*. Praha: Grada Publishing a.s., 2003. ISBN 80-7169-824-5.

[27] KREJČÍ, Přemysl. *Dentální radiologie*. Dotisk 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009. ISBN 80-244-1452-X.

[28] WEBER, Thomas. *Memorix zubního lékařství*. 2. české vyd. Přeložila Magdalena KOŤOVÁ. Praha: Grada Publishing, 2012. ISBN 978-80-247-3519-1.

[29] ČERNOCHOVÁ, Pavlína. *Diagnostika retinovaných zubů*. Praha: Grada, 2006. ISBN 80-247-1269-5.

[30] KAMÍNEK, Milan. *Ortodoncie: Zubní lékařství*. Praha: Galén, 2014, s. 41-62. ISBN 978-80-7492-112-4.

[31] V. M. Buchštabler and S. G. Gindikin. Od Cavalieriho principu k tomografu. *Pokroky Mat. Fyz. Astronom.*, 29(4):196–210, 1984.

[32] HOZMAN, Jiří. Počítačové tomografie (CT): (historická fakta, principy, konstrukce CT systémů, metody rekonstrukce, zpracování signálů). In: *Center for Machine Perception @ CTU in Prague* [online]. Praha: České vysoké učení technické v Praze [cit. 2021-05-01]. Dostupné z: <http://cmp.felk.cvut.cz/cmp/courses/ZSL2/slidy/ct-hozman-jk.pdf>. Úpravy Jan Kybic.

[33] Příspěvatelé Wikipedie, *Výpočetní tomografie* [online], Wikipedie: Otevřená encyklopedie, c2021, Datum poslední revize 22. 04. 2021, 17:27 UTC, [citováno 11. 05. 2021] <https://cs.wikipedia.org/w/index.php?title=V%C3%BDpo%C4%8Detn%C3%AD_tomografie&oldid=19753787>

[34] ŽIŽKA, Jan. Iterativní rekonstrukce CT obrazu – revoluční krok ve vývoji výpočetní tomografie? *Ces Radiol.* 2011, **65**(3), 169–176. ISSN 1210-7883.

[35] GREPL, Jakub, Jan ŽIŽKA, Tomáš KVASNIČKA, Jiří JANDURA, Jana ŠTĚPANOVSÁ, Zuzana POULOVÁ a Jaroslav STROM. *Iterativní rekonstrukce obrazu ve výpočetní tomografii*. Hradec Králové: Fakultní nemocnice Hradec Králové, 19 s. Prezentace.

[36] LANKAŠOVÁ, Karolína. *Model dynamických kontrastních CT dat pro hodnocení lícovacích algoritmů*. Brno, 2013. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Vedoucí práce Ing. Petr Walek.

[37] ZUNA, Ivan a Lubomír POUŠEK. *Úvod do zobrazovacích metod v lékařské diagnostice*. Praha: Vydavatelství ČVUT, 2000. ISBN 8001021521.

[38] HORNAK, Joseph P. The Basics of MRI [online]. Copyright © 1996-2020 [cit. 2021-5-11]. Dostupné z: <https://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/>

[39] VÁLEK, Vlastimil a Jan ŽIŽKA. *Moderní diagnostické metody*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1996. ISBN 80-701-3225-6.

[40] HADINEC, M. *Optimalizace homogenity základního magnetického pole v MR tomografii*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. 94 s. Vedoucí disertační práce prof. Ing. Karel Bartušek, DrSc.

[41] LANG, Otto, Otakar BĚLOHLÁVEK a Helena BALON. Radionuklidové metody v onkologii: Materiál pro studenty medicíny. In: *Představujeme Vám pohodlné a bezplatné nástroje pro publikování a sdílení informací* [online]. [cit. 2019-07-05]. Dostupné z: <https://docplayer.cz/46349906-Radionuklidove-metody-v-onkologii.html>

[42] LANG, Otto, Otakar BĚLOHLÁVEK a Helena BALON. Radionuklidové metody v onkologii: Materiál pro studenty medicíny. In: *Představujeme Vám pohodlné a bezplatné nástroje pro publikování a sdílení informací* [online]. [cit. 2019-07-05]. Dostupné z: <https://docplayer.cz/46349906-Radionuklidove-metody-v-onkologii.html>

[43] Annihilation. In: *Medical Imaging Training* [online]. [cit. 2019-07-05]. Dostupné z: <http://mis.eng.miami.edu/pet/annihilation.html>

[44] KUPKA, Karel, Jozef KUBINYI a Martin ŠÁMAL. *Nukleární medicína*. 6. vydání (2. vydání v Nakladatelství P3K). V Praze: P3K, 2015. ISBN 978-80-87343-54-8.

[45] Silvie

[46] SPINOGLIO, Giuseppe. *Robotic Surgery: Current Applications and New Trends: Updates in Surgery*. Springer, 2015. ISBN 9788847057142.

[47] STŘEDA, Leoš a Karel. *EHealth a telemedicína: Učebnice pro vysoké školy*. Grada Publishing, 2016. ISBN 9788027190423.

[48] PIVOŇKA, Václav. *Řízení nástroje robotické ruky operačního robota Da Vinci* [online]. Brno, 2011 [cit. 2018-02-18]. Dostupné z: https://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=42237. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Vedoucí práce Jiří Sekora.

[49] ÚSTŘEDNÍ VOJENSKÁ NEMOCNICE, VOJENSKÁ FAKULTNÍ NEMOCNICE PRAHA. *Robotická technologie* [online]. 2017 [cit. 2018-02-18]. Dostupné z: https://www.uvn.cz/index.php?option=com_content&view=article&id=3905&Itemid=1674&lang=cs

[50] Programmable Universal Machine for Assembly. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2018-02-18]. Dostupné z: https://en.wikipedia.org/wiki/Programmable_Universal_Machine_for_Assembly

[51] ROBODOC: How It Works. *ROBODOC: Curexo Technology Corporation* [online]. [cit. 2018-02-18]. Dostupné z: http://www.robodoc.com/professionals_howitworks.html

[52] ČERNÝ, Štěpán. Roboticky asistovaná kardiochirurgie. *Postgraduální medicína* [online]. 2009(9) [cit. 2018-02-18]. ISSN 1212-4184. Dostupné z: <https://zdravi.euro.cz/clanek/postgradualni-medicina/roboticky-asistovana-kardiochirurgie-447972>

[53] VÍTOVÁ, Hana. *Systém řízení nástroje robotické ruky z operačního robota Da Vinci v LabVIEW* [online]. [cit. 2018-02-18]. Bakalářská práce. VUT v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce Jiří Sekora.

[54] Intuitive Surgical: *The da Vinci Surgical System* [online]. [cit. 18. 02. 2018]. Dostupný z URL: http://www.intuitivesurgical.com/products/davinci_surgicalsistem

[55] MEDILUX HEALTHCARE LTD. (MHL): CyberKnife® Radiosurgery, 2010, URL http://www.cyberknife.com.au/cyberknife_radiosurgery.html

[56] ACCURAY: CyberKnife®, 2010, URL <http://www accuray.com/>

[57] HANNA, S. M.: Applications of X-band technology in medical accelerators. *Proceedings of the 18th Biennial Particle Accelerator Conference*, New York, NY, USA, 29 Mar–2 Apr 1999, pp. 2516–2518, IEEE, New York, 1999, ISBN 0-7803-5573-3, URL <http://cdsweb.cern.ch/record/553963/files/wep114.pdf>

[58] By Steven3045 (talk) (Uploads) - Own work, Public Domain, <https://commons.wikimedia.org/w/index.php?curid=42603443>

[59] VOKURKA, Martin a JAN HUGO A KOLEKTIV. *Velký lékařský slovník*. 8., aktualiz. vyd. Praha: Maxdorf, 2008. ISBN 9788073451660.

[60] PEACEHEALTH: All-in-one vs. a dedicated system, 2010, URL http://www.peacehealth.org/oregon/shmc/gammacenter/PDFfiles/ELK-222_LGK_CntrAttk_Book_compet.pdf.

[61] Medtronic. *Technická příručka k system StealthStation Treon*. 5.revize. Medtronic. 2003. 67 s. Číslo 9680169.

[62] CHVOSTKOVÁ, Zuzana. *Přístrojové vybavení neurochirurgických sálů: Semestrální projekt*. Ostrava, 2013, 8 s.

[63] LUMENTA, C.B; HAASE, J; ROCCO DI, C; MOOIJ, J.J.A. *Neurosurgery*. 1. vydání. Berlín Heidelberg: Springer-Verlag, European Manual of Medicine. 2010. 660 s. ISBN 978-3-540-79564-3.

[64] SANDHAM, J. *Stereotactic Surgery*. [online]. [cit. 2011-02]. URL:< <http://www.ebme.co.uk/articles/clinical-engineering/89-stereotactic-surgery>>

[65] MHL Clinics. *Stereotactic and Functional Surgery*. [online].[cit. 2013-01-25]. URL:< http://mhlclinics.com/stereotactic_neurosurgery.html>

[66] Medtronic. *Technická příručka k systému StealthStation Treon*. 5.revize. Medtronic. 2003. 67 s. Číslo 9680169.

[67] ROZMAN, Jiří. *Elektronické přístroje v lékařství*. Praha: Academia, 2006. Česká matice technická (Academia). ISBN 80-200-1308-3.

[68] *Electro-anatomical Mapping of the Heart: An Illustrated Guide to the Use of the CARTO System*. Josef Kautzner, Anders Kirstein Pedersen, Petr Peichl, Remedica, 2006, ISBN: 978-1-901346-98-5.

[69] ŠTEJFA, Miloš. *Kardiologie*. 3., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2007. ISBN 978-80-247-1385-4.

[70] ASIRVATHAM, Samuel J. *Mayo Clinic Electrophysiology Manual: Mayo Clinic Scientific Press*. OUP USA, 2013. ISBN 9780199941193.

[71] *Ensite Velocity Cardiac Mapping System Instruction for use International edition: Model EE3000*. USA, 2014.

SHRNUTÍ STUDIJNÍ OPORY

Studijní opora Diagnostické akviziční modality a robotické systémy v medicíně poskytuje studentům stručný přehled vybraných diagnostických zobrazovacích metod a jejich principů. Nebylo snahou obsáhnout všechny zobrazovací metody, ale pouze ty základní. Je zde vysvětlen princip magnetické rezonance, ale už neuvádíme další zobrazovací metody založené na jevu magnetické rezonance – fMRI (funkční magnetické rezonance) a multi-modalitní systém MR-HIFU (high-intensity focused ultrasound), tedy fokusovaný ultrazvuk s vysokou intenzitou.

Studijní opora shrnuje diagnostické metody založené jak na principu *transmisním* (zdroj záření z jedné strany pacienta, na druhé straně detektor, který detekuje zeslabení záření) – například RTG, CT; tak na *principu emisním* (zdroj záření je v pacientovi, detektor je mimo pacienta) – metody nukleární medicíny, PET, SPECT, scintigrafie, ale také termografie, která však není v tomto studijním materiálu obsažena. Z dalších principů jsou zde zastoupeny zobrazovací metody založené na reflexním principu (zdroj mimo pacienta, detekuje se odražené vlnění) – lékařská ultrasonografie a zobrazovací metodě MRI, která je založena na principu rezonanční absorpce a emise.

Čas ke studiu uvedený v záhlaví každé z kapitol je velmi orientační a nepředstavuje záruku. Čtenář zběhlý v odpovídajících partiích fyziky zvládne pravděpodobně kapitolu nastudovat za významně kratší čas než ten, kdo tyto fyzikální znalosti teprve s četbou vstřebává: variační koeficient doby potřebné ke studiu bychom odhadli na 90 %. Snahou autorky bylo vyjít vstříc oběma táborům – první vybavit nezbytnými znalostmi lékařského charakteru, druhému je doplnit o „fyzikální minimum“.

Název: **Diagnostické akviziční modality a robotické systémy v medicíně**

Autor: **Ing. Iveta Bryjová**

Vydavatel: Slezská univerzita v Opavě
Filozoficko-přírodovědecká fakulta v Opavě

Určeno: studentům SU FPF Opava

Počet stran: 185

Tato publikace neprošla jazykovou úpravou.

SHRNUTÍ KAPITOLY



Obsahuje jeden až dva krátké odstavce, kterými shrneme právě probranou látku.