Rozdělení zobrazovacích metod, principy, využití

Petr Nádeníček

Obsah

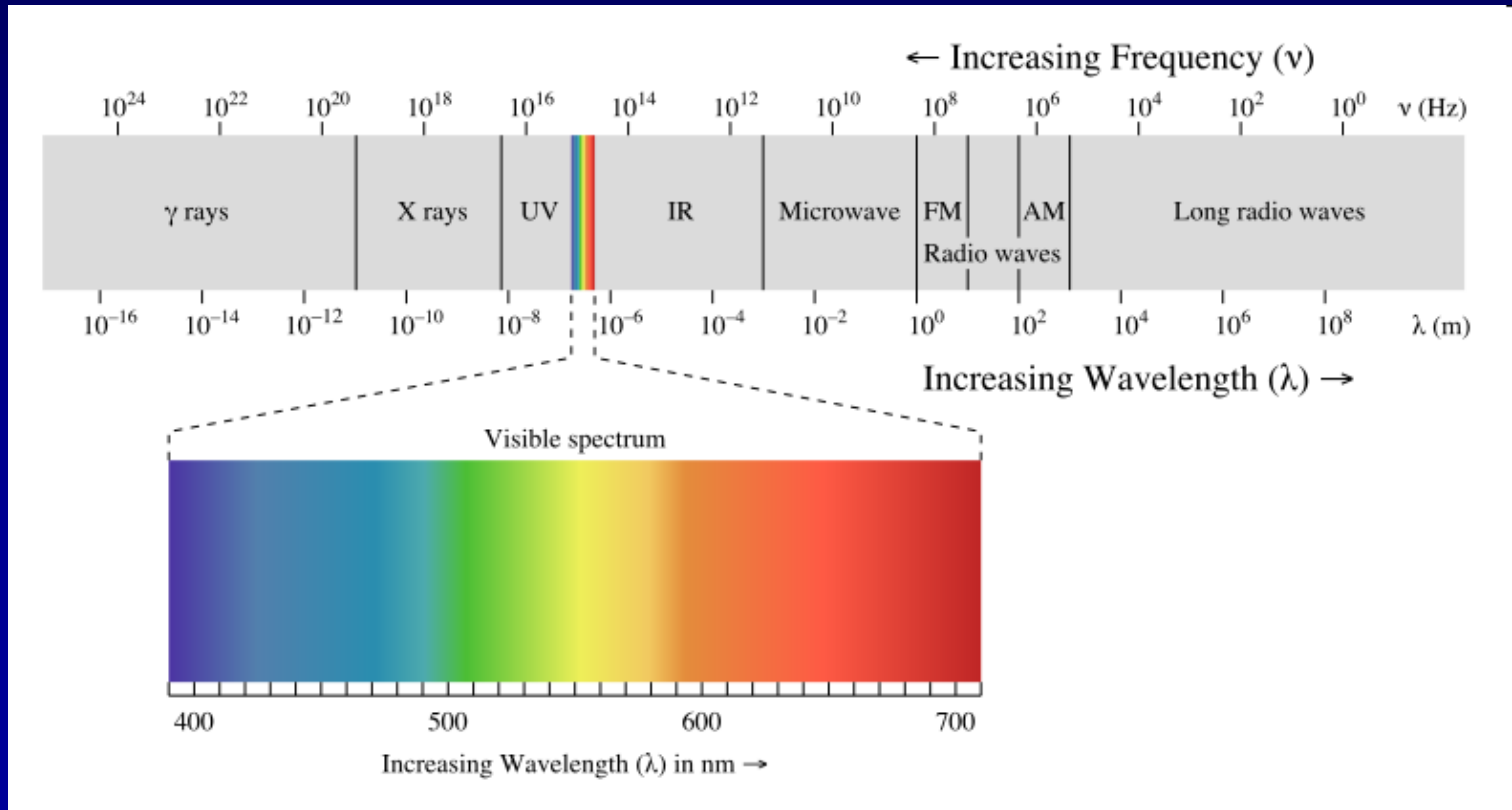
- RTG
  - ✓skiagrafie
  - ✓skiaskopie
- UZ
- CT
- MR

RTG

Princip RTG zobrazení

Rtg záření

- elektromagnetické záření - fotony, krátké až velmi krátké vlnové délky
- 10 – 0,001 nm



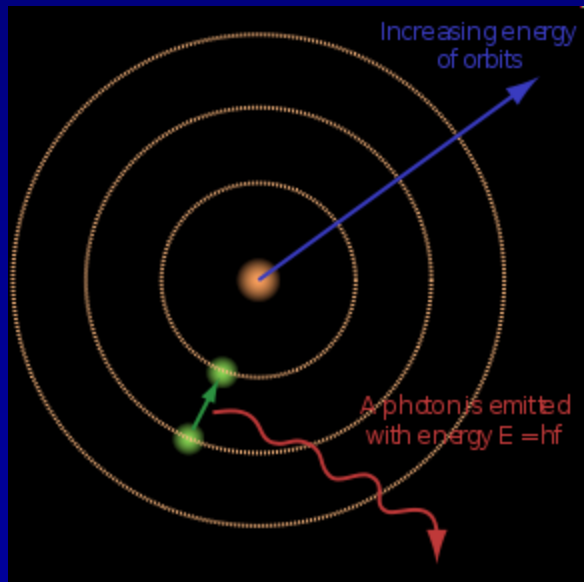
Rtg záření

•vzniká v elektronových obalech atomů

•energie závisí na vlnové délce – čím kratší vln. délka tím větší energie

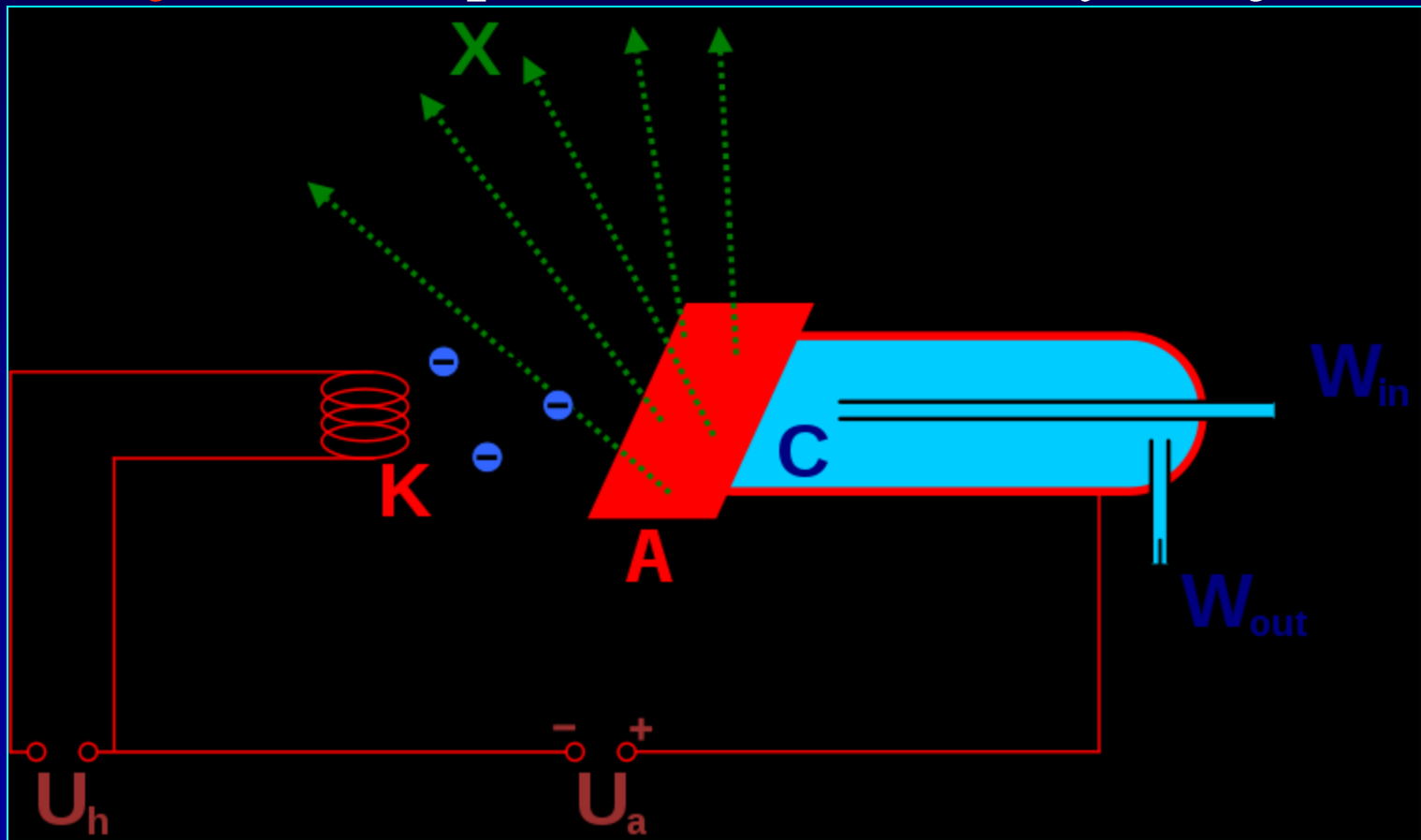
• ionizuje nepřímo, prostřednictvím sekundárních el.

•záření - charakteristické, brzdné



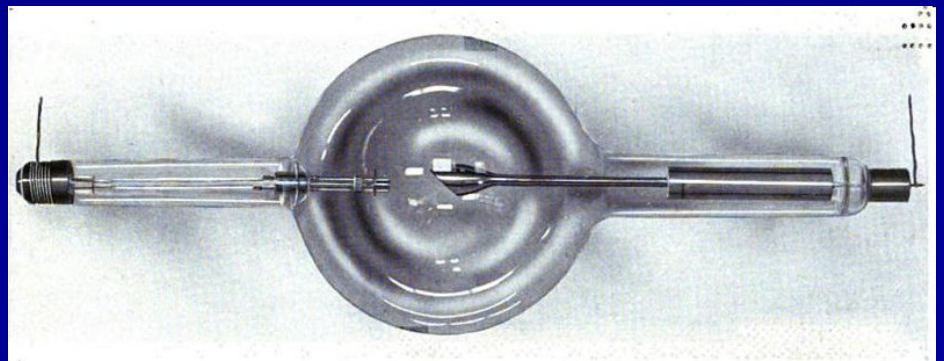
Rentgenka

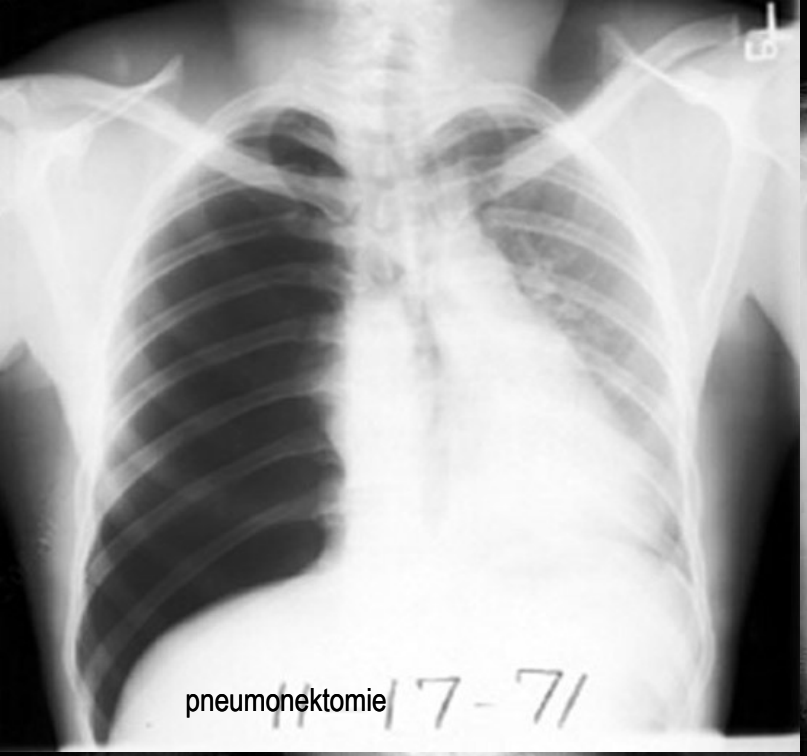
- katoda – wolframové vlákno, žhavící proud, T až 2000 °C
- katoda emituje el^{-}, el. pole mezi k. a a. urychluje el^{-}.



Rentgenka

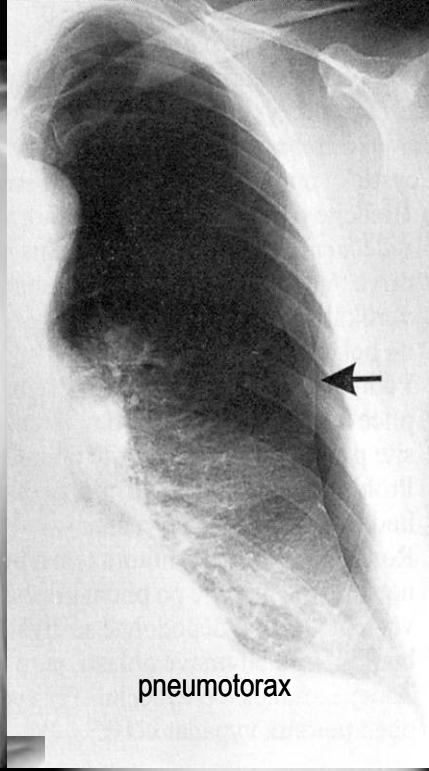
- stejnosměrné napětí 10 – 500 kV
- anoda – studená, měděný blok, terčík (Wofram, Molybden)
- emise fotonů
- nízkoenergetické záření– měkká složka
- vysokoenergetické záření – tvrdá složka



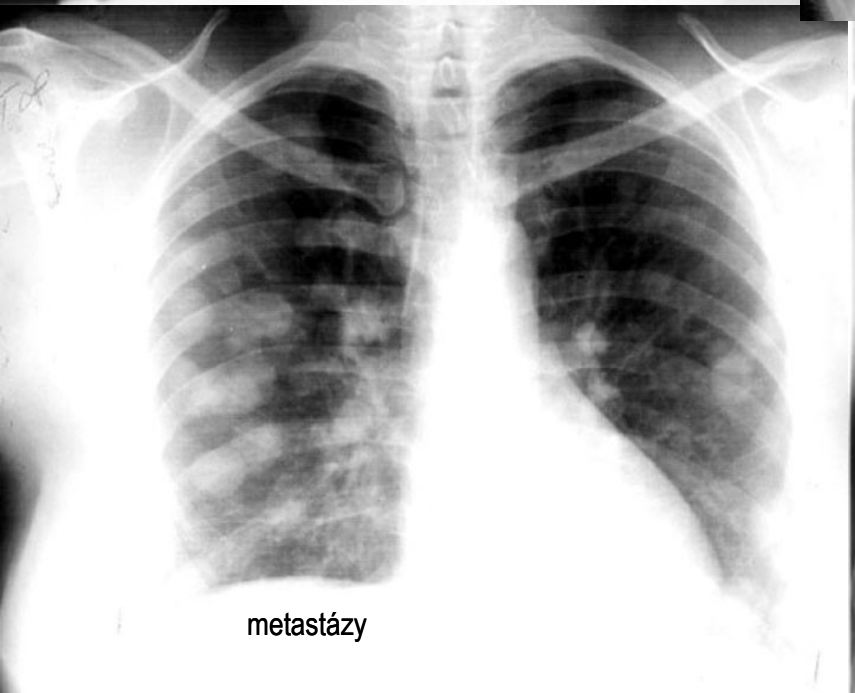


pneumonektomie

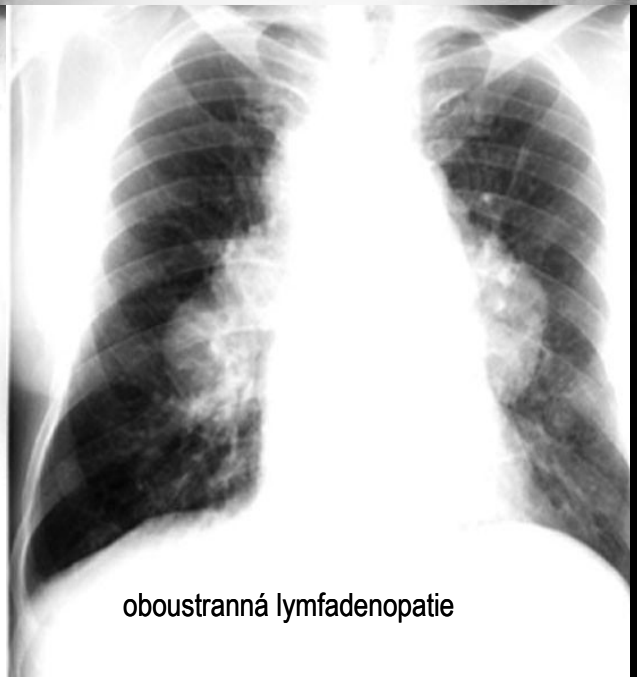
intersticiální postižení
plioc - sarkoidóza



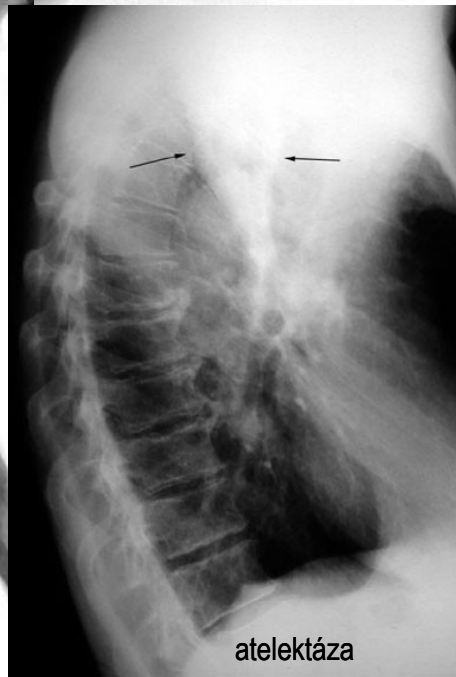
pneumotorax



metastázy



oboustranná lymfadenopatie



atelektáza

SKIASKOPIE

Skiaskopie - definice

- Prosvěcování
- Kontinuální sledování rtg obrazu objektu

Indikace

- Vyšetření GIT
- Kontrola při zavádění katetru při angiografii
- Kontrola při terapeutických intervenčních výkonech

Kontraindikace

- Podezření na perforaci trávící trubice
- Cizí těleso

  - ✓Vodnou Jodovou KL
  - ✓*Baryum* způsobuje mediastinitis a granulomatózní peritonitis

Vyšetření GIT

- Hypopharynx
- Jícen
- Žaludek a duodenum
- Tenké střevo
- Tlusté střevo

Vyšetření hypofaryngu

- Indikace:
  - Dysfagie
  - Odynofagie

Vyšetření hypofaryngu

- ✓ Samostatně
- ✓ Standardně jako součást vyšetření jícnu

Příprava

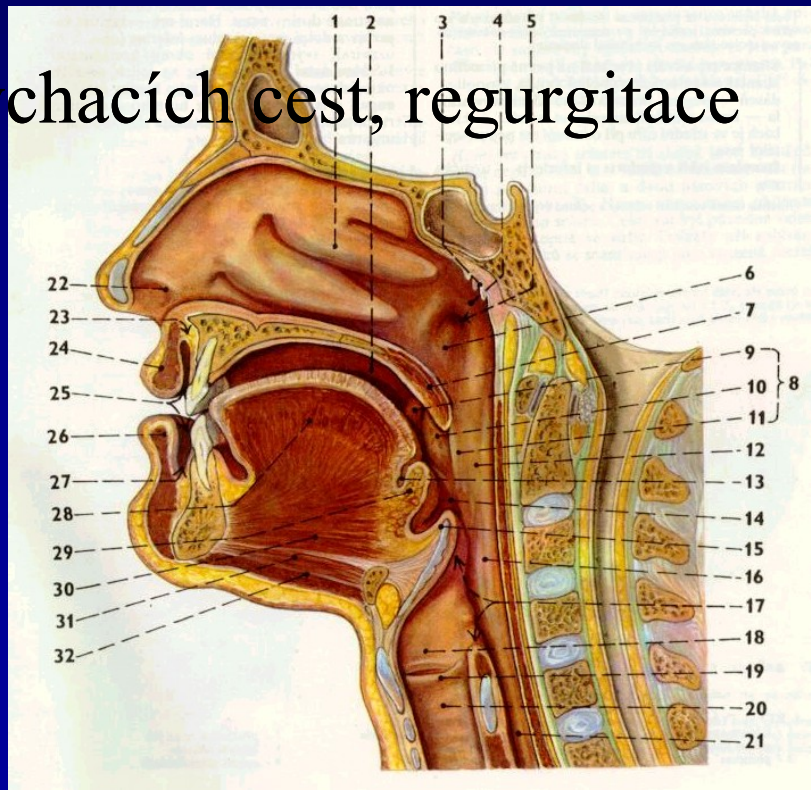
- 6 h před vyšetřením:
  - ✓ Nejíst
  - ✓ Nepít
  - ✓ Nekouřit

Dvojkontrastní vyšetření

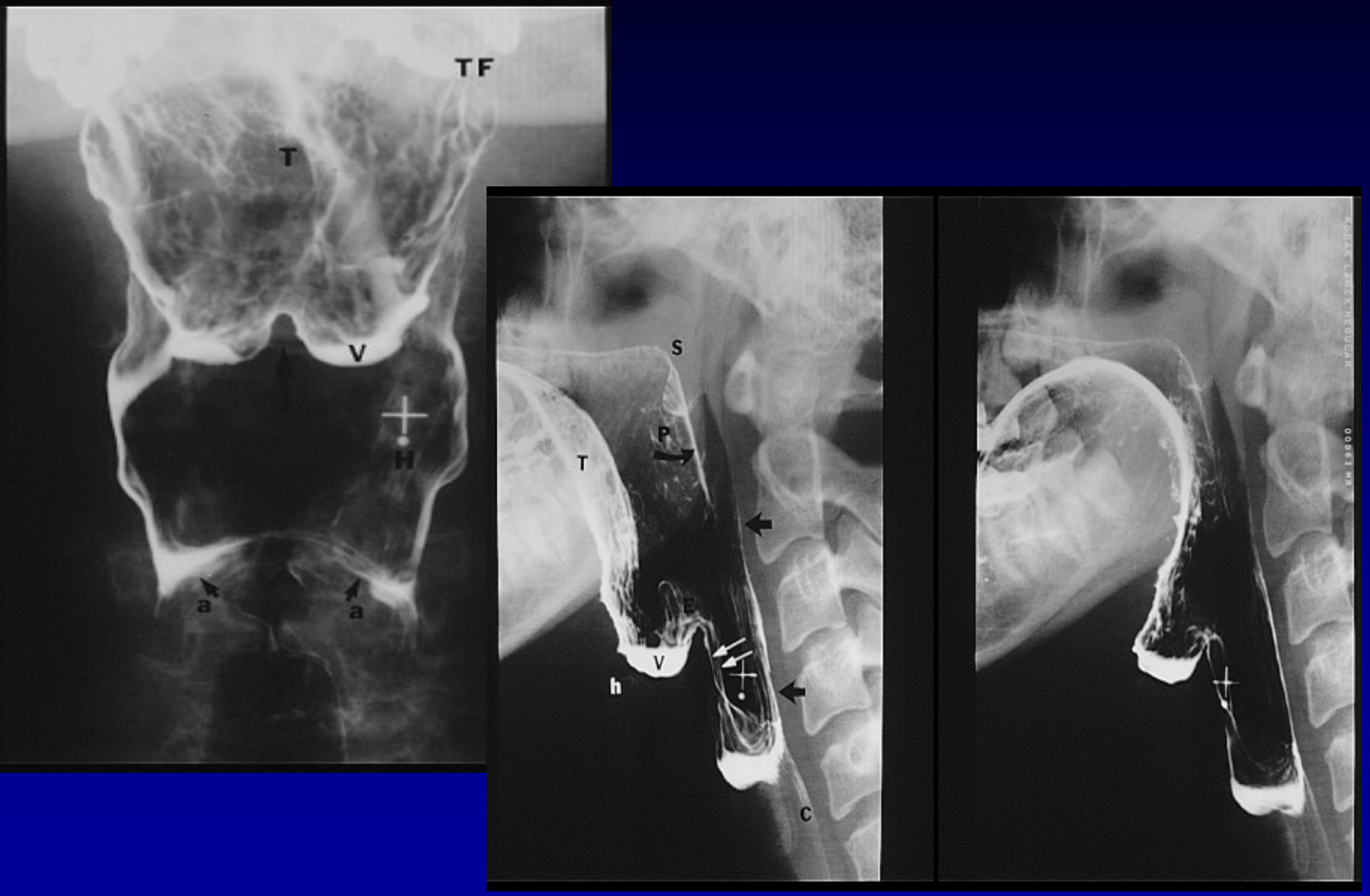
- Provádí se ve fonaci nebo při zadržení respirace se zavřenými ústy
  - ✓Suspenze barya ($BaSO_4$)
  - ✓Micropaque H.D. ORAL

Hodnocení

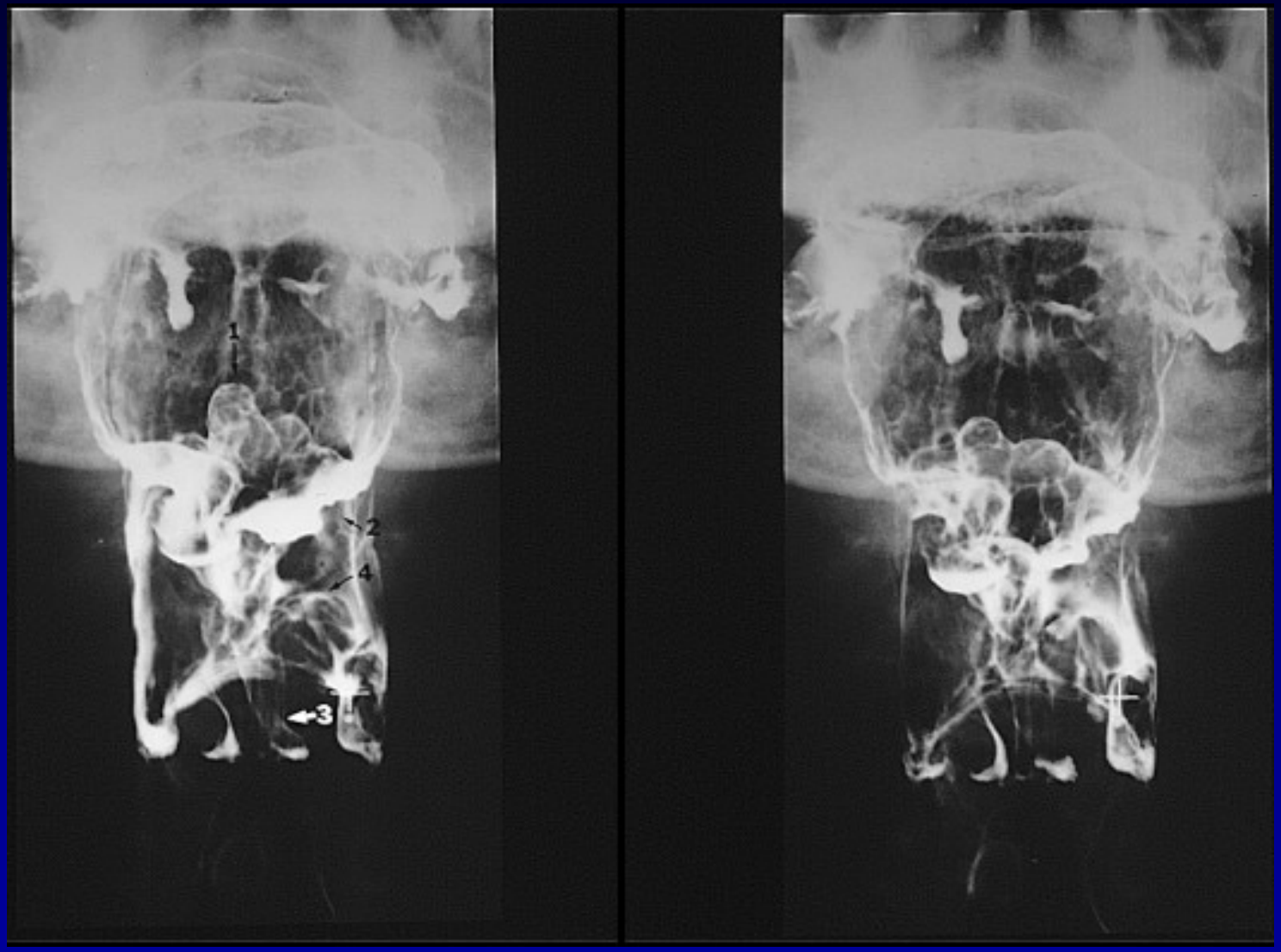
- Symetrie struktur
- Kontura
- Koordinace polykacího aktu
- Event. zatékání, aspirace do dýchacích cest, regurgitace do nazofaryngu



Normální nález



Tumor



Vyšetření jícnu

- Indikace:
  - Dysfagie, odynofagie
  - Podezření na hiátovou hernii

- Algoritmus:
  1. Fibroskopie
  2. Pasáž jícnem, dvojkontrastně v hypotonii
  3. UZ, CT, MR

Příprava

- 6 h před vyšetřením:
  - ✓ Nejíst
  - ✓ Nepít
  - ✓ Nekouřit

Postup vyšetření

- 2 ml Buscopanu i.v.
- Effervescentní prášek ~ šumák
- Pití baryové suspenze - po doušcích
- Při podezření na hiátovou hernii vyšetření vleže na břiše v Trendelenburg. poloze

Hypotonie

- Snížení až zrušení napětí hladké svaloviny
- Útlum peristaltiky
  - ✓Buscopan i.v.

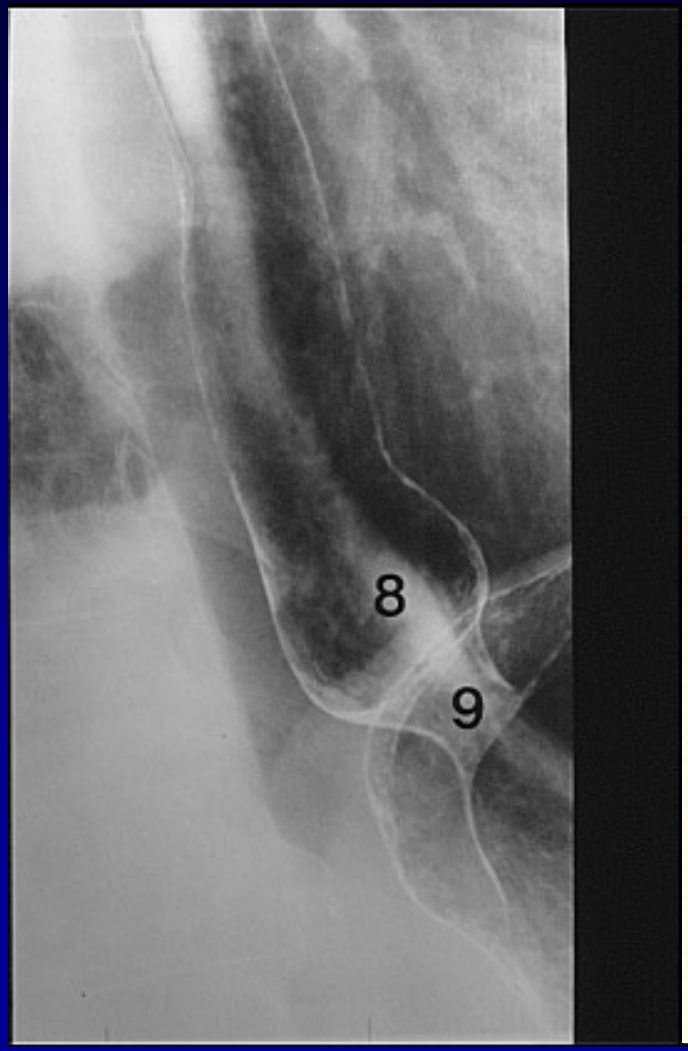
KL

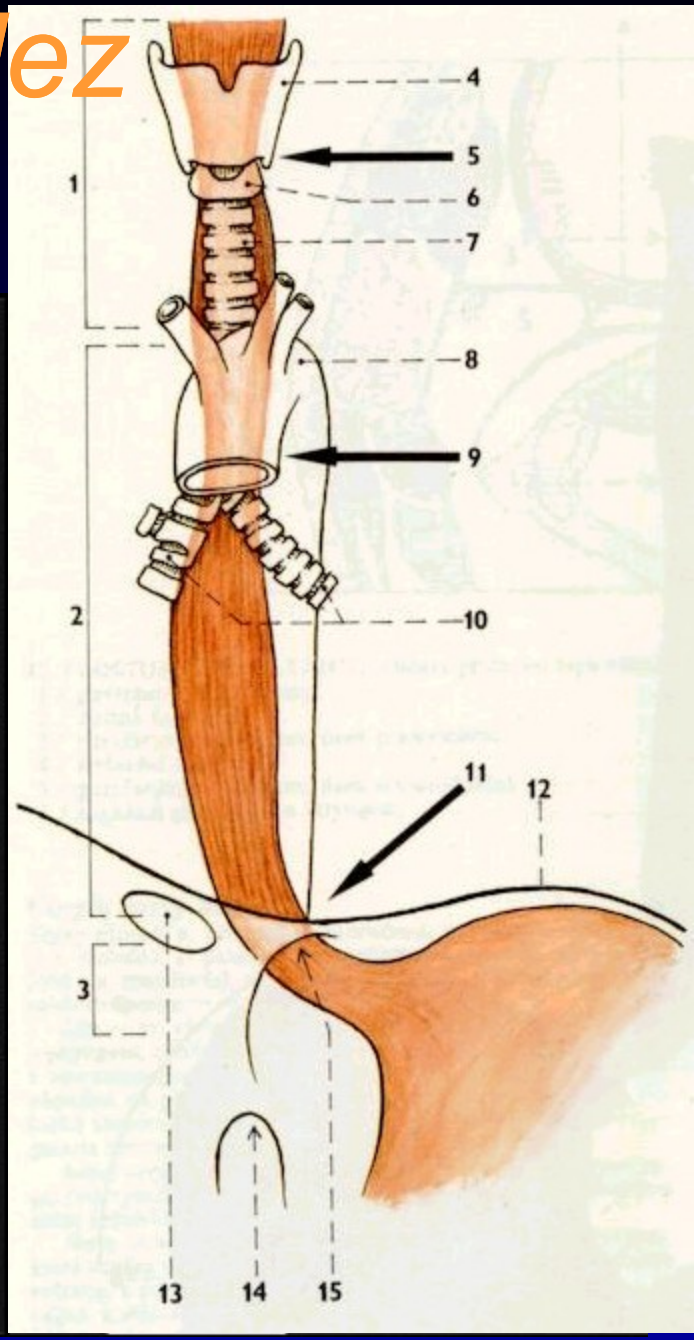
- Pozitivní
  - ✓Báryová suspenze - MICROPAQUE H.D. ORAL
  - ✓ Ředění s vodou 1:1
- Negativní
  - ✓ CO_2 - effervescentní prášek ~ šumák

Hodnocení

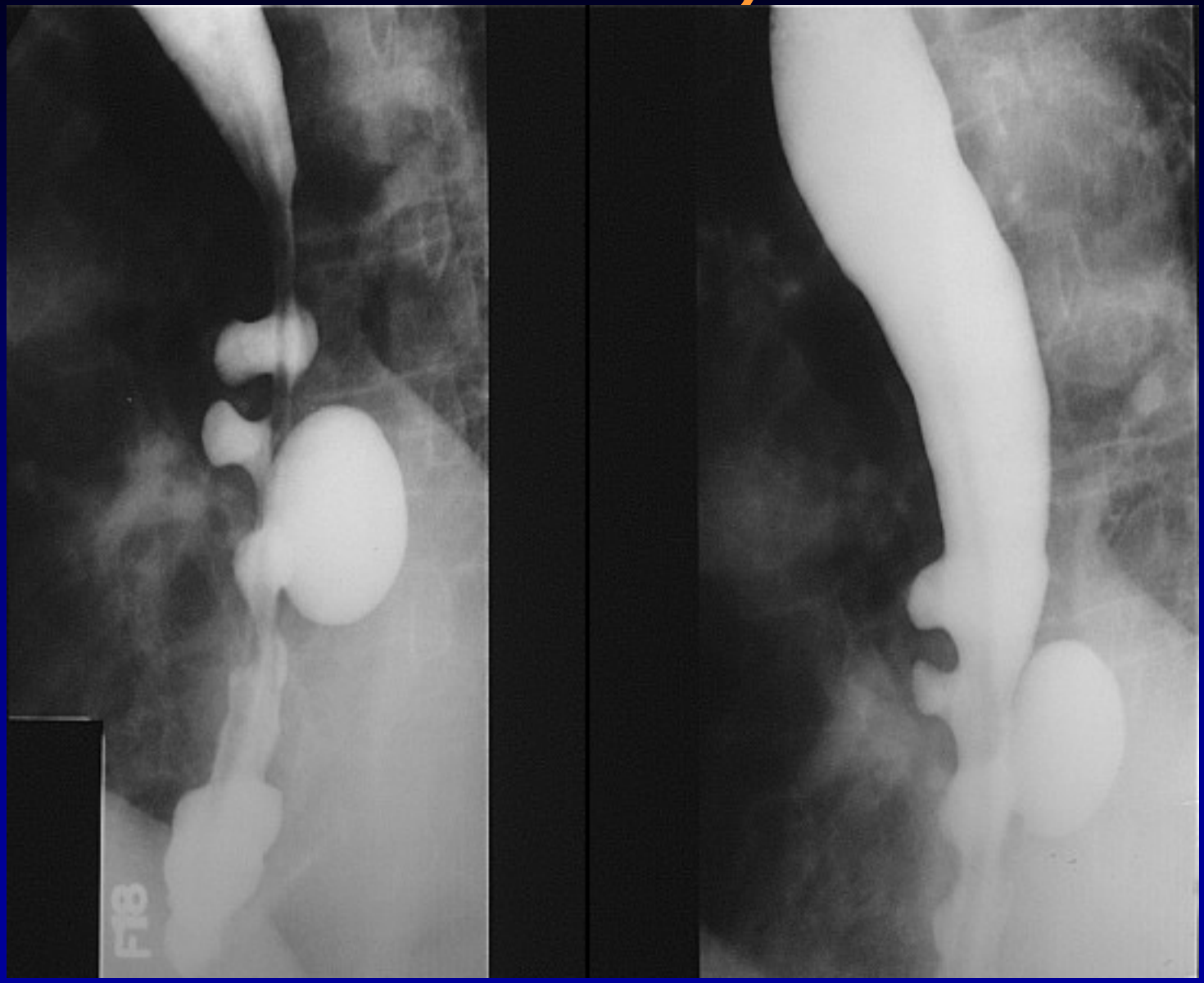
- Morfologie jícnu, fundu a kardie žaludku
- Dynamické funkční posouzení:
  - ✓Motilita jícnu
  - ✓ Odlitková náplň

Normální nález

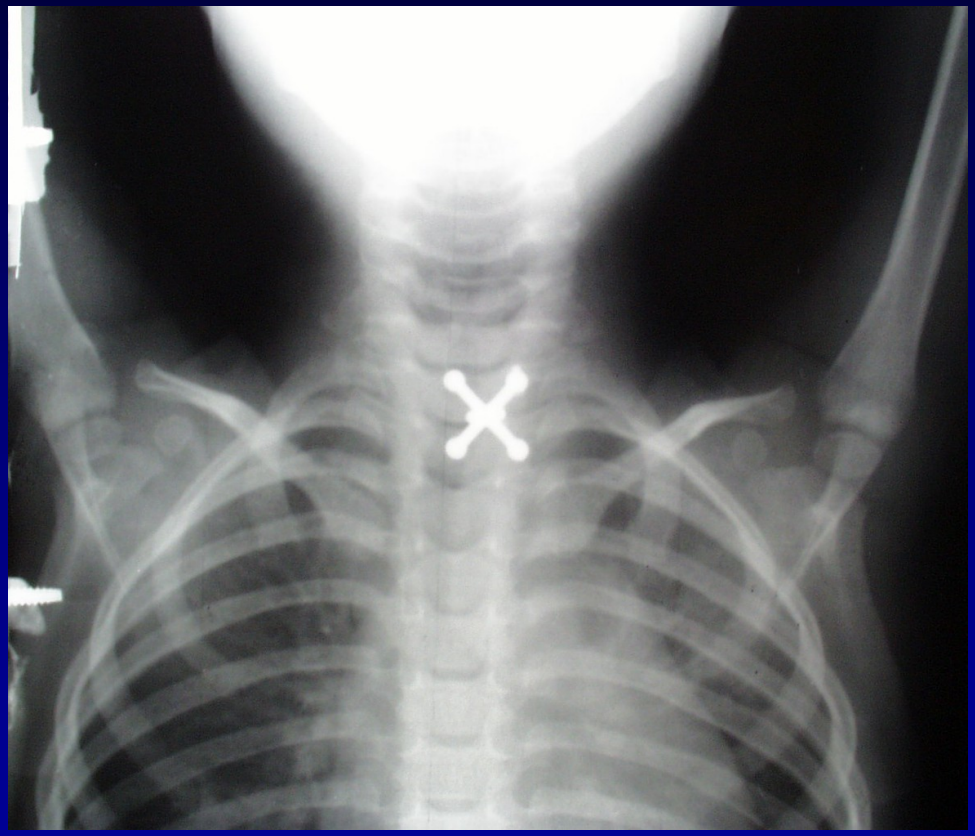




Divertikly

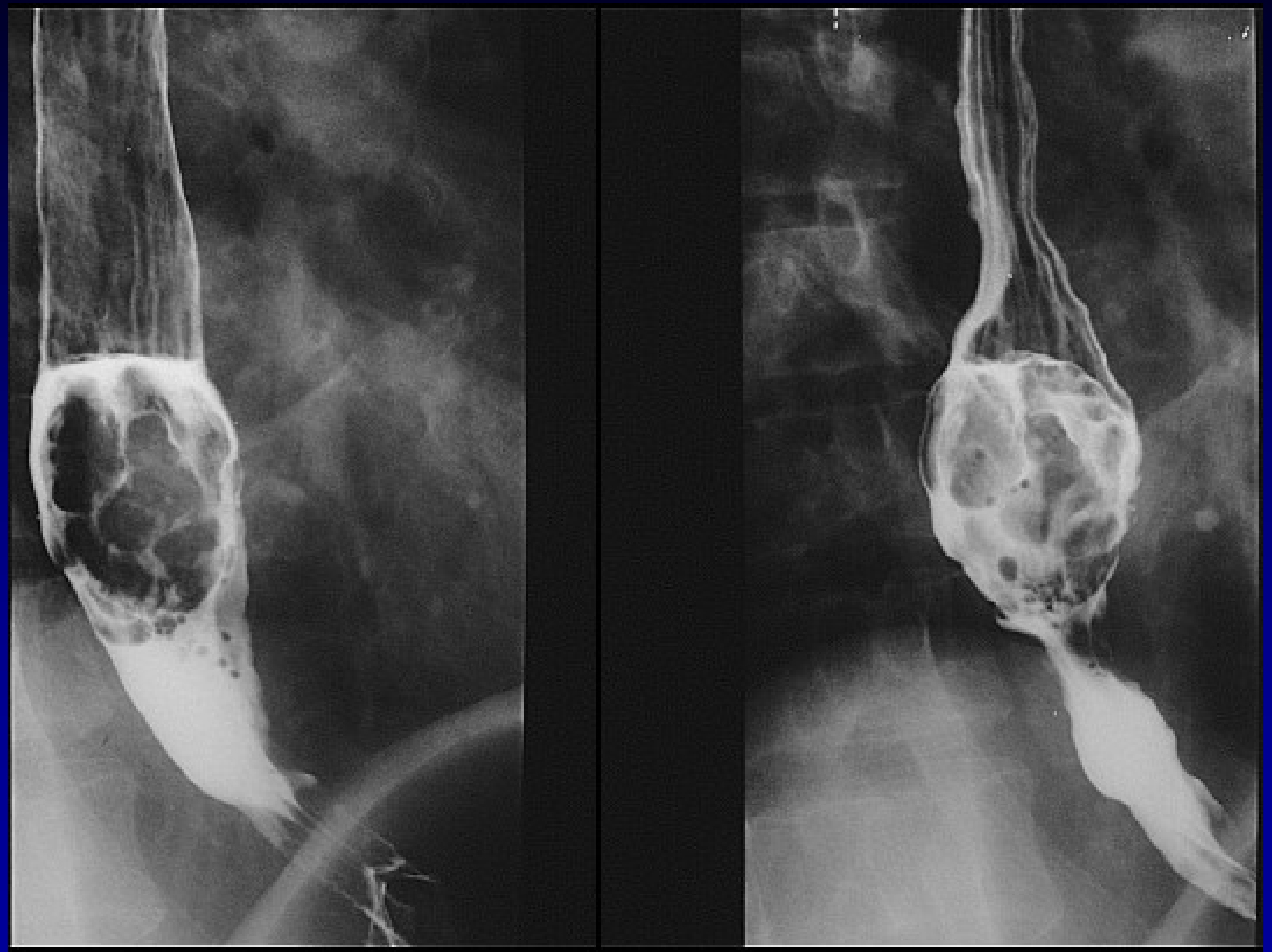


Cizí těleso



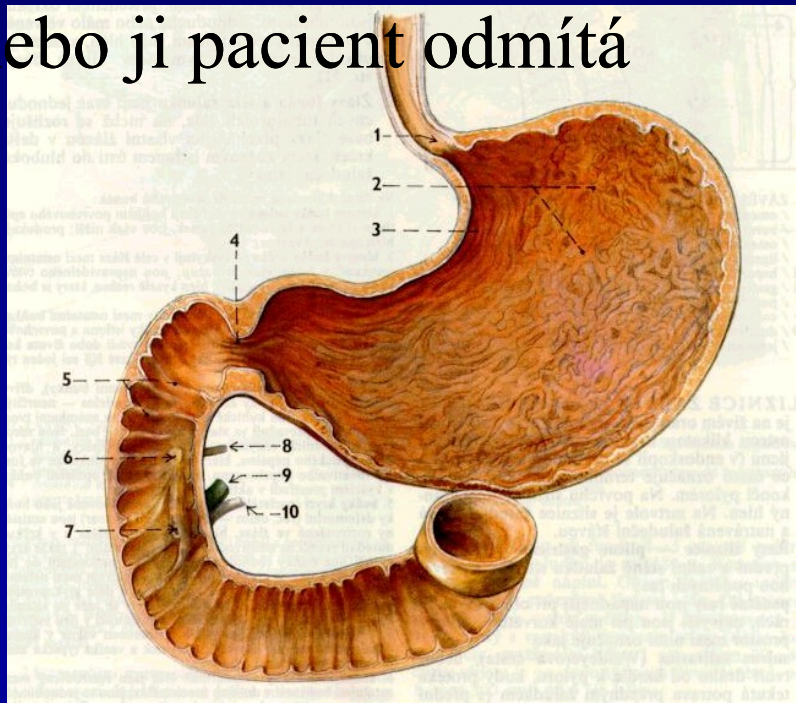
Hiátová hernie

Tumor



Vyšetření žaludku a duodena

- Indikace:
  - ✓ Dysfagie dolního typu
  - ✓ Dyspeptický syndrom horního typu
  - ✓ Suspekce malignity
  - ✓ Gastrofibroskopie selhala nebo ji pacient odmítá



Vyšetření žaludku a duodena

- Algoritmus:
  1. Gastrofibroskopie
  2. Dvojkontrastní vyšetření v hypotonii
  3. UZ (především malé děti)
  4. CT, virtuální gastroskopie
  5. MR žaludku

Endoskopie - výhody

- Posouzení barvy a charakteru sliznice zrakem
- Kombinace s endosonografií
- Histologie
- Terapeutická intervence
- Průkaz přítomnosti Helicobacter pylori

Dvojkontrastní vyšetření - výhody

- Vyšší senzitivita při průkazu infiltrace submukózy a stěny žaludku (linitis plastica, nádory prorůstající z okolí, tumory a metastázy submukózy.

- Průkaz divertiklů

Příprava

- 6 h před vyšetřením:
  - ✓ Nejíst
  - ✓ Nepít
  - ✓ Nekouřit

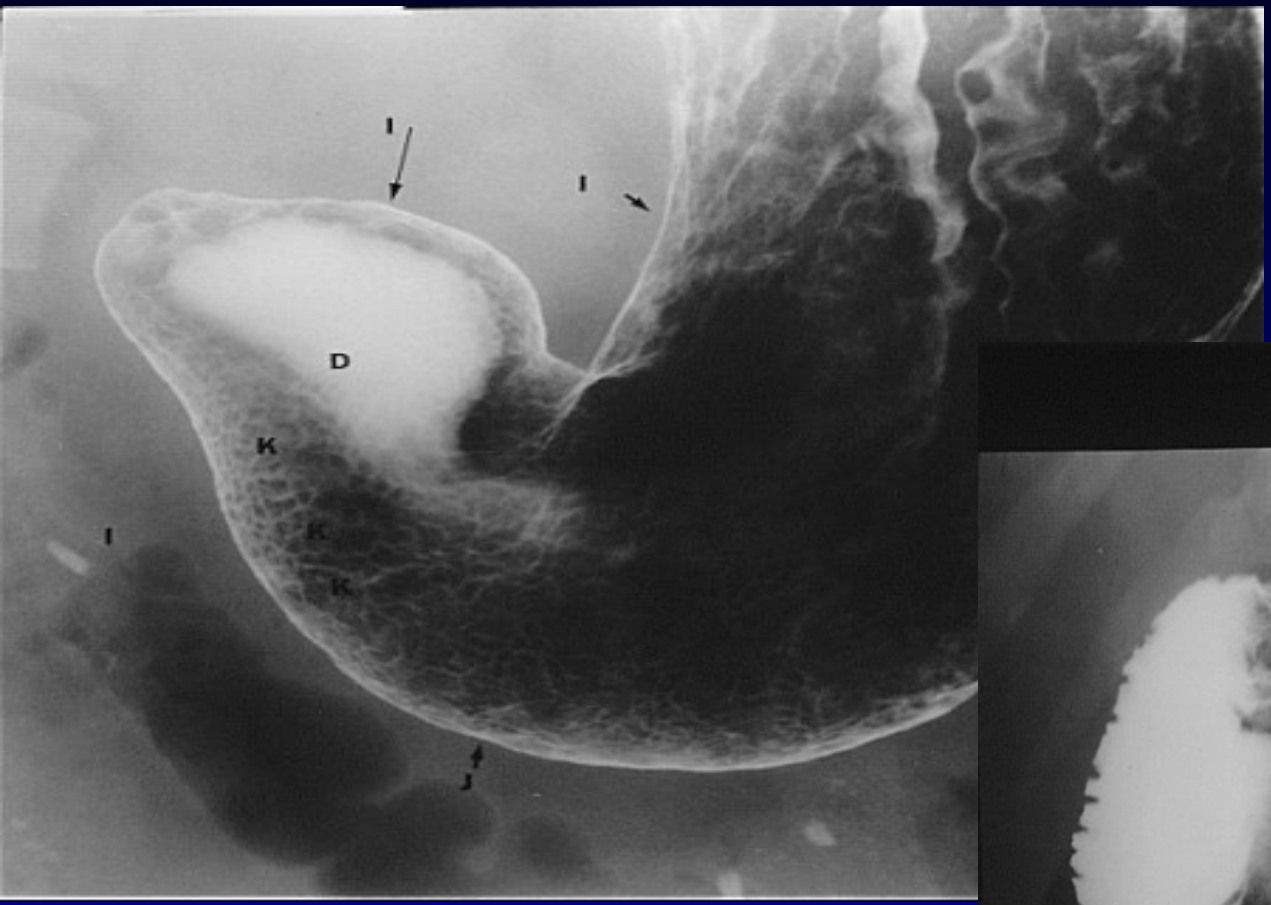
KL

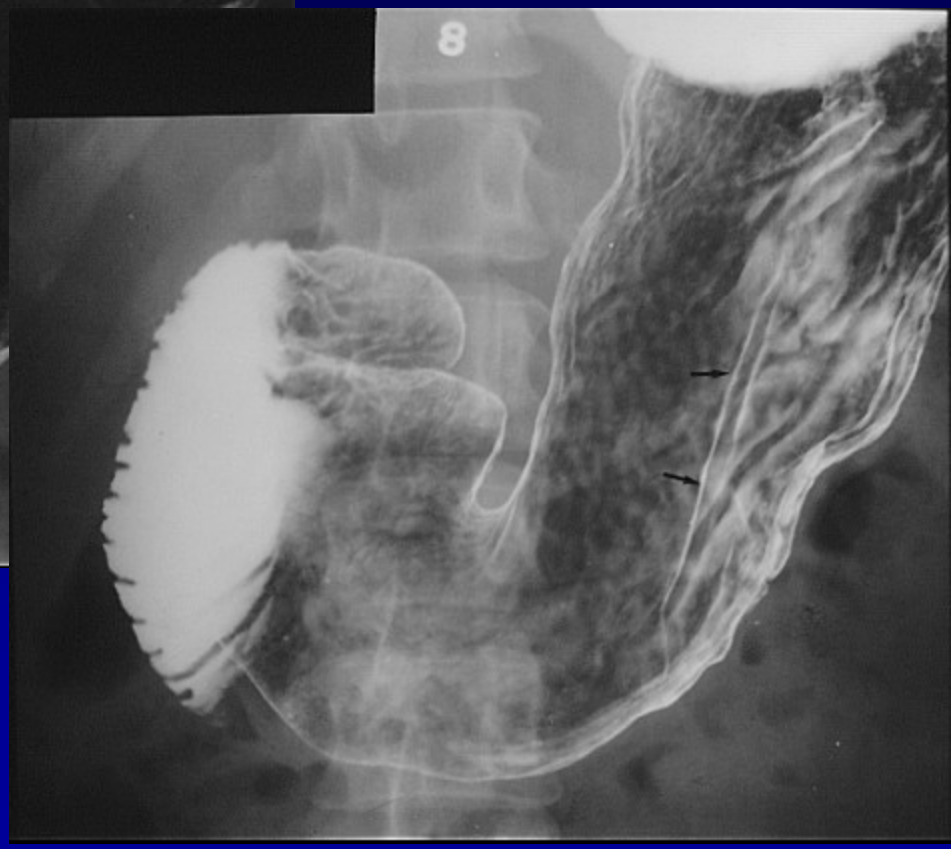
- Pozitivní – suspenze barya (Micropaque H.D. Oral)
- Negativní – CO_2 z effervescentního prášku

Nejčastější patologické nálezy

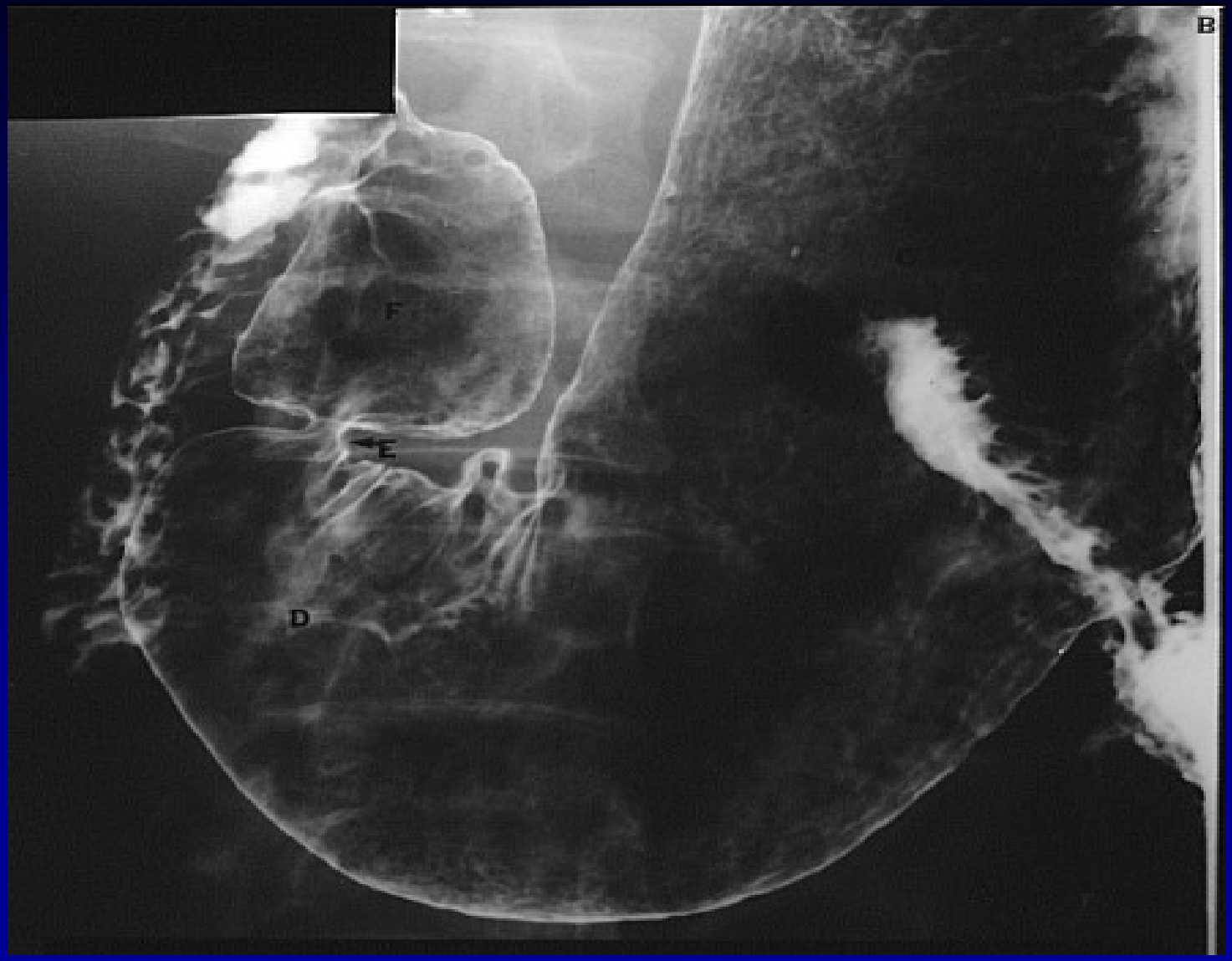
- Tumor (benigní, maligní).
- Hiátová hernie.
- Vředová choroba GD a zánětlivá onemocnění žaludeční sliznice (dnes spíše doménou fibroskopických vyšetření).

Normální nález

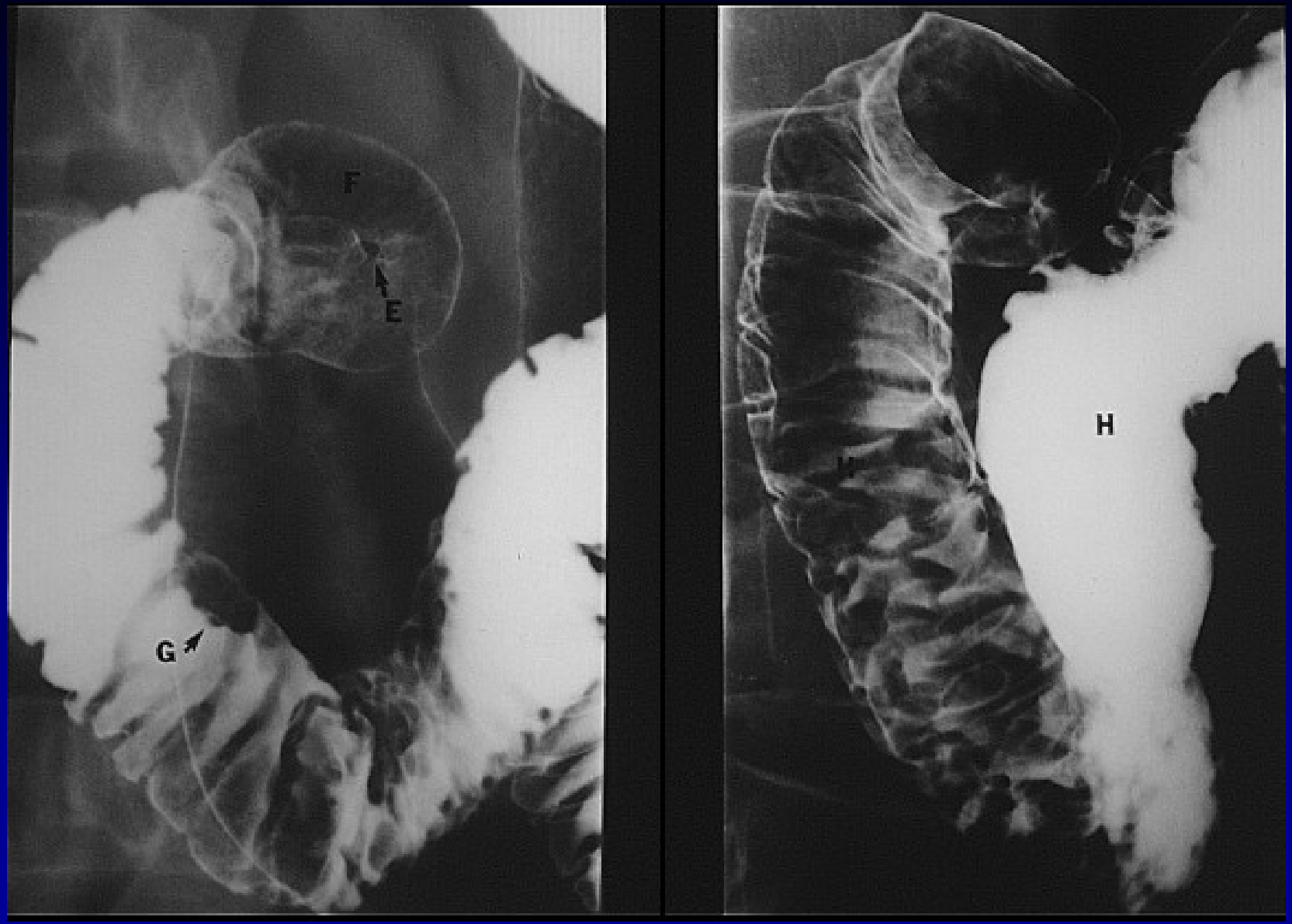




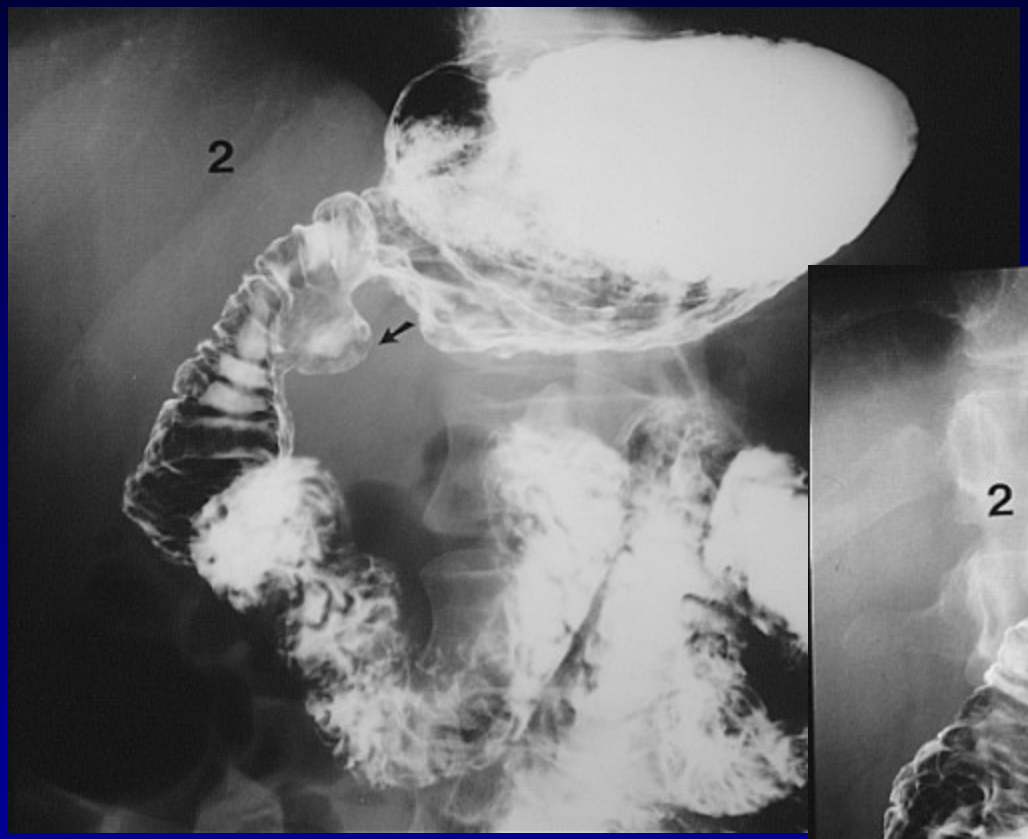
Normální nález

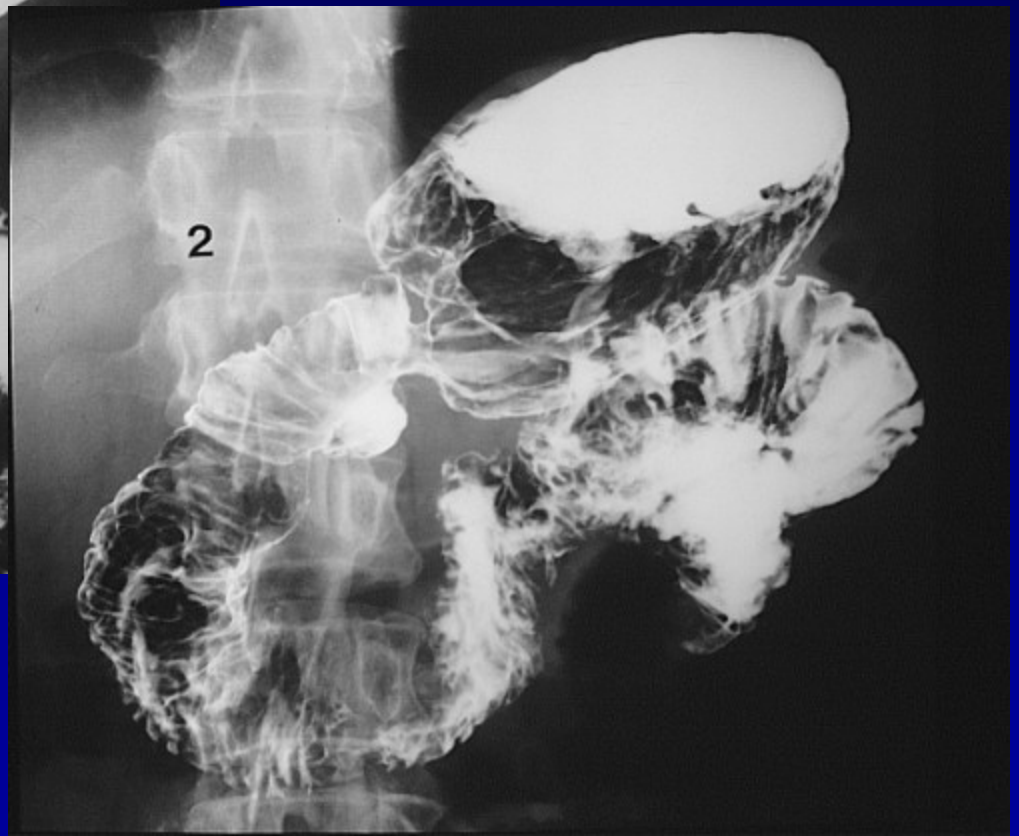


Normální nález



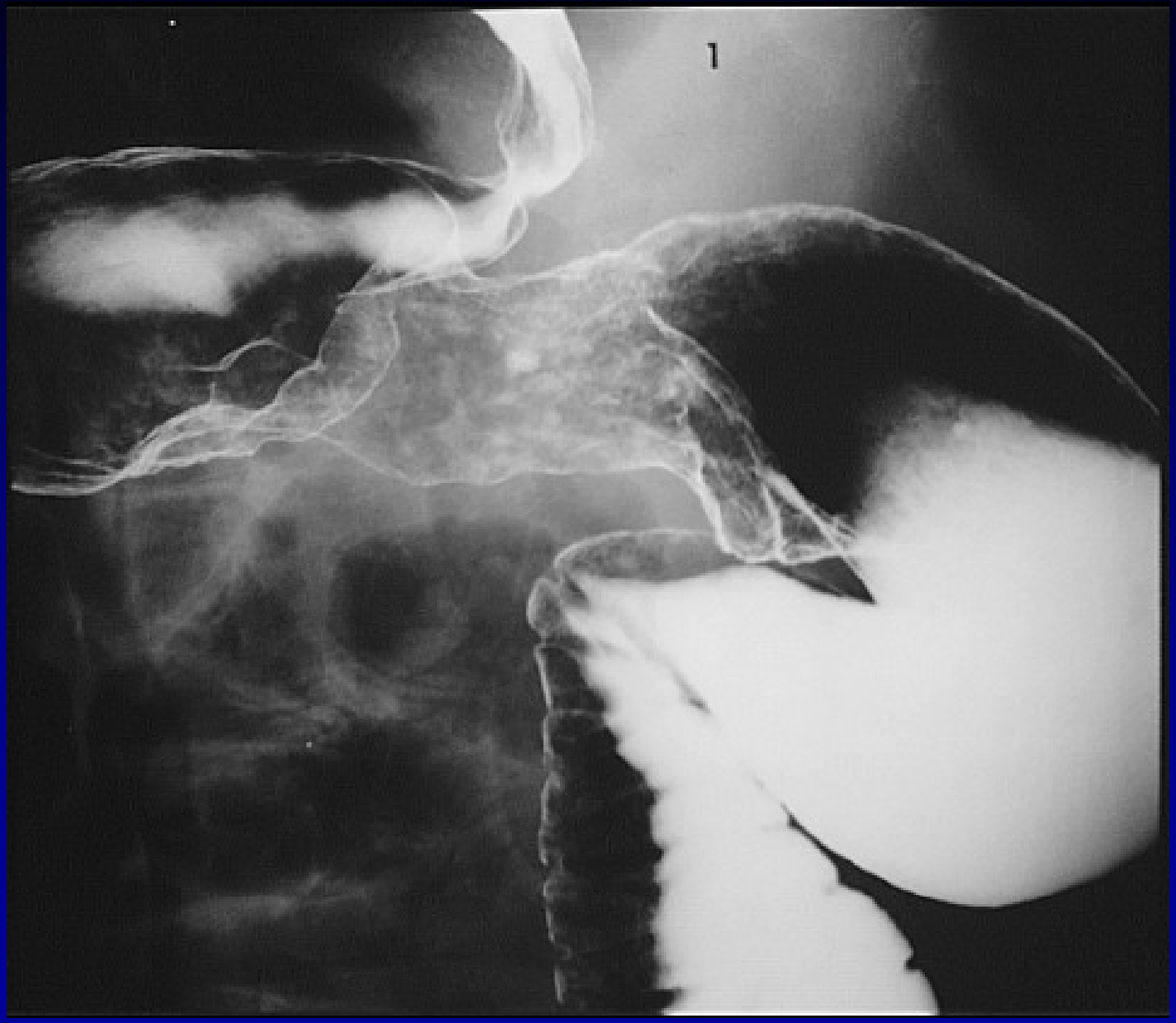
Vřed





Divertikl

Karcinom



Vyšetření tenkého střeva

- **Indikace**: - Suspekce M. Crohn (90%)
  - Nádory (10%)
- Algoritmus: 1. Prostý snímek břicha (akutní břicho)
  2. UZ
  3. Enteroklýza
  4. CT enteroklýza nebo CT střev (infiltrace okolí)
  5. MR enteroklýza (v graviditě)
  6. Enteroskopie

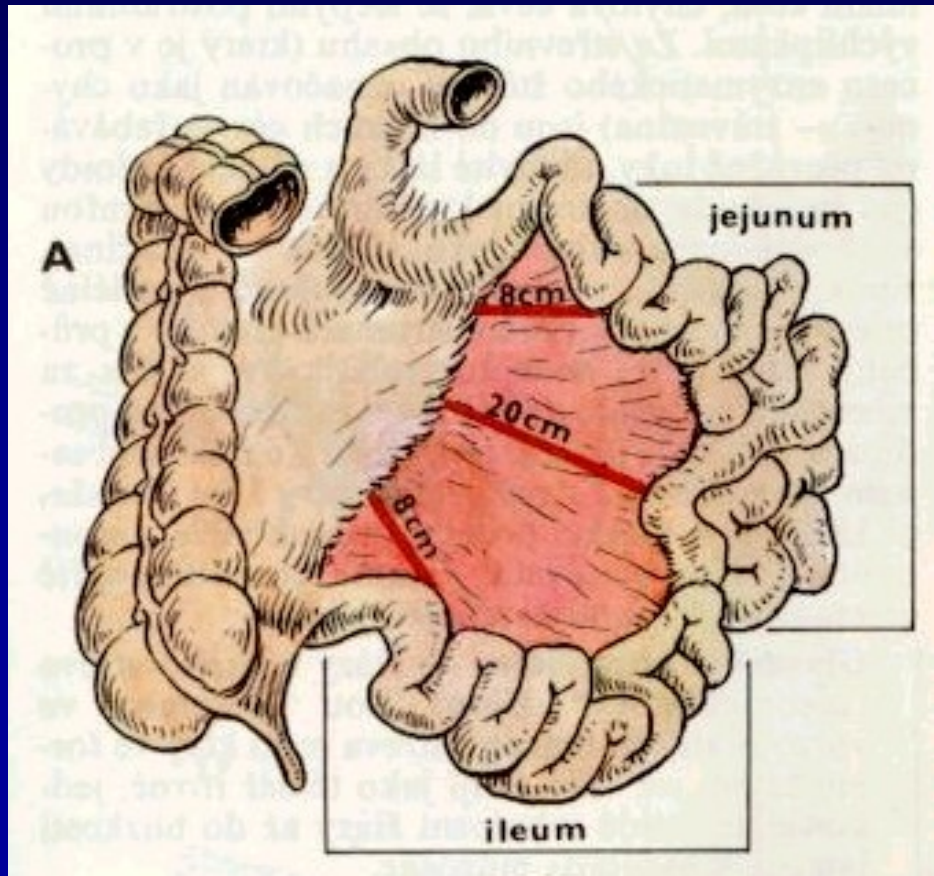
Vyšetření tenkého střeva

- Endoskopie nepatří k rutinním vyšetřením

- Doménou dvojkontrastního vyšetřování je diagnostické zobrazování tenkého střeva

Enetroklýza

- Dignosticky nejhodnotnější metoda
- Dvojkontrastní vyšetření



Enteroklýza - postup

- Nasální zavedení sondy po lokálním znecitlivění (Mesokain gel) vsedě
- Naslepo do žaludku
- Pod RTG kontrolou na začátek jejuna těsně za Treitzův vaz

Enteroklýza - postup

- Pumpou aplikace asi 300 ml **baryové suspenze** ředěné vodou 1:2 ***(pozitivní KL)***, rychlostí 60-80 ml/min.

- Poté 0,5% roztok **metylcelulózy** ***(negativní KL)*** rychlostí 80-120ml/min.,

  která vytlačuje pozitivní KL aborálně, ta pak zanechává na stěnách kliček tenký film,

  navíc sama distenduje kličky (hypotonie bez použití Buscopanu).

Enteroklýza - postup

- Snímkuje se standardní technikou:
- ✓ -nejprve na konci aplikace pozitivní KL (= jejunum v monokontrastu)
- ✓ - dále po průniku KL ileocékální chlopní (= ileum v monokontrastu)
- ✓ - dále snímkujeme v dvojkontrastu, je-li to nutné polohujeme, nebo užíváme dózovanou kompresi (distinktor).

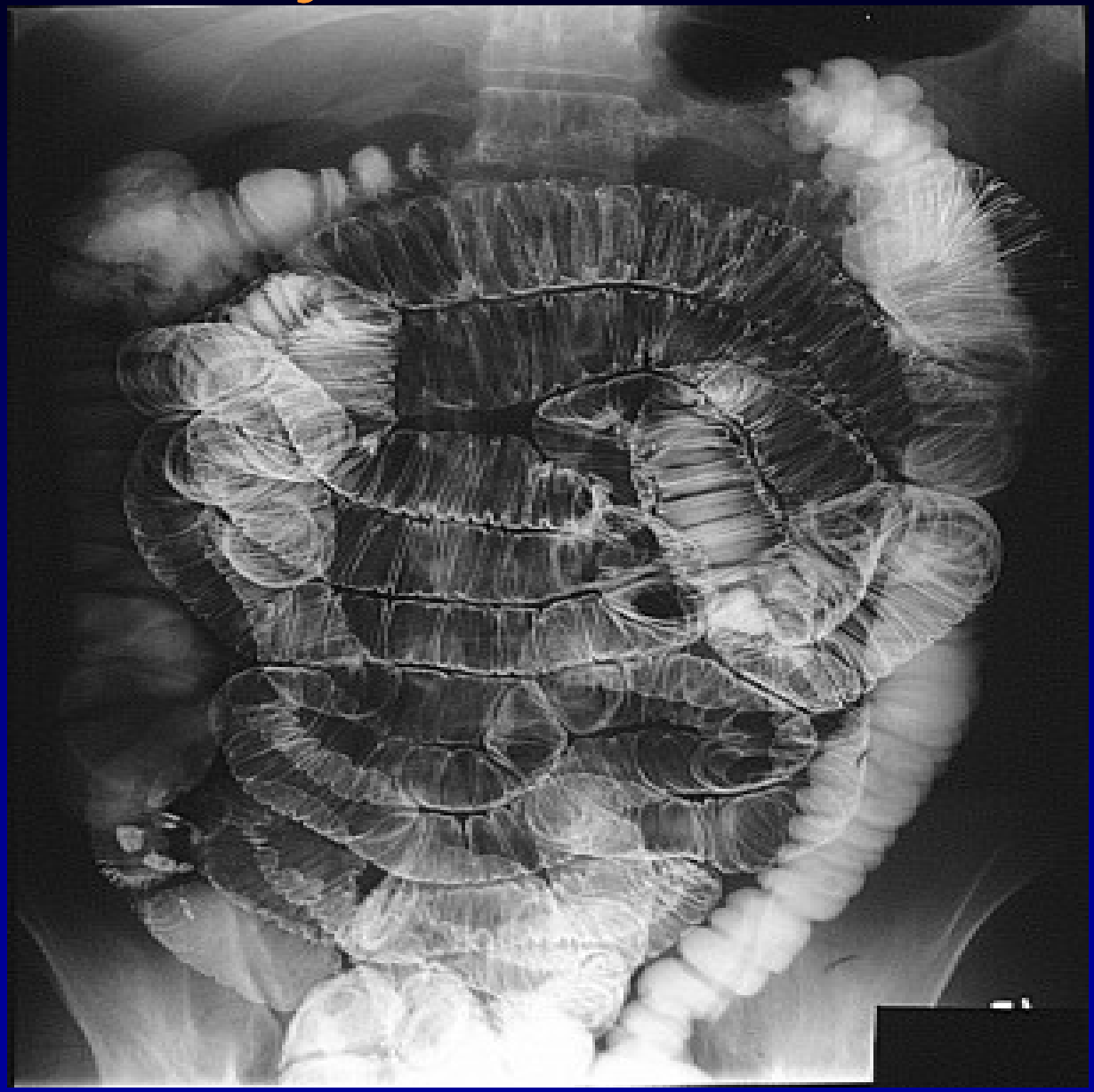
Enteroklýza - výhody

- KL se aplikuje přímo do lumen tenkého střeva (vyloučení sumace kliček s naplněným žaludkem a duodenem)
- lze regulovat rychlost podání KL (zkrácení průměrné doby vyšetření)
- možnost hodnotit pasáž tenkým střevem

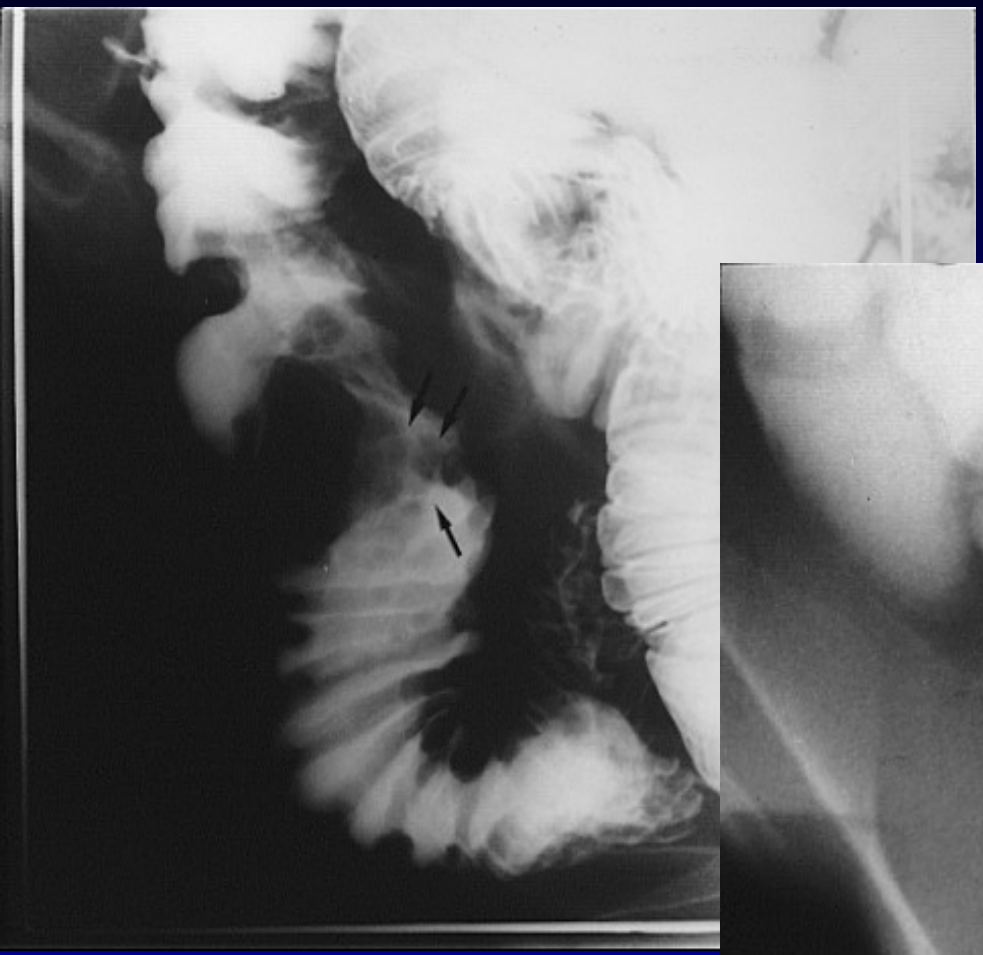
Enteroklýza - nevýhody

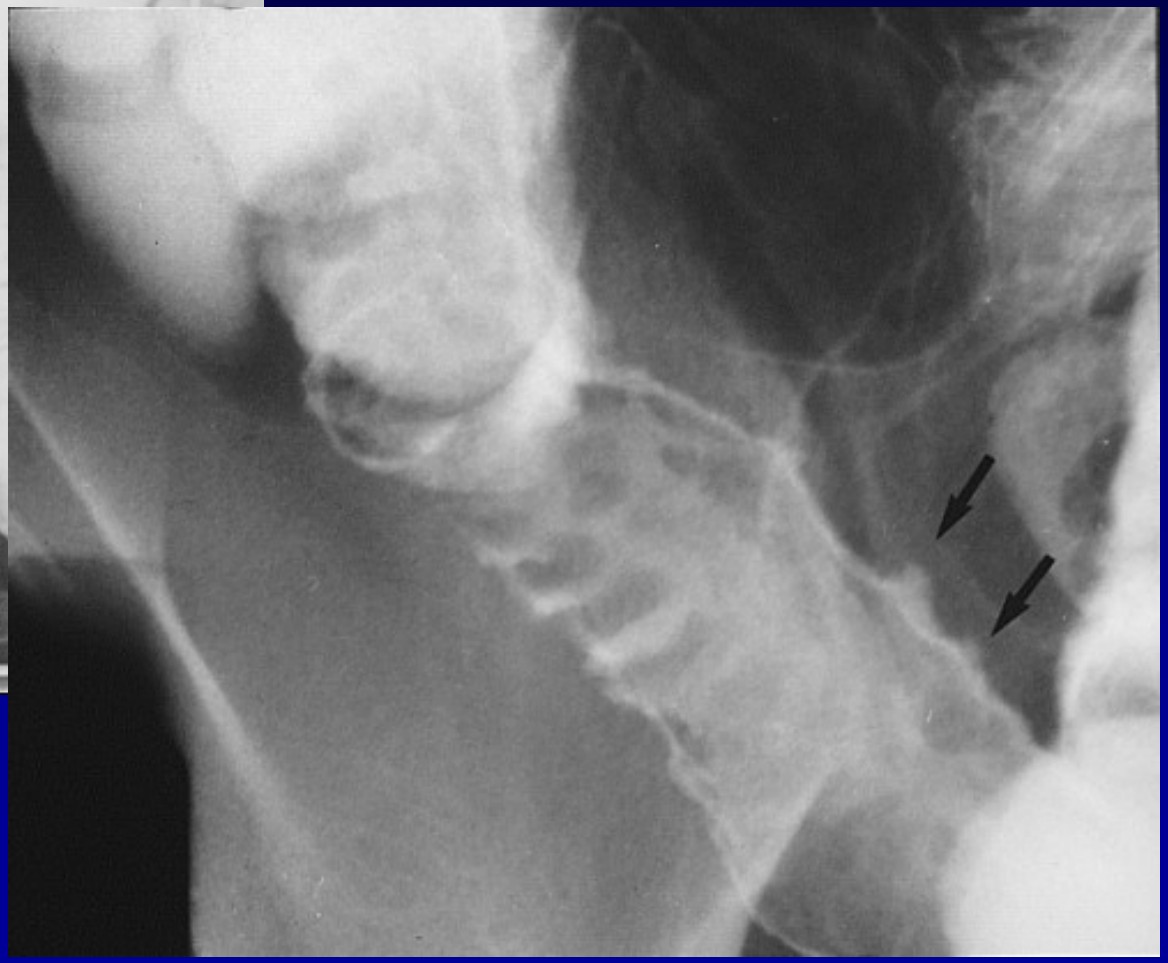
- určitá míra dyskomfortu pro pacienta
  - ✓ zavádění sondy
  - ✓ emetogenní efekt celulózy
  - ✓ použití distinktoru

Enteroklýza - normální nález



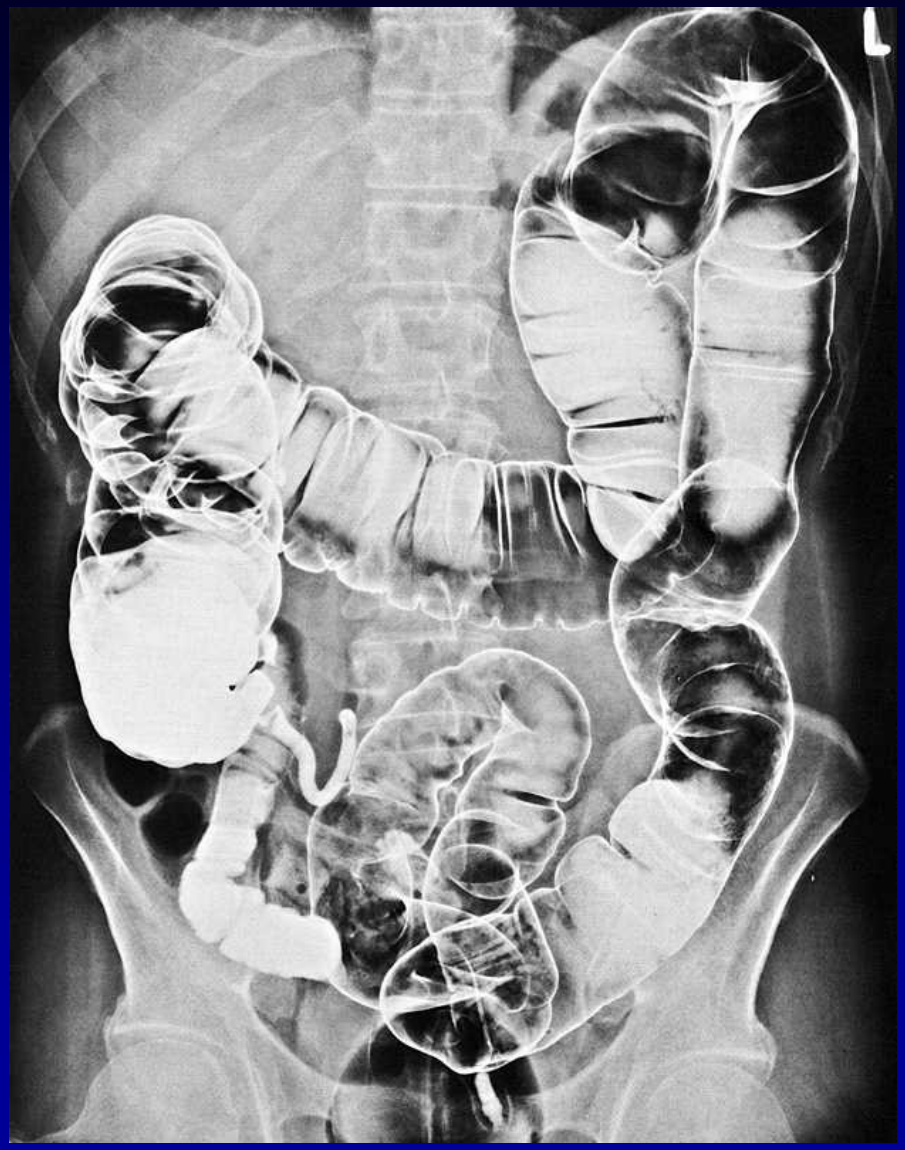
M. Crohn





Karcinoid

Irrigografie



Irrigografie

- Dvojkontrastní vyšetření tlustého střeva
- **Indikace** při podezření na lézi:
  1. zánětlivou
  2. funkční
  3. ložiskovou (nejč. ulc. kolitis, divertikulosa, kolorektální Ca)

Irrigografie

- **Algoritmus:**
  1. dvojkontrastní vyšetření hypotonii nebo fibroskopie
  2. UZ (záněty, divertikulitis, hmatná rezistence)
  3. CT kolonoskopie
  4. MR kolonoskopie

Irrigografie - postup

- Provádí se v **hypotonii** – Buscopan i.v.
- Rektální nálev – baryová suspenze 450-500 ml **(pozitivní KL)**
- Pod skiaskopickou kontrolou
- Nálev ukončíme po dosažení kontrastní náplně za lienální flexuru
- Následuje insuflace vzduchu **(negativní KL)**
- Nemocného **polohujeme**, aby se baryum volně rozprostřelo po celé délce kolon, včetně céka. snímek celého colon

Irrigografie - postup

- Po vytažení rektální rourky se vyšetřovaný otáčí kolem podélné osy těla („válí sudy“), aby KL dostatečně omyla stěny colon
- snímkujeme střevo po částech

  (rectum, sigma, descendens, cekum + ascendens, flexury + transversum)
- nakonec přehledný snímek celého colon

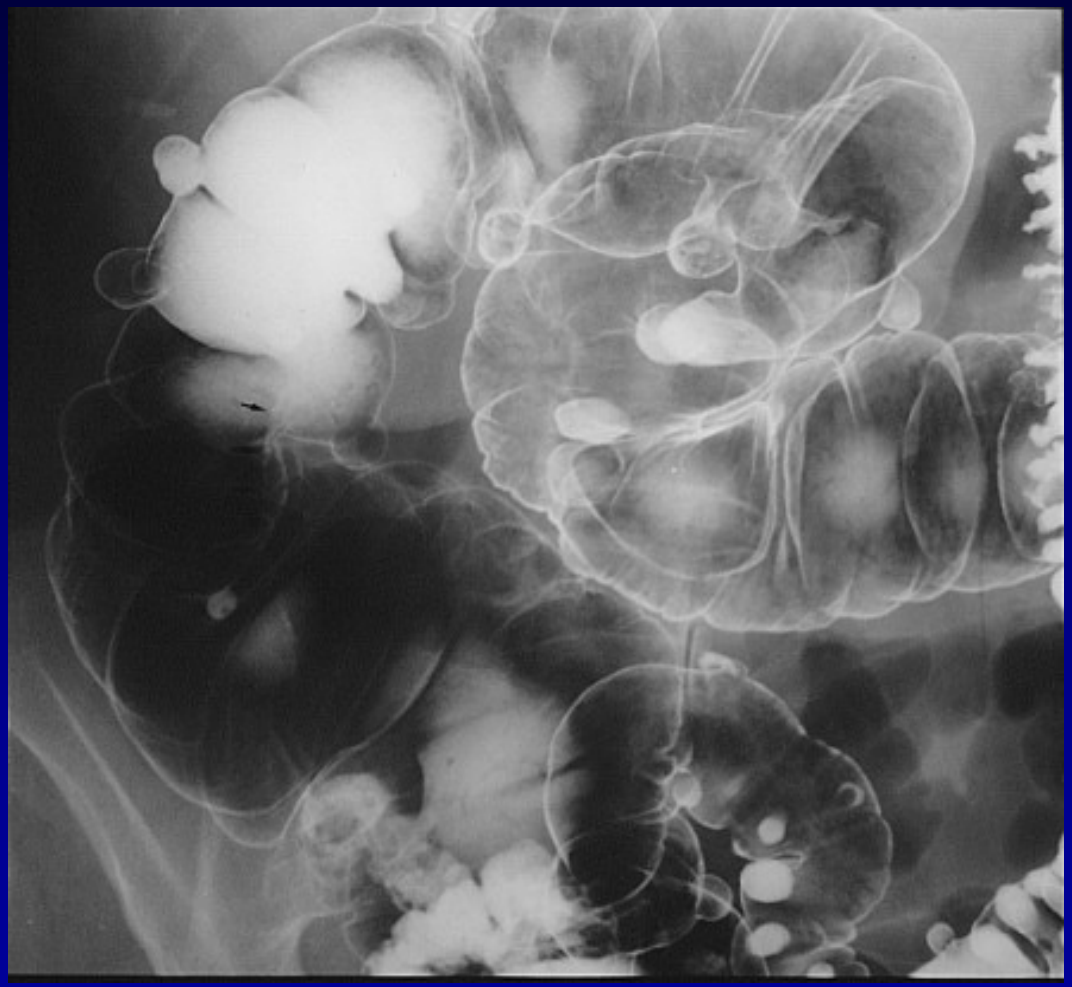
Nejčastější patologické nálezy

Nádory

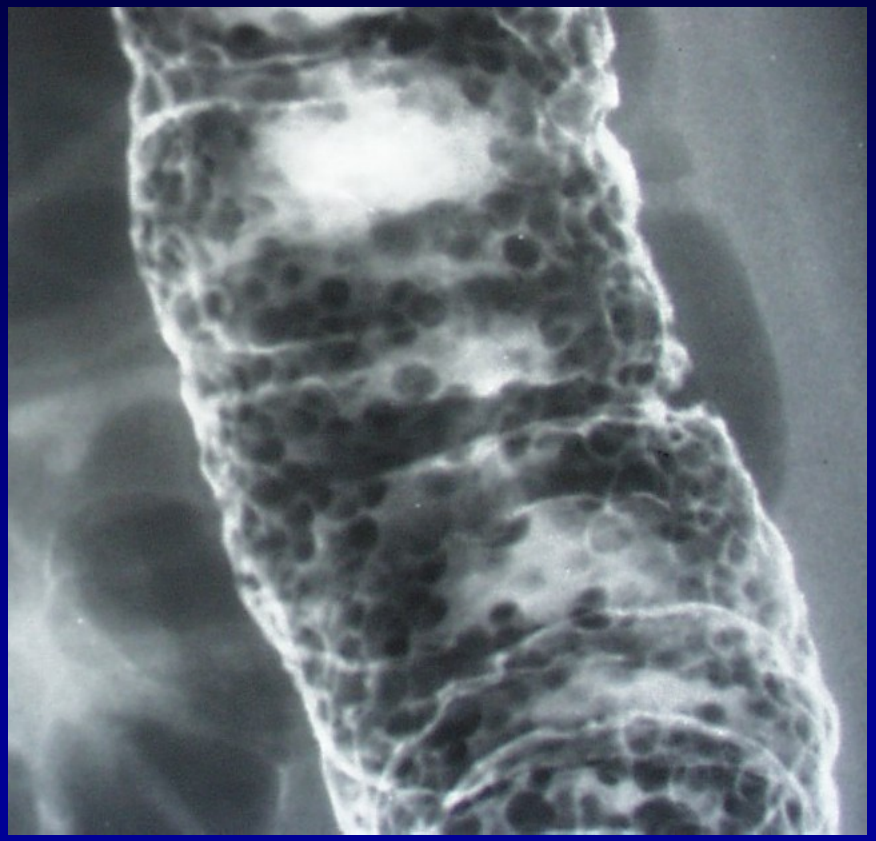
- benigní (polypy)
- maligní

- **Záněty** (colitis ulcerosa, M. Crohn)
- **Divertikulóza tračníku**

Divertikulóza

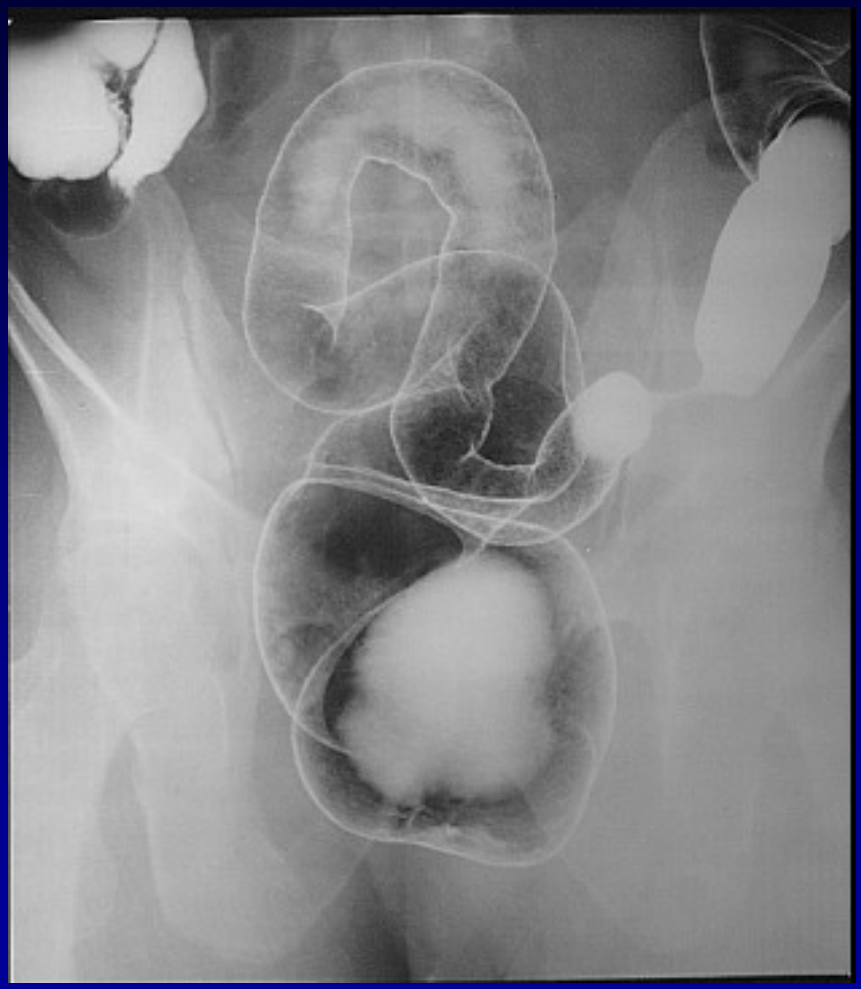


Familiární polypoza



Karcinom

Ulcerózní kolitida



Defekografie

- Dynamické vyšetření anorektálního komplexu a rektální evakuace. Částečně se zobrazuje sigma i tenké kličky.
- Posouzení funkčních poruch

Defekografie - indikace

- Poruchy defekace
  - obstipace
  - inkontinence
  - pánevní či perianální bolesti při defekaci
- Porucha sfinkterů
- Vaginální či rektální prolaps
- Před/pooperační vyšetření

Před vyšetřením

- „Transit time“

  - hodnocení rychlosti pasáže

- Irigoskopie

  - posouzení anatom. poměrů tlustého střeva/anorekta (délka, vinutost, anomálie)

Příprava

V den vyšetření:

1. Pacient se dostaví lačný ráno v 9 hod.
2. Frakcionovaně vypije 400 ml KL a lehne si na pravý bok
3. Po půl hodině se nasnídá a zavede si čípek
4. V průběhu následující půlhodiny se vyprázdní

- ➢ Příprava je ukončena, jakmile KL dorazí do céka. Průměrná doba přípravy je 1 hod 15 min.

Vyšetření

1. Maximální kontrakce pánevních svalů
2. Klidová poloha (relaxace) anorekta bez volního ovlivňování pánevních svalů
3. Počáteční fáze defekace
4. Konečná fáze defekace po několika maximálních kontrakcích břišního svalstva
5. Návrat do klidové polohy

- Při patologii projekce AP při max. kontrakci a v klidu

KL

- Suspenze (pije se): 150 ml Micropaque susp. a 250 ml vody

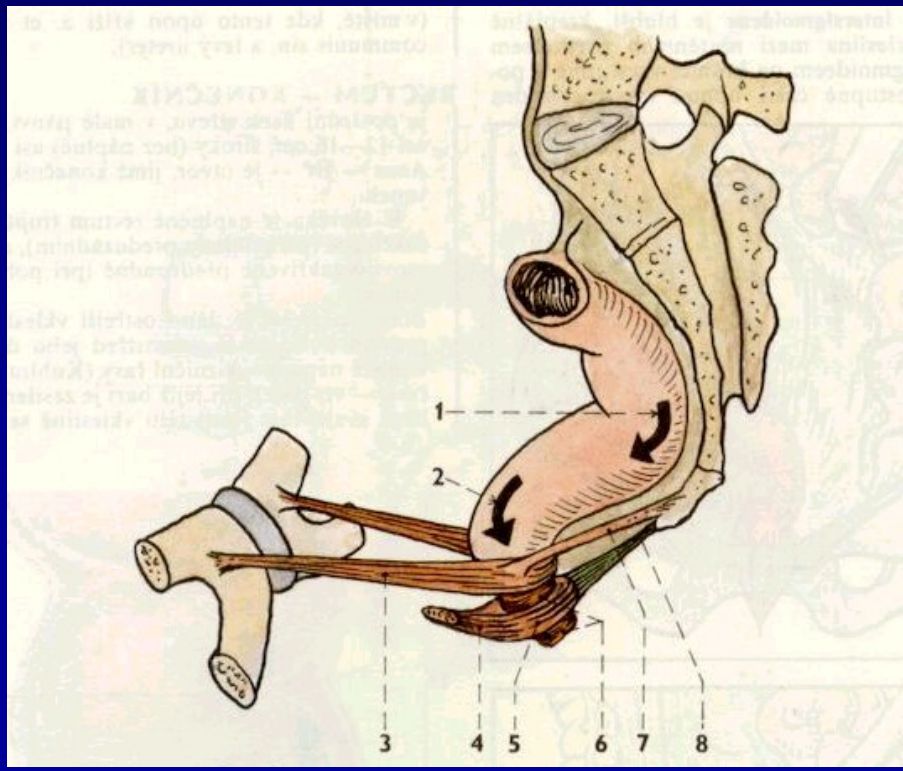
- Suspenze (aplikace p.r.): 370 ml Vidogum, 150 ml Micropaque susp., 3 zarovnané polévkové lžíce hrubé mouky, 100 ml škrobu. Vaří se 3-5 min. do zahoustnutí na konsistenci stolice, míchá se.

Hodnocení

- Funkční poruchy
- Morfologické poruchy

Funkční poruchy

- Dysfunkce PR svalu
  - insuficience (v klidu ARA nad 130 st.)
  - spasticita (anismus, PR sy)
- Ochablost pánevního dna
- Retence KL po defekaci
  - významná/hraniční



Morfologické poruchy

- Rektokéla
- Enterokéla
- Sigmoideokéla
- Intususcepce

UZ

Princip ultrazvukového zobrazení

Zvuk

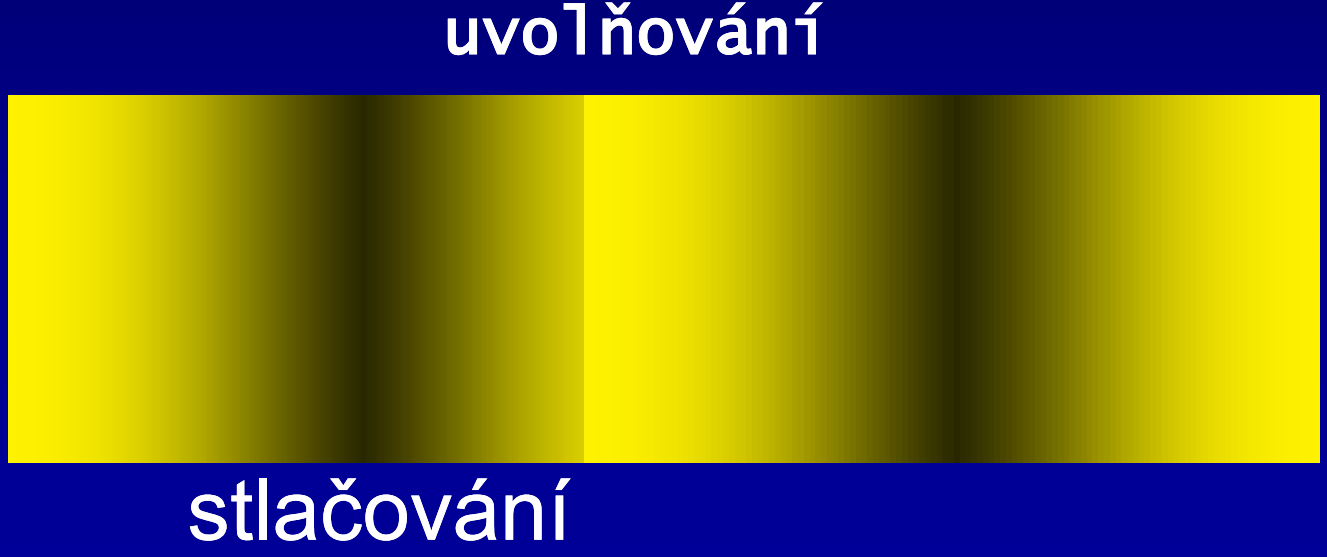
- **Mechanické vlnění (přenos energie)** ve hmotném **prostředí.**

- Přenos uvnitř prostředí formou **šíření vlnění**

Infrazvuk	0-16 Hz
Slyšitelný zvuk	20 Hz-20 kHz
Ultrazvuk	**20 kHz-10 GHz**
Hyperzvuk	10 GHz - ?

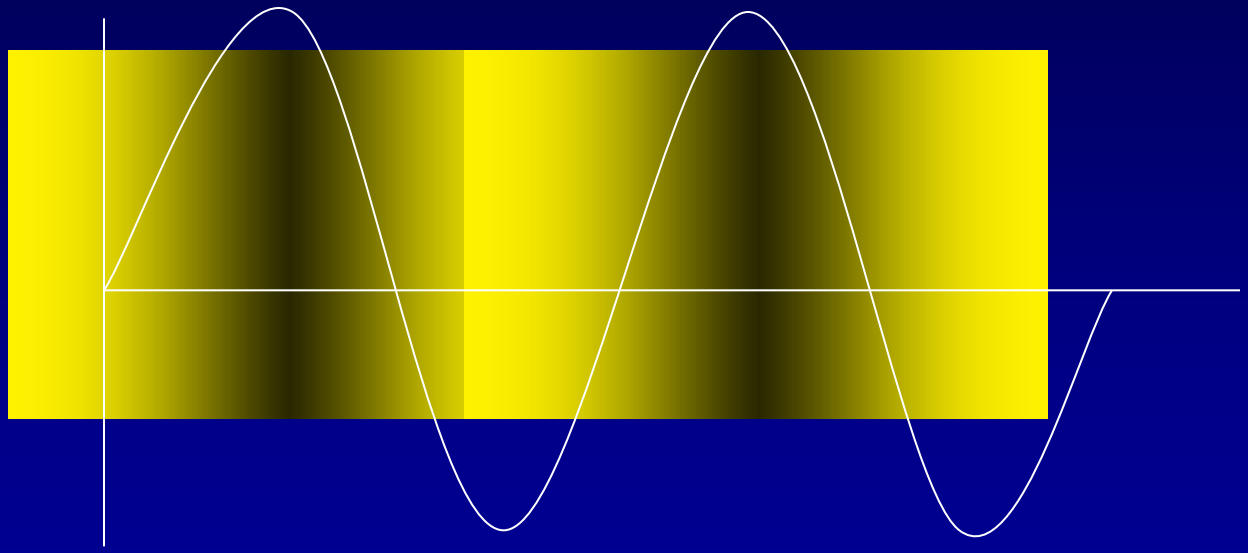
Zvuk

- Šíření vlnění je tvořeno cyklickým stlačováním a uvolňováním částic v prostředí



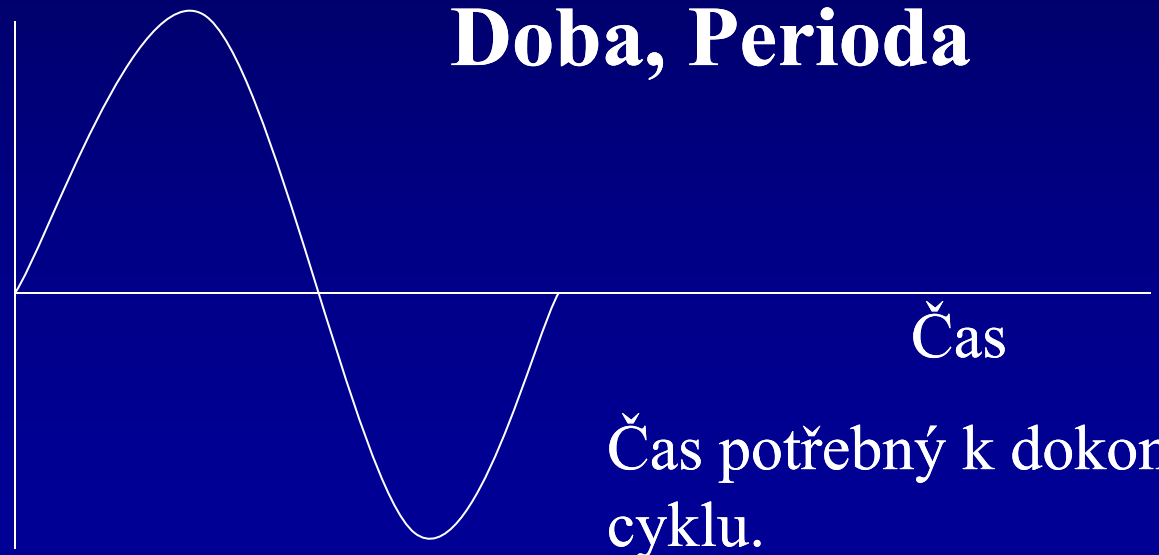
Zvuk

- Graficky vyjádřeno….



Zvuk

- Připomenutí parametrů vlnění (zvuku)...

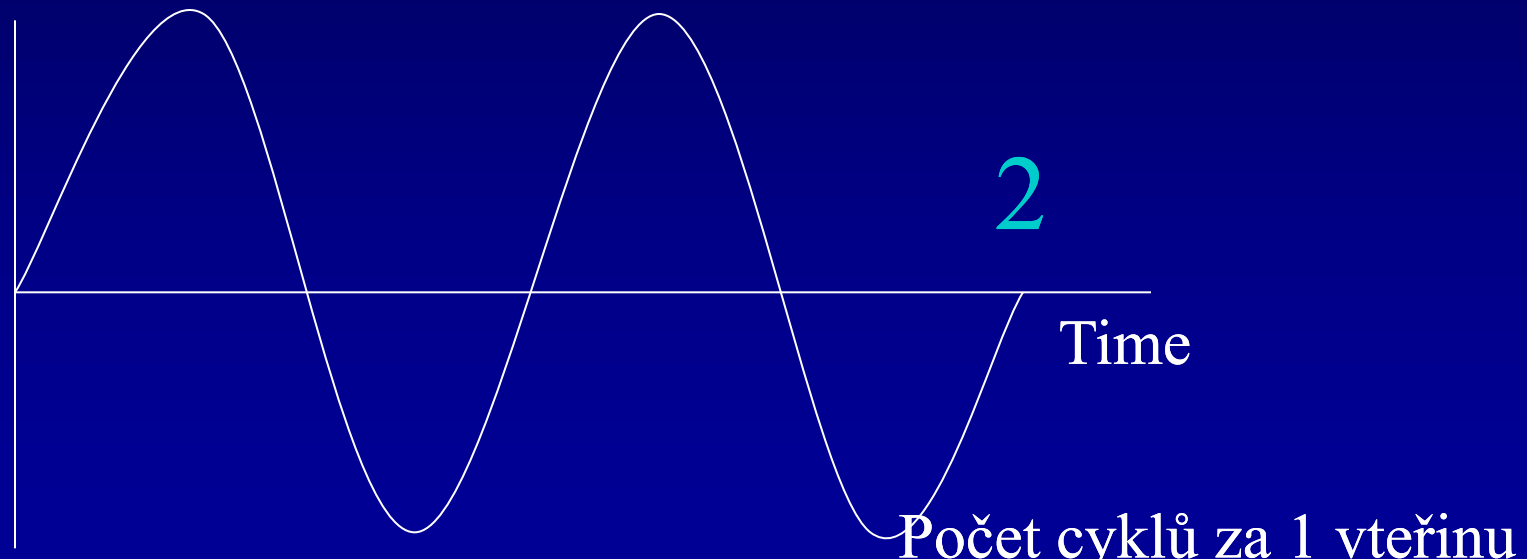


Čas potřebný k dokončení jednoho cyklu.

Zvuk

- Připomenutí parametrů vlnění (zvuku)...

Frekvence



Zvuk

- Vyšší frekvence = vyšší rozlišení, horší penetrace
- Nižší frekvence = vyšší penetrace, horší rozlišení

Zvuk

- Připomenutí parametrů vlnění (zvuku)...

Rychlost šíření ?

Rychlost, kterou se zvuk šíří prostředím

Vzduch	330 m/s
Voda	1480 m/s
Játra	1550 m/s
Ledvina	1560 m/s
Měkké tkáně	**1540 m/s**

Zvuk

- Rychlost šíření je určena pouze charakteristikou prostředí – zejména **hustotou (tuhostí)**

Hustota (tuhost) = **Rychlost**

- Průměrná rychlost zvuku v lidském těle pro účely ultrazvuku je cca 1540 m/s

Zvuk

- Připomenutí parametrů vlnění (zvuku)...

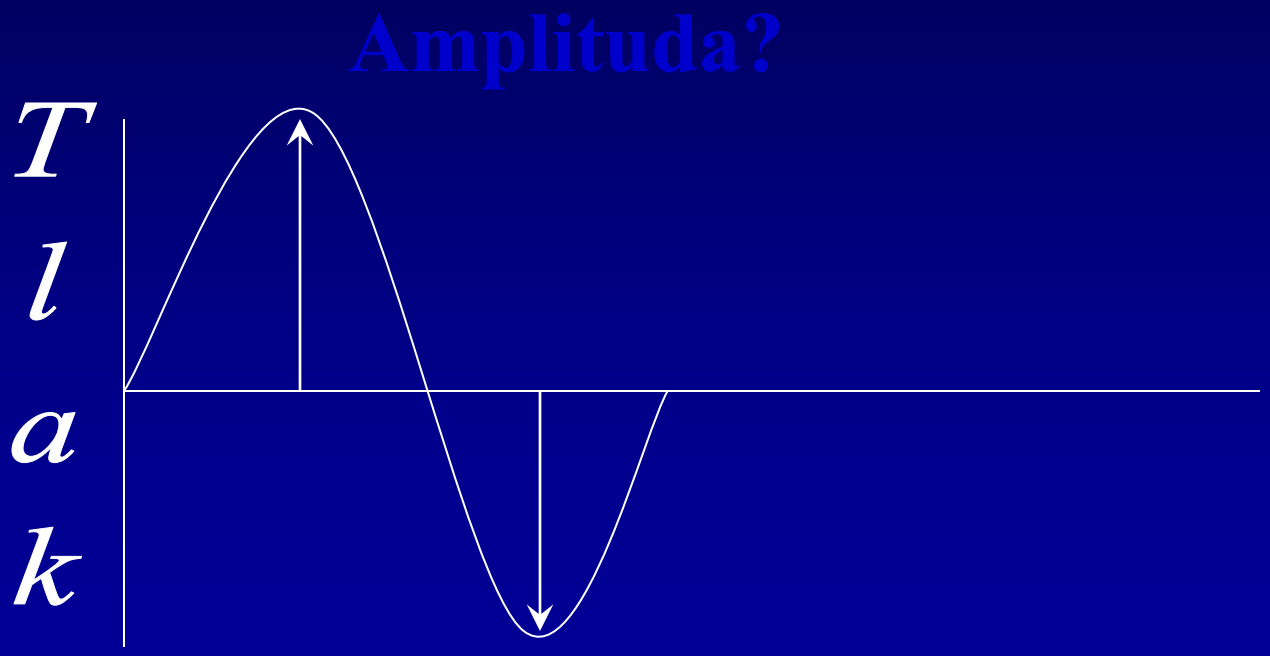
Vlnová délka ?

$\lambda = V/f$

Vzdálenost, kterou urazí vlna během jednoho cyklu

Zvuk

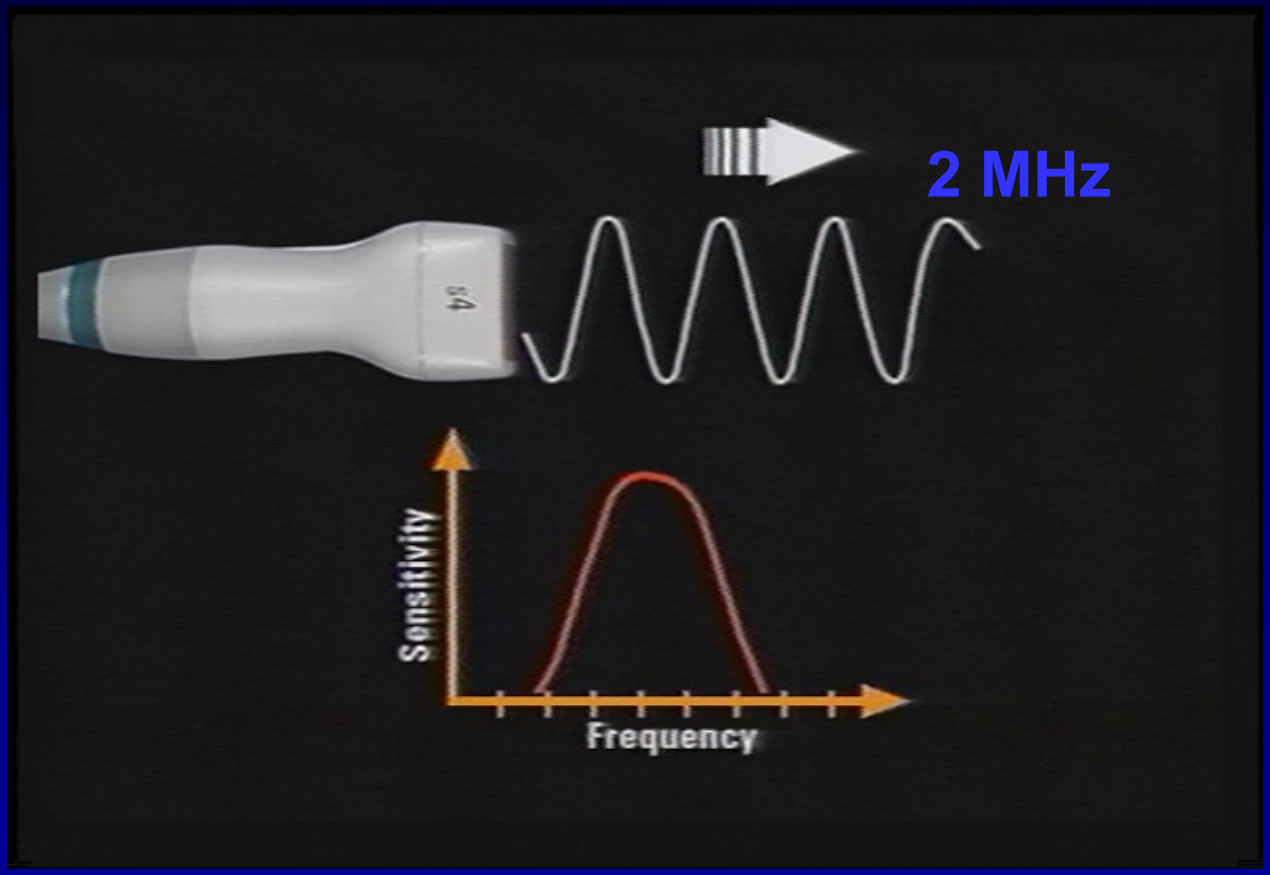
- Připomenutí parametrů vlnění (zvuku)...



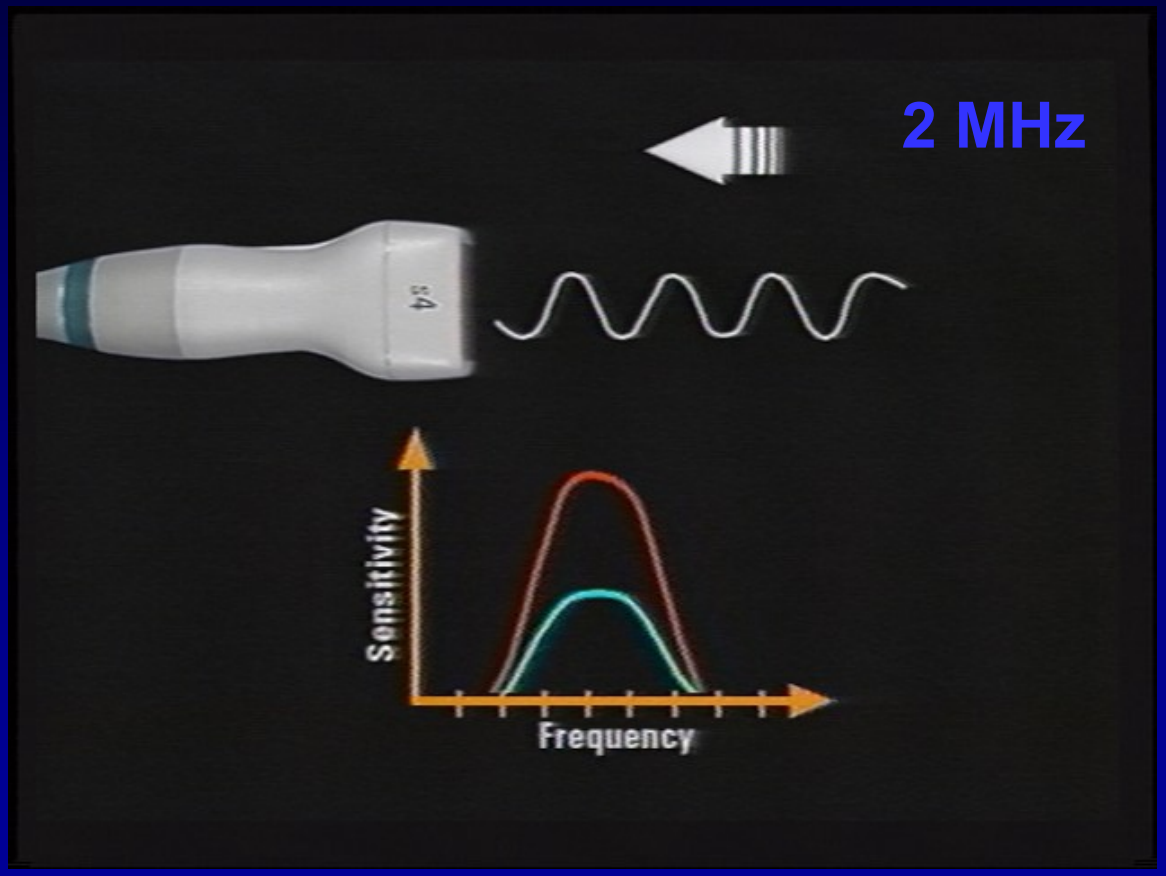
Zvuk

- Počáteční amplituda signálu je určena zdrojem
- Amplituda je snižována průchodem prostředím (tlumení).
- Amplituda na příjmu je ovlivněna vlastností prostředí signál odrazit, propustit či absorbovat.
- ***Frekvenci a amplitudu můžeme ovlivnit jako uživatelé***

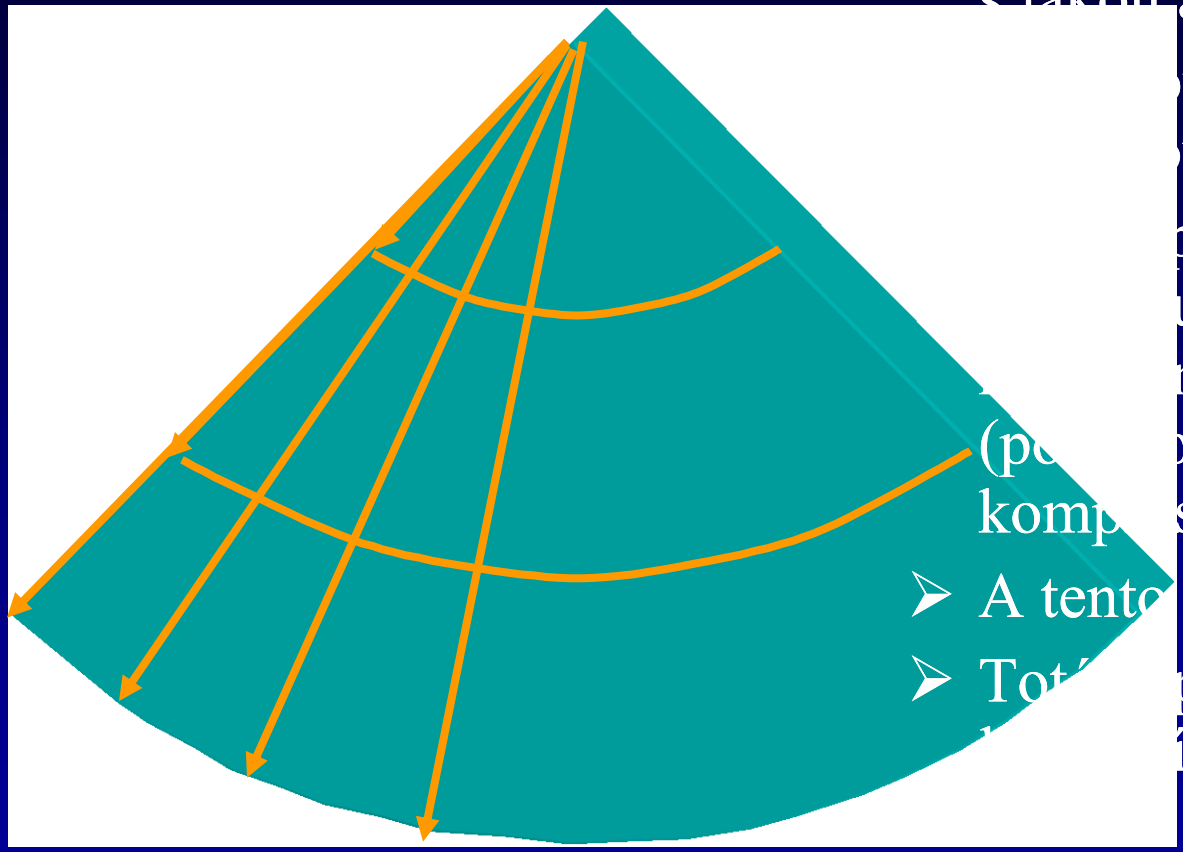
Vysílaný signál



Přijímaný základní signál



Pulzní ultrazvuk

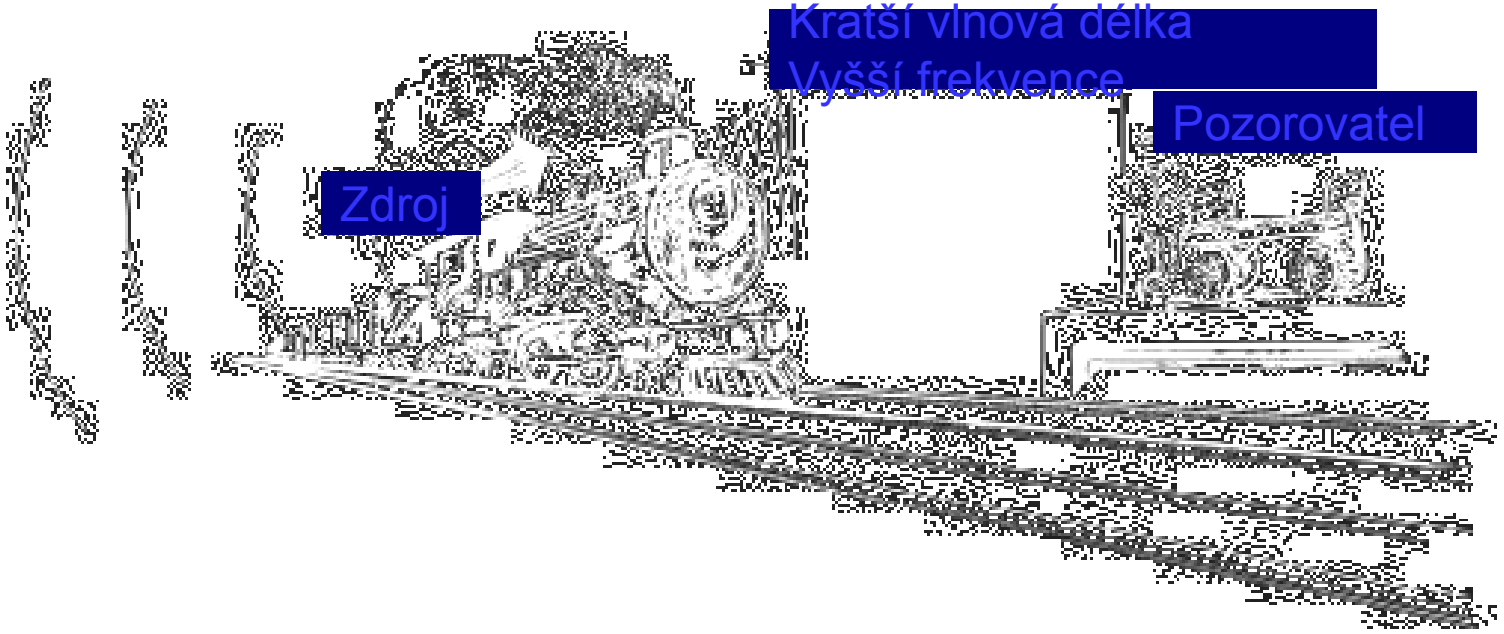


- Sonda vyšle uz vlnu a detekuje s jakou amplitudou se vrací
- y návratu vypočítá z ubky byl signál odražen
- plitudy přiřadí bodu u jasu na obrazovce dle ní přístroje (p ocessing, gain, komp se)
- A tento bod zobrazí
- Tot pakuje několikrát v ím směru

Dopplerův efekt

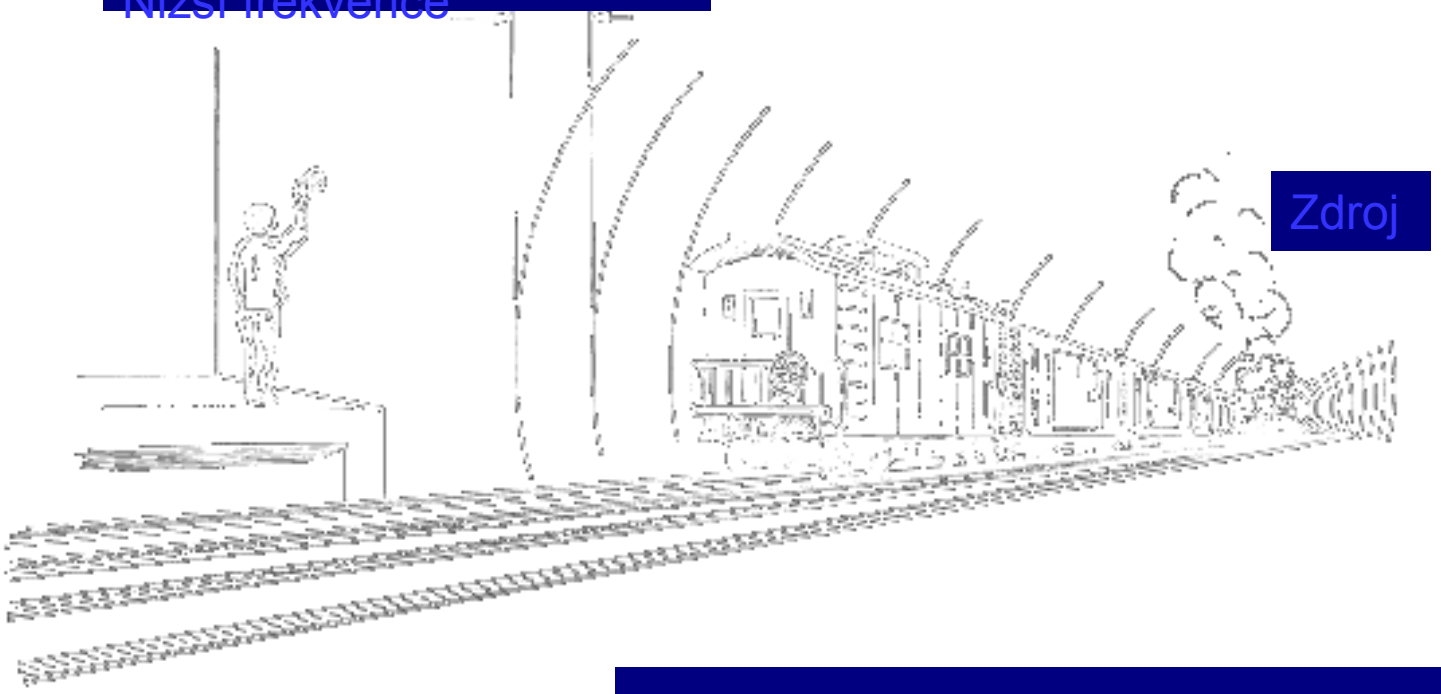
- Christian Johann Doppler, 1842
- Změna frekvence zvuku (vlnění) je dána pohybem zdroje vůči pozorovateli

Dopplerův efekt



Dopplerův efekt

Delší vlnová délka
Nižší frekvence



Zdroj

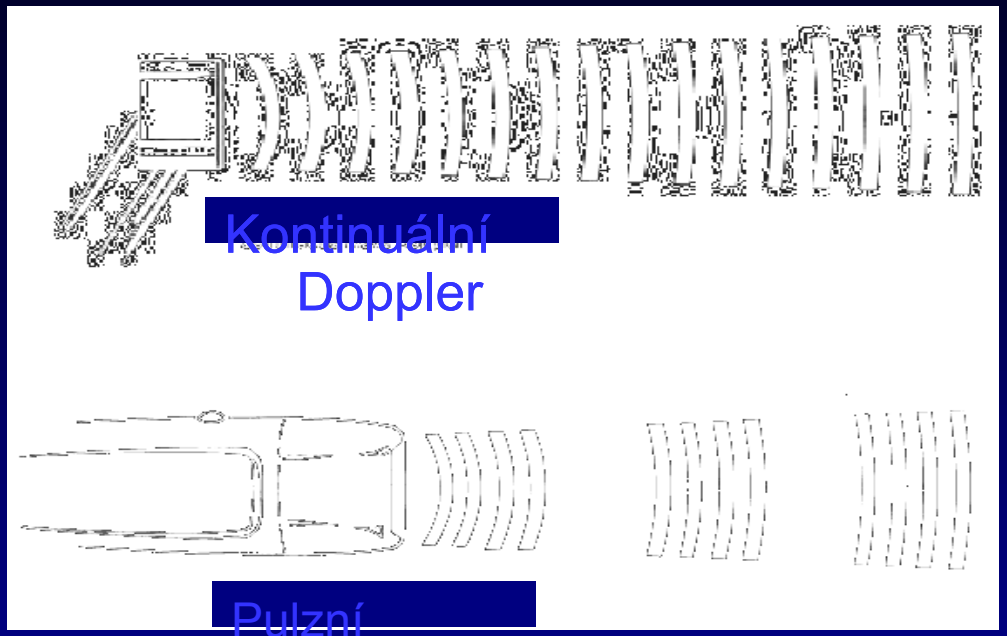
Dopplerův efekt

- Nejpřesnější výsledek při pohybu k sondě (od sondy)
- Při kolmém směru pohybu vůči sondě – nelze měřit
- ***Změna frekvence je determinována rychlostí, intenzita signálu je determinována množstvím takto rychle se pohybujících prvků.***

Dopplerův efekt

- **Směr průtoku** při pohybu k sondě (od sondy) - BART
- Průtok směrem k sondě je zobrazen ve spektru nad nulovou linií
- Průtok směrem od sondy je zobrazen ve spektru pod nulovou linií

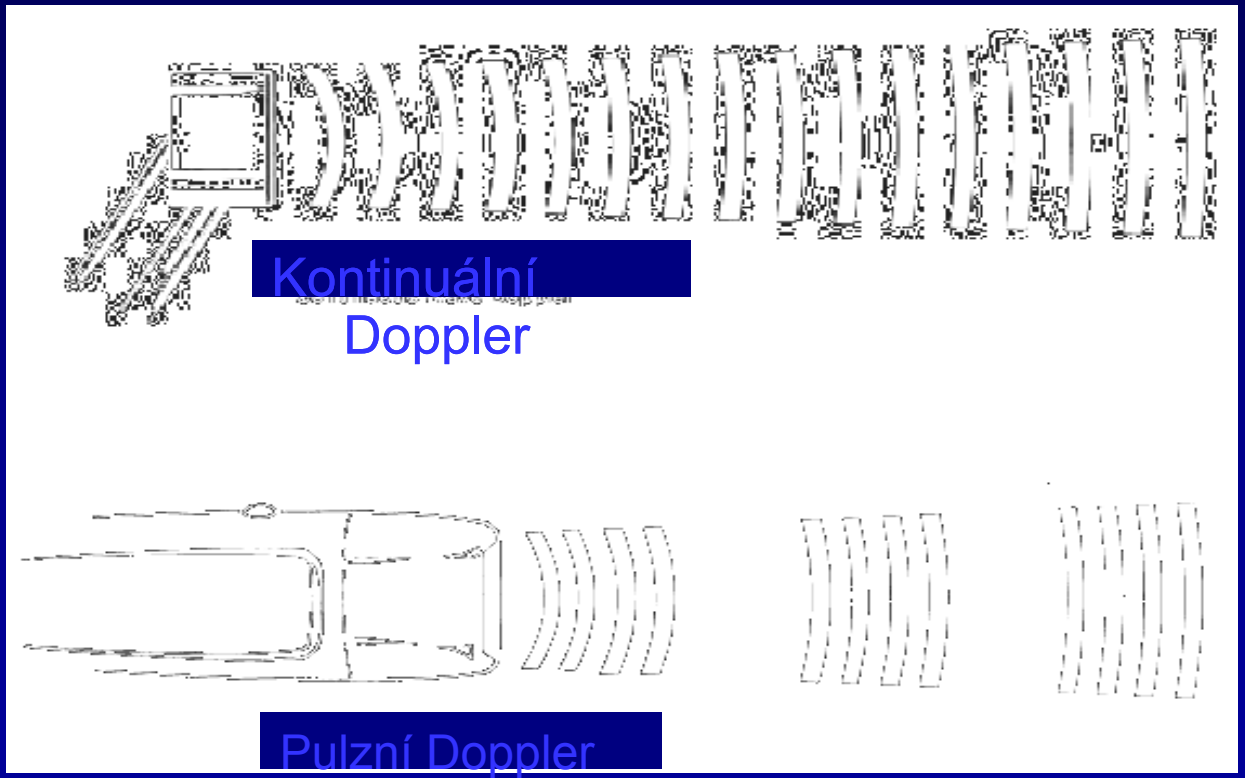
Kontinuální a pulzní Doppler



- **Pulzní Doppler** - jeden krystal pro výdej i příjem signálu
- Hloubka vzorkovacího objemu je určena časovou prodlevou mezi výdajem a příjmem signálu

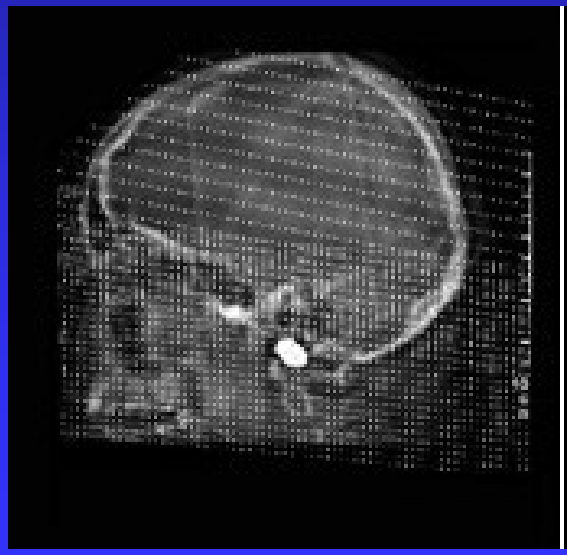
Kontinuální Doppler

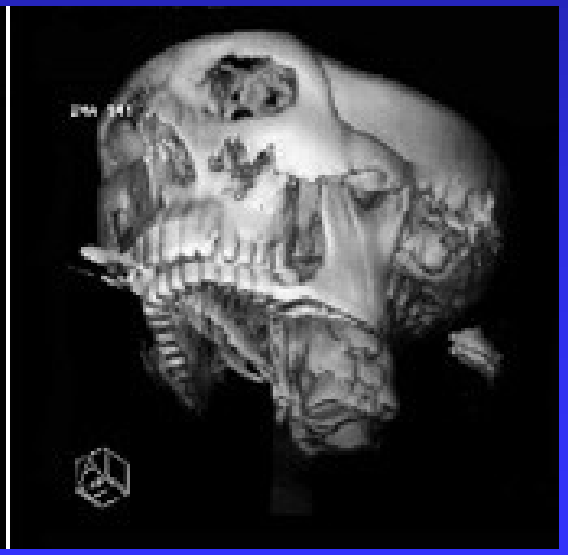
- **Kontinuální Doppler** – dva krystaly – jeden pro vysílání a jeden pro kontinuální příjem
- Nelze určit hloubka, odkud signál přichází

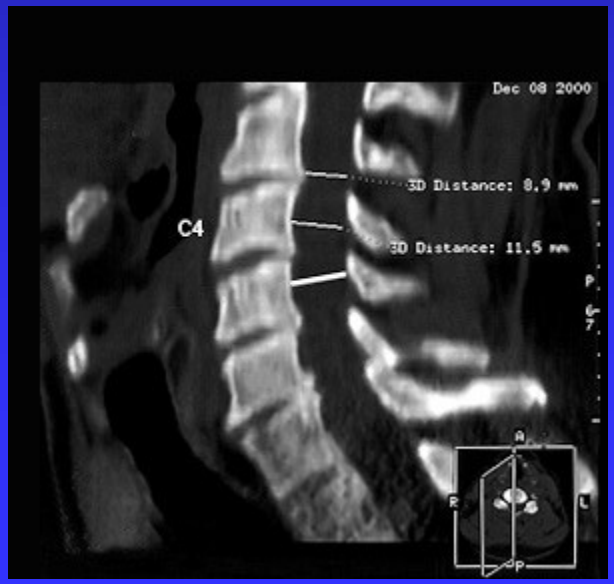


CT

Princip výpočetní tomografie







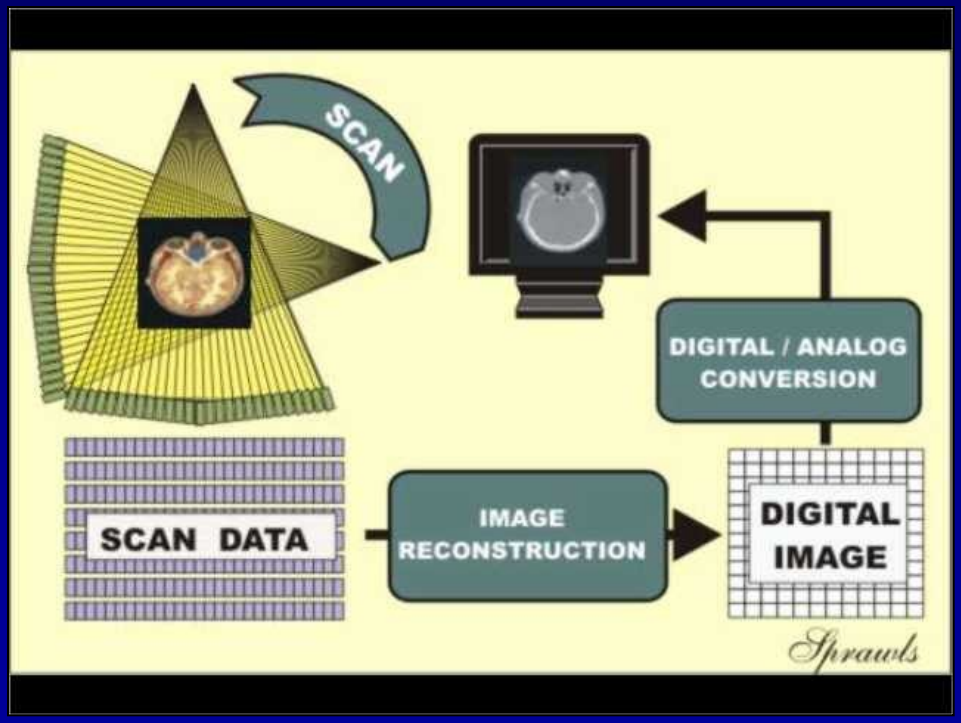
Z historie

- 1963 Allan Mac Leod **Cormack** položil základy výpočetní tomografie
- 1972 fyzik Godfrey Newbold **Hounsfield** na těchto základech zkonstruoval první klinicky použitelný výpočetní tomograf
- 1979 oba obdrželi Nobelovu cenu za medicínu
- 1987 revoluční objev slip-ring technologie a následný vznik spirálního (helikálního) CT

Tvorba CT obrazu obecně

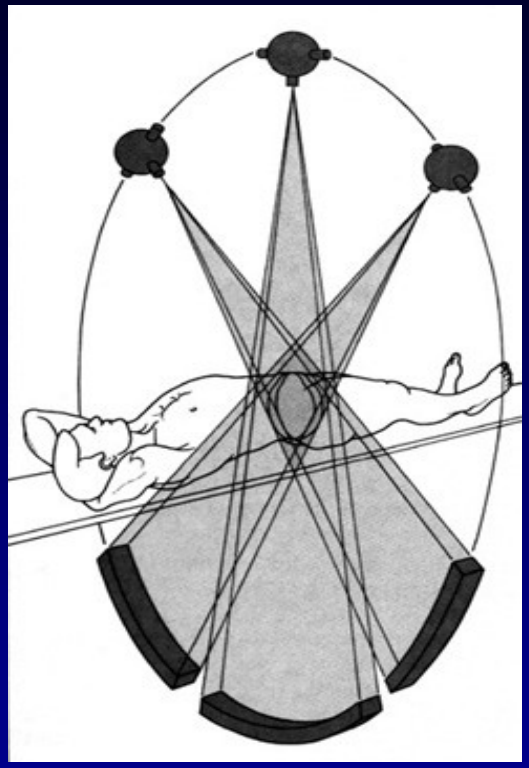
Skládá se ze tří fází:

- **Skenovací fáze** – sběr dat dle zvolených parametrů
- **Rekonstrukční fáze** – zpracovává získaná data a vytváří tzv. digitální obraz (matice pixelů)
- **Fáze konverze** – z digitálního obrazu je vytvořen viditelný analogový obraz (stupně šedi)



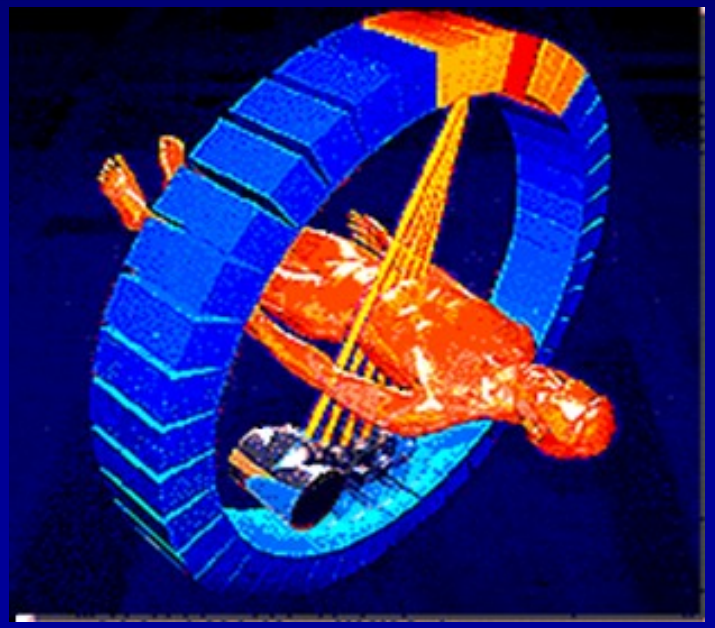
Princip CT tomografie

- Je založen na měření absorpce rentgenového záření tkáněmi lidského těla s použitím mnoha projekcí a následného počítačového zpracování obrazu.
- Rentgenka emituje úzce kolimovaný svazek záření ve tvaru vějíře, který prochází vyšetřovaným objektem a je registrován sadou detektorů přeměňujících prošlá kvanta rentgenového záření na elektrický signál, který je digitalizován a dále zpracováván.
- Komplet rentgenka – detektory vykonává během expozice synchronní pohyb okolo vyšetřovaného objektu tak, že rentgenka je vždy na protilehlé straně vyšetřovaného objektu než detektory.



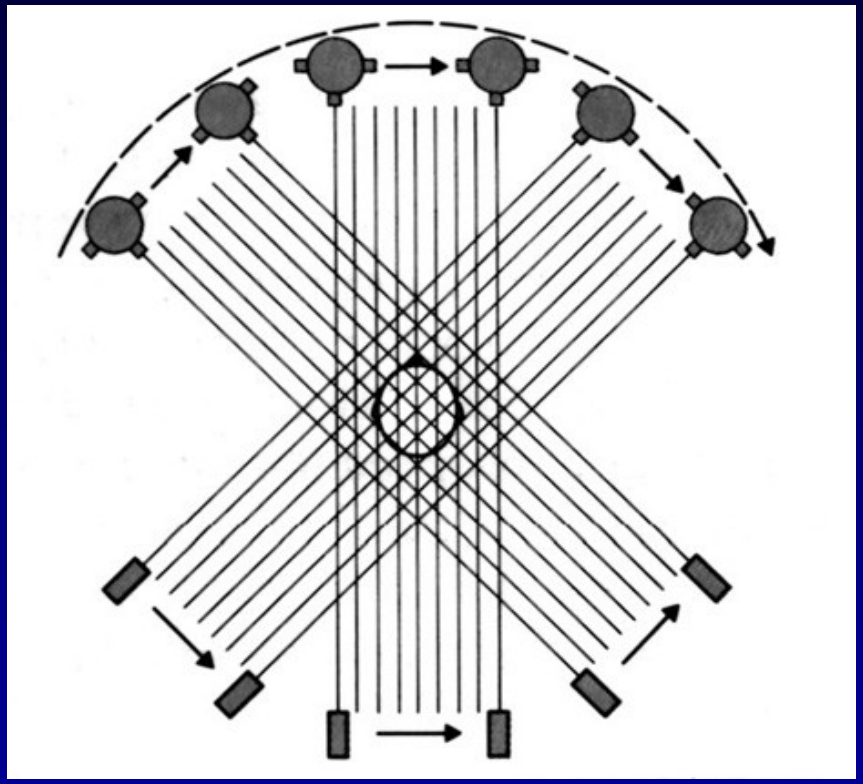
Princip CT skenování
- schematické znázornění rotačního pohybu rentgenky a detektorů okolo vyšetřovaného objektu

- V rámci jednoho oběhu o 360° získá systém běžně 400 – 700 projekčních měření absorpce daného objektu z různých úhlů.
- Výpočetní tomografie (stejně jako např. ultrazvuk nebo magnetická rezonance) představuje metodu **tomografickou**, tzn. prezentující obraz konkrétní (typicky transverzální) vrstvy vyšetřovaného objektu o předem definované tloušťce, která je dána kolimací primárního svazku záření.



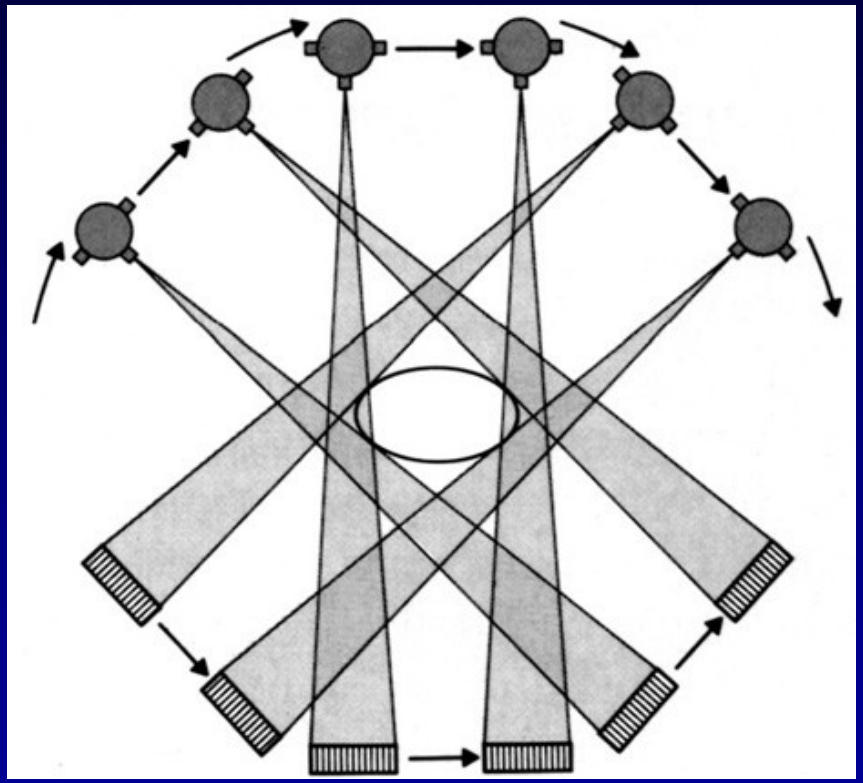
Generace CT přístrojů I.

- Z hlediska technické realizace prodělala výpočetní tomografie několik generačních kroků. Skenery **první generace** používaly rotačně-translačního pohybu rentgenky a jediného detektoru; rentgenový svazek byl kolimován v podstatě do jednorozměrného lineárního tvaru. Doba výstavby jednoho skenu představovala několik minut.



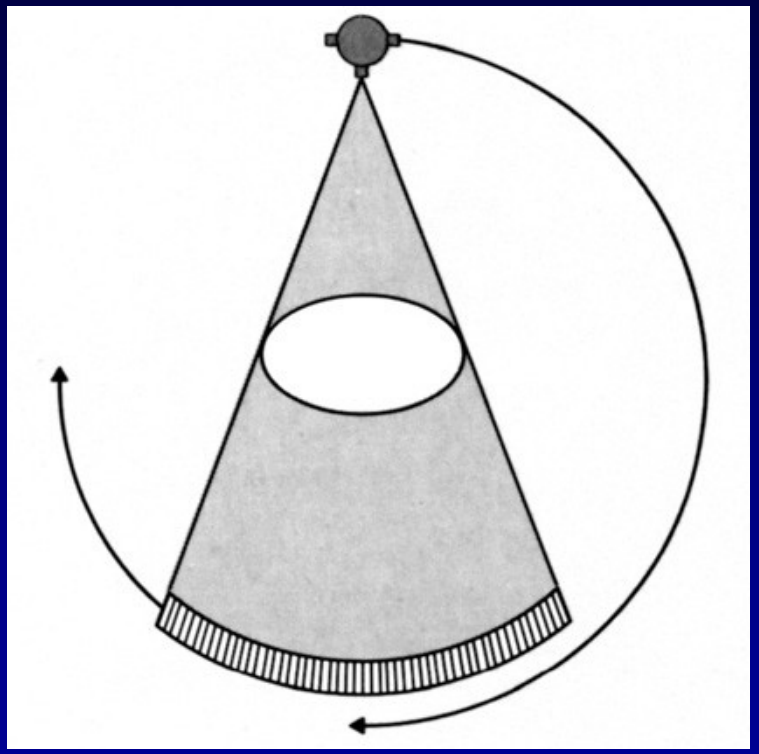
Generace CT přístrojů II.

- **Druhá generace** CT přístrojů pracovala rovněž na principu rotačně-translačního skenování, doba výstavby obrazu se však zmenšila na 10 – 20 sekund při použití nikoliv jednoho, ale sady 10 – 50 detektorů



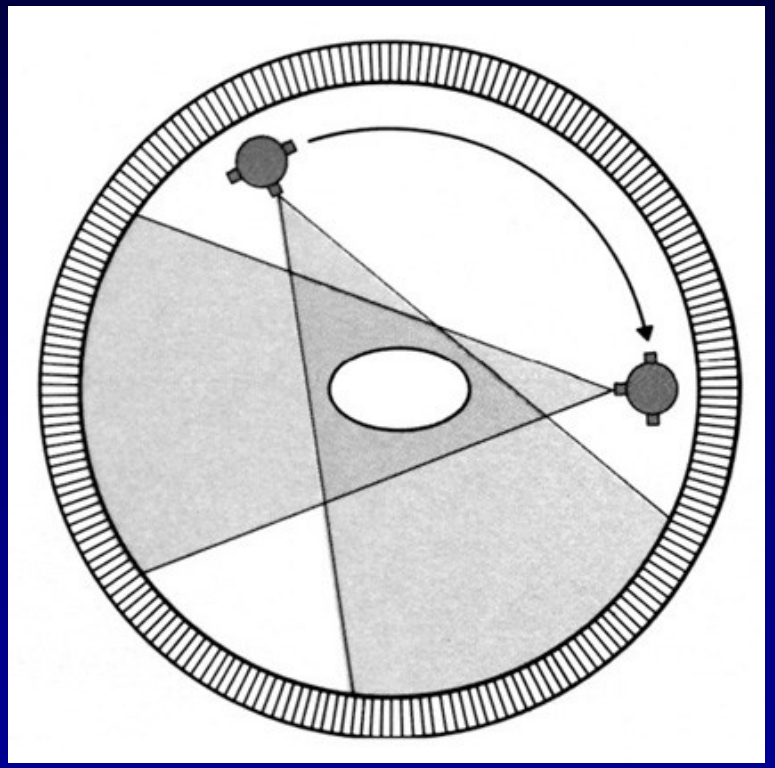
Generace CT přístrojů III.

- Přístroje **třetí generace** zavedením široké sady 300 – 600 detektorů uspořádaných do části kružnice a pokrývajících při dané projekci celý objekt mohly odstranit translační složku pohybu a převést jej tak na jednoduchý a rychlejší, čistě rotační pohyb.
- Dnes nejpoužívanější typ.
- Skenovací časy ze zkrátily na pouhé 1-4s.



Generace CT přístrojů IV.

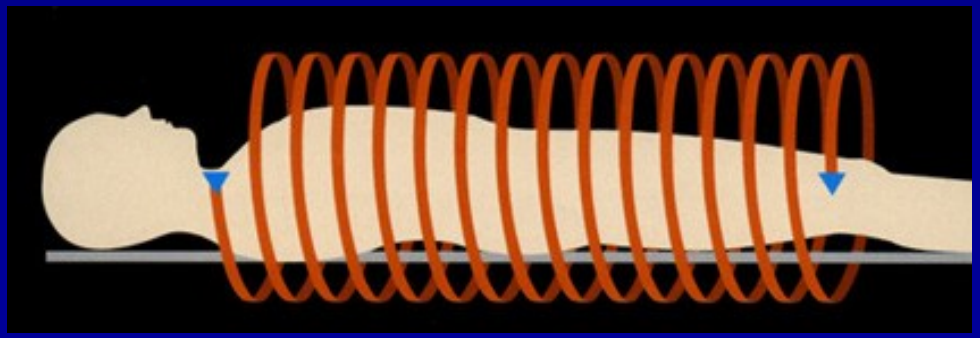
- U přístrojů **čtvrté generace** tvoří sada detektorů úplnou kružnici okolo vyšetřovaného objektu (složenou až z 1000 detektorů), kterými již není tedy nutno pohybovat; v gantry CT přístroje se otáčí okolo vyšetřovaného již pouze rentgenka.
- V praxi se kvůli zkreslující geometrii zobrazení a špatnému vyvážení rotoru nerozšířily.



Kategorie CT přístrojů

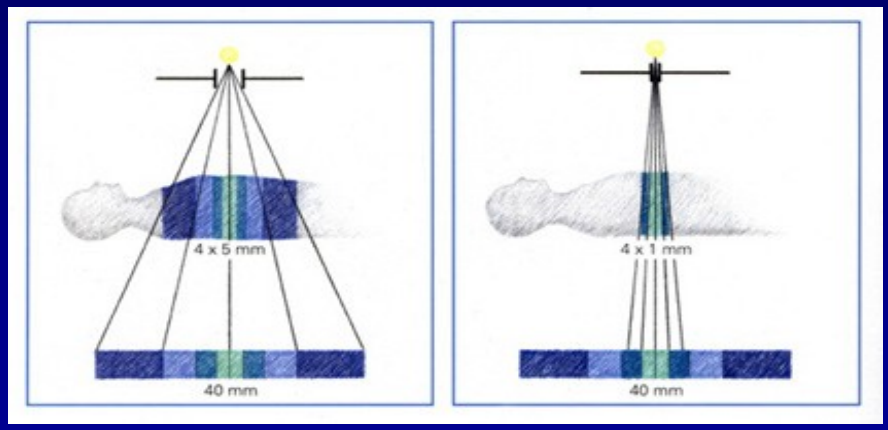
- Různé modifikace systémů třetí a čtvrté generace pracují v klinické praxi běžně dodnes – označujeme je jako tzv. **konvenční skenery**.
- Rentgenka u nich v gantry vykoná jednu otáčku ve směru hodinových ručiček a po posunu stolu do roviny další vrstvy vykoná otáčku opačným směrem (mezi jednotlivými skeny se tedy její pohyb zastavuje).

- Kontinuální jednosměrnou rotaci systému rentgenka – detektory umožnilo zavedení tzv.**„slip - ring technology“.** Pevné kabely jsou zde nahrazeny systémem po sobě klouzajících kontaktů a prstenců z vodivého materiálu. Tento technický prvek umožnil rychlé rozšíření revolučního, tzv. **spirálního, přesněji helikálního** způsobu skenování (helix = šroubovice, spirála=plošná křivka).
- Celý rozsah vyšetřované oblasti je zde snímán jedinou expozicí, při níž komplex rentgenky s detektory vykonává více kontinuálních rotací kolem vyšetřovacího stolu s nemocným, který je rovnoměrně posunován skrze gantry



- Doba jedné otáčky rentgenky o 360° se dnes pohybuje od 0,5 do 2 sekund. Zásadními výhodami spirálního CT vyšetření je jednak skutečně volumetrické, a nikoliv „vrstvové“ získávání obrazových dat, jednak podstatné zkrácení celkového skenovacího času. Proto je možno vyšetřit značný kraniokaudální tělesný rozsah při jediném zadržení dechu nemocného, optimálně časovat skenování po i.v. podální k.l. a provádět vysoce kvalitní obrazové rekonstrukce.
- V současnosti se tedy můžeme setkat v zásadě s dvojí kategorií CT přístrojů: první tvoří dnes již ustupující konvenční skenery, do druhé řadíme CT přístroje umožňující provádět vyšetření jak konvenčním, tak spirálním způsobem.

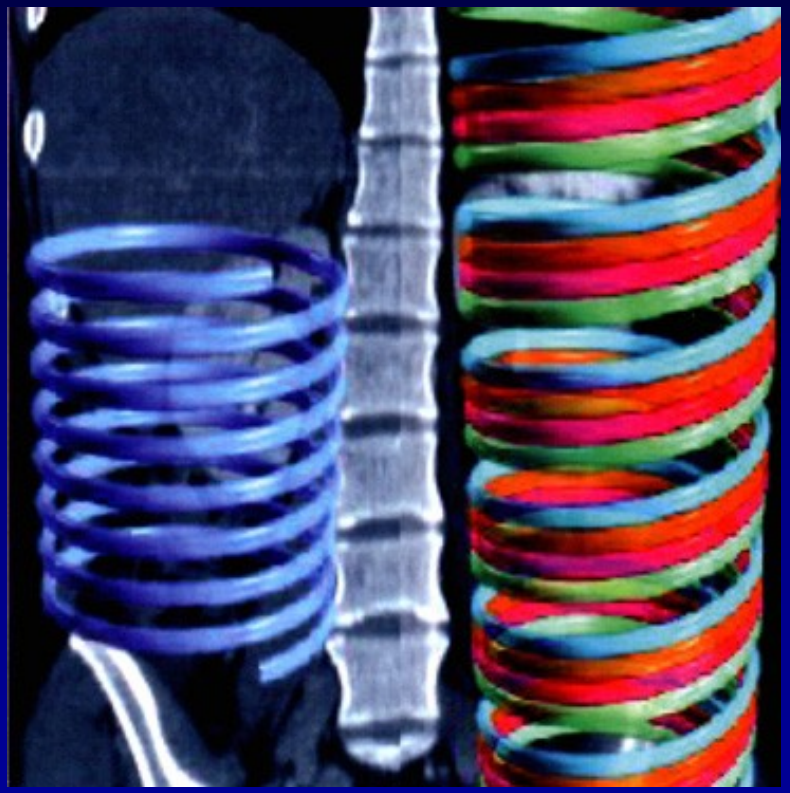
- Dalším technologickým pokrokem na poli spirálního způsobu skenování bylo zavedení **systémů s několika řadami detektorů** vedle sebe, což umožnilo současné získávání obrazových dat z více (typicky čtyř) vrstev v rámci jediné otočky rentgenky



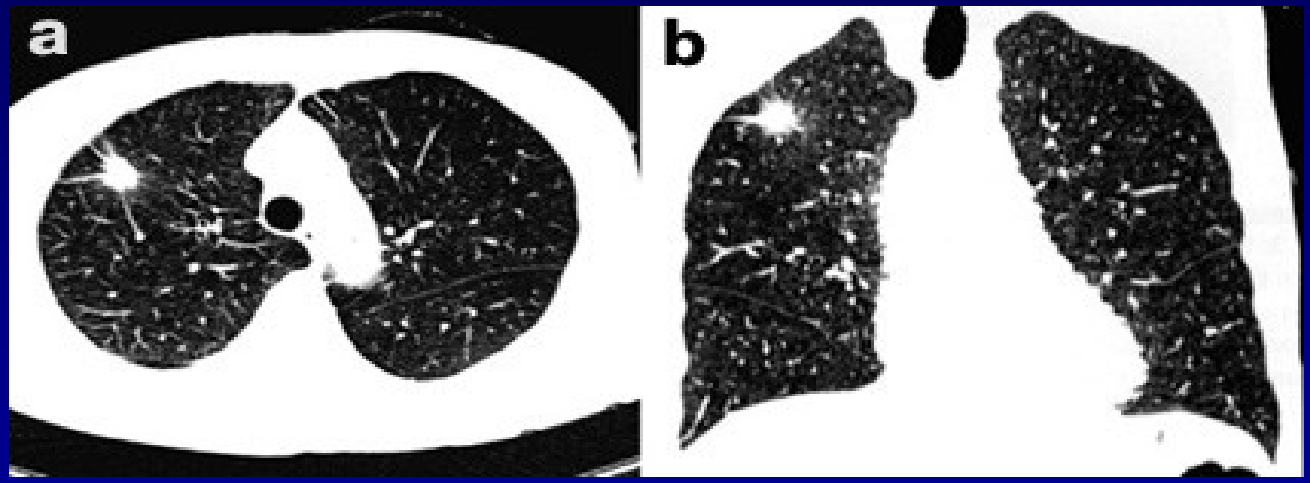
Kolimace svazku záření a sběr dat z více obrazových vrstev najednou u tzv. **multidetektorového (multi-slice)CT**

- To s sebou přináší možnost podstatného zkrácení vyšetřovacího času, a to při stejném nebo dokonce i lepším rozlišení (tloušťce vrstvy). Běžné spirální CT je schopno za danou rotační periodu rentgenky (např. 1 s) pokrýt kraniokaudální rozsah 20 mm dvěma navazujícími 10mm vrstvami při stoupání (pitch) = 2.
- Naproti tomu u **multidetektorového CT** jsme schopni za stejnou dobu obdržet celkem osm navazujících 5mm vrstev při ekvivalentním stoupání = 8 (2 x 4 řady detektorů), tzn. že i při poloviční tloušťce vrstvy se kraniokaudální rozsah pokrytí zdvojnásobí

Srovnání standardní a multidetektorové technologie spirálního CT vyšetření.



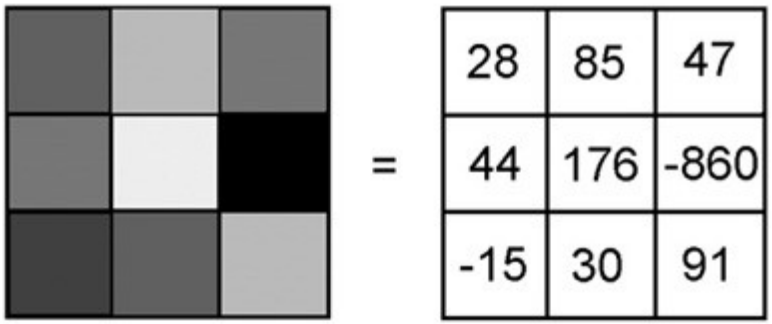
- Technologie multidetektorového CT tak představuje významný posun k možnosti izotropního geometrického rozlišení ve všech třech rovinách, tedy např. k tvorbě diagnosticky rovnocenných multiplanárních (koronárních a sagitálních) obrazových rekonstrukcí



Původní axiální 1mm vrstva (a) a koronární rekonstrukce s téměř identickým geometrickým rozlišením (b) z vyšetření hrudníku multidetektorovým CT přístrojem

Princip výstavby CT obrazu

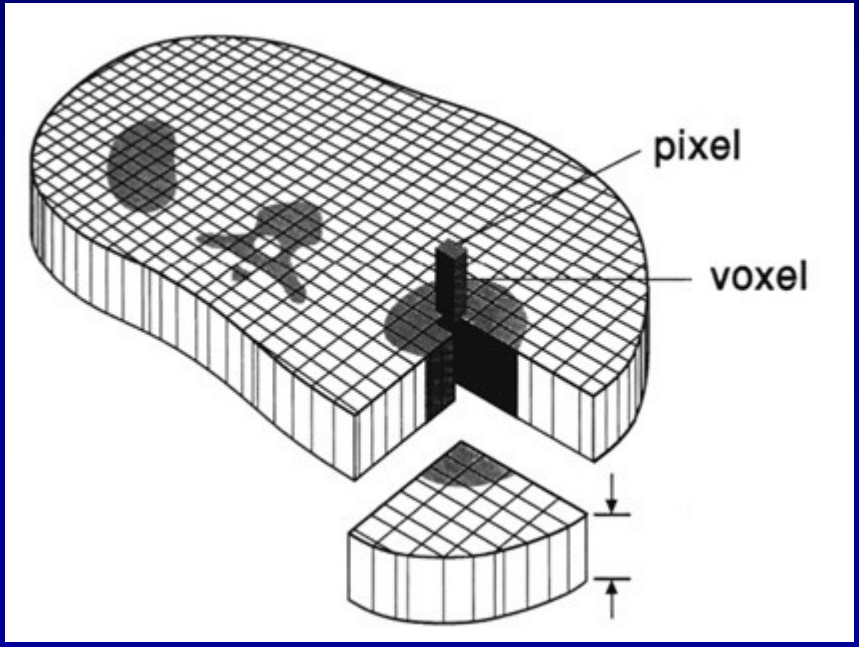
- Sada digitalizovaných údajů o **absorpci záření** vyšetřovaným objektem, kterou zaznamenaly detektory, bývá označována jako tzv. **hrubá data** („raw data“).
- Údaje o absorpci z jednotlivých projekcí jsou pomocí specifického rekonstrukčního algoritmu, tzv. **filtrované zpětné projekce**, transformovány v obrazová data, tj. do výsledného dvourozměrného obrazu sestaveného z matice bodů.
- Každý bod obrazové matice, tzv. **pixel** (z angl. picture matrix element) je vykreslen v konkrétním odstínu šedi v závislosti na absorpčních vlastnostech odpovídajícího detailu tkáně v rámci vyšetřované vrstvy. Ostíny jsou vyjádřeny tzv. **Hounsfieldovým absorpčním koeficientem** (též Hounsfieldova jednotka, CT číslo, **Hounsfield unit = HU**)



Schematické znázornění grafické prezentace jednotlivých obrazových bodů – pixelů v obrazové matici 3 x 3 bodů.
Odstínům šedi jednotlivých pixelů (vlevo) odpovídají naměřené hodnoty absorpčních koeficientů – Hounsfieldových čísel (vpravo).

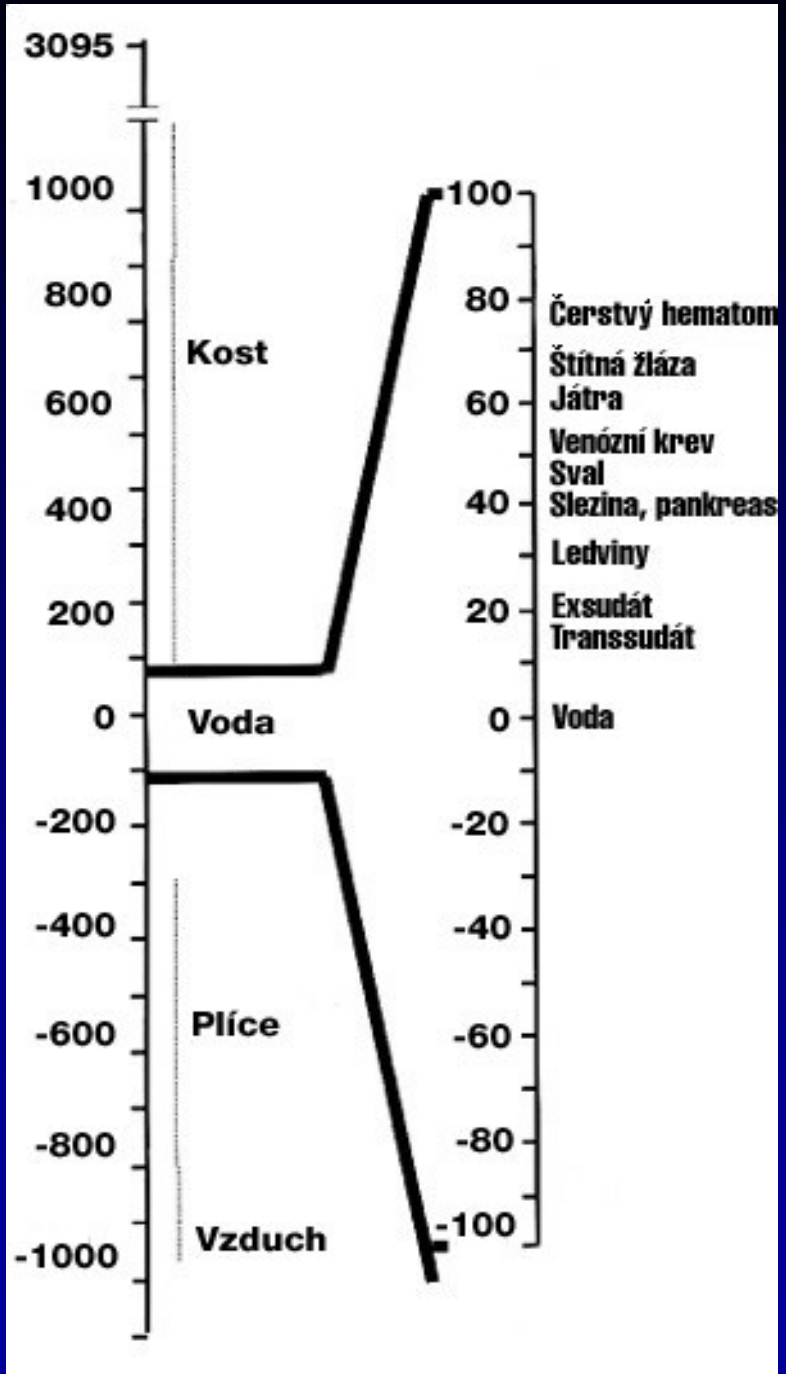
- Protože však ve skutečnosti nevyšetřujeme plochu, ale objem, nelze opomenout skutečnost, že každý dvourozměrný bod matice CT obrazu reprezentuje ve skutečnosti úhrnnou absorpci malého trojrozměrného objektu ve tvaru kvádru - **voxelu** (z angl. volume matrix element), jehož tloušťka je dána tloušťkou vrstvy, tedy kolimací.

Výsledná denzita (stupeň šedi) každého pixelu představuje ve skutečnosti úhrnnou **průměrnou** denzitu trojrozměrného objektu - voxelu, jehož tloušťka se rovná tloušťce vrstvy (šipky).



- Čím nižší je absorpce záření v daném voxelu, tím tmavší odstín odpovídajícího pixelu. Ploše jednoho pixelu je přiřazena **jedna** číselná hodnota absorpčního koeficientu, celý pixel je proto homogenní.
- Hodnota denzity vyjadřuje stupeň absorpce v jednotlivých tkáních, vztaženou k absorpci rtg záření ve **vodě**. Z toho plyne, že voda má denzitu rovnou nule.

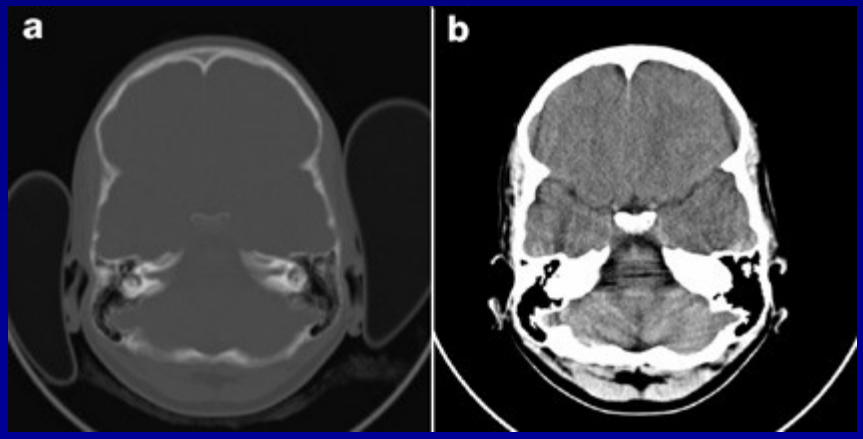
- Rozlišovací schopnost CT (počet párů čar na mm) je v porovnání s analogovým obrazem nižší, ale těžiště CT techniky nespočívá v rozlišení geometrickém, nýbrž ve vynikajícím rozlišení kontrastním (rozlišení různých absorpčních koeficientů – denzit).
- Na Hounsfieldově stupnici byly definovány dva fixní body: –1000 HU odpovídá absrobci vzduchu, hodnota 0 -vody. Rozložení denzit biologických tkání je značně nerovnoměrné. Většina měkkých tkání vykazuje denzity v relativně velmi úzkém rozmezí, výjimkou je pouze tuková tkáň se y zápornými hodnotami cca –100 HU. Denzity spongiózní kosti přesahují +100 HU, kompakta vykazuje denzity vyšší než cca +300 HU



Rozložení tkáňových denzit na Hounsfieldově škále.
Absorpční koeficienty velké většiny biologických tkání leží v relativně úzkém
rozmezí přibližně od –100 HU do +100 HU (zvětšená stupnice vpravo).

- Lidské oko není schopno běžně rozlišit více než 20 – 30 odstínů šedi, kdežto CT dává možnost rozlišení denzit v rozsahu 4000 HU. Proto nepracujeme s celou šíří Hounsfieldovy stupnice, neboť velké rozmezí denzit by se nám „slilo“do jednoho odstínu šedi.
- Rozsah stupňů šedi se proto přizpůsobuje (zužuje) tzv. **CT oknem.** Podle tkání, které se mají zobrazit, se nastavuje střed okna (**window center**). Okolo této úrovně se ještě nastaví šířka okna (**window width**), tedy rozmezí struktur, které mají být zobrazeny v jednotlivých odstínech šedi.
- Struktury s denzitou nad horní hranicí CT okna se zobrazí výhradně bíle, pod dolní hranicí naopak pouze černě.
- Střed okna volíme tak, aby odpovídal absorpční hodnotě oblasti, která je středem zájmu našeho vyšetření. Šíři okna nastavujeme podle předpokládané maximální a minimální denzity tkání ve vyšetřované oblasti. Čím užší okno, tím jemnější rozdíl v denzitě tkání zobrazíme, ale zároveň je obraz zrnitější.

Nastavení maximální šířky okna na 4096 HU u vyšetření mozku (a). V takto širokém okně lze prakticky rozlišit pouze čtyři odlišné stupně denzity: vzduch, tuk, měkké tkáně (včetně mozku a mozkomíšního moku) a kost. Naproti tomu v úzkém okně (šířka 120 HU, střed 35 HU) je rozlišení měkkých tkání nesrovnatelně lepší (b), ovšem za cenu ztráty kontrastního rozlišení v tkáních s denzitou zasahující mimo nastevené okno (např. v kosti).



Podání kontrastní látky při CT vyšetření – způsoby aplikace

- intravaskulární – intravenózní, intraarteriální (iodové k.l. – ionické či neionické, většinou hyperosmolární; jsou nefrotropní)
- perorální (izodenzní - voda, hypodenzní -vzduch, hyperedenzní – iodové či baryové)
- intrathékální (izoosmolární, iodové-neionické, vysoce kvalitní k.l.)
- intrakavitální (zředěná iodová ionická k.l.)

Intravenózní k.l.

- Důvody použití:
  - ✓ Nativně se denzita měkkých tkání, parenchymatózních orgánů a cévního systému liší jen málo, aplikuje se ke zvýraznění jejich kontrastu
  - ✓ Významné je nitrožilní podání kontrastní látky v diferenciální diagnostice nádorových onemocnění.
  - ✓ Kontrastní náplň cév je nezbytná při CT zobrazování onemocnění kardiovaskulárního systému
  - ✓ Po vyloučení ledvinami dovoluje zobrazit dutý systém, močovody a močový měchýř a posoudit tak jejich morfologii, patologické procesy včetně poruch vylučování.

Intravenózní k.l.

- **Indikace**
  - ✓ Je jich celá řada, závisí na vyšetřované oblasti, předpokládané patologii apod.
- **Kontraindikace**
  - ✓ Alergická reakce na jodovou kontrastní látku v anamnéze, POLYVALENTNÍ ALERGIE (alergoidní reakce z lavinovitého uvolnění histaminu a šokový stav)
  - ✓ Akutní ischemická cévní mozková příhoda (při poruše HEB proniká k.l. do mozkové tkáně a působí neurotoxicky na nervové struktury – především. hyperosmolární ionické k.l.
  - ✓ Renální insuficience (nefrotoxický účinek- mohou způsobit akutní renální insuficienci)
  - ✓ Hyperthyreóza (zvýšený příjem jodu do organismu, může způsobit akutní thyreotoxikózu)
  - ✓ Paraproteinemie s vylučováním Bence-Jonesovy bílkoviny (může způsobit precipitaci bílkoviny v tubulárním systému ledviny a způsobit renální selhání)

Intravenózní k.l. – komplikace podání

- **Adverzivní reakce -** následkem chemotoxicity k.l., větš. sucho v ústech, nausea či dokonce zvracení
- **Alergoidní reakce** - způsobena vyplavením histaminu – urtika, dušnost, šokový stav s hypotenzí, vagová reakce s bradykardií, křeče
- **Paravaskulární podání kontrastní látky**
  - možné trofické následky.

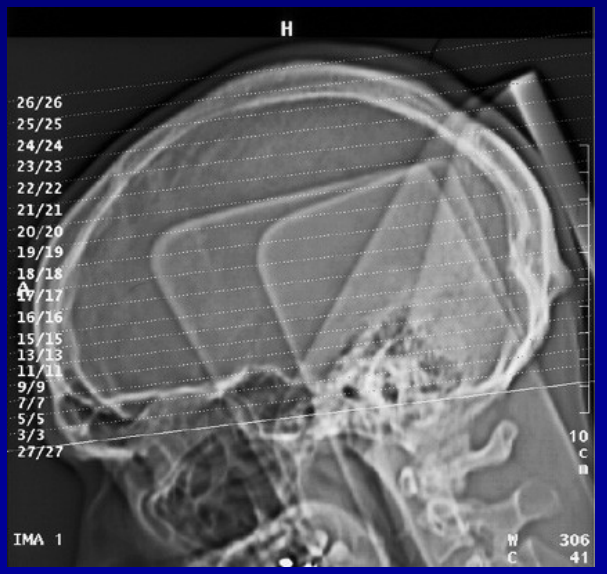
Postup CT vyšetření

1. určení rozsahu oblasti zájmu a nastavení orientace roviny vrstev
2. nastavení skenovacích (akvizičních) parametrů
3. nastavení obrazových (rekonstrukčních) parametrů
4. následné zpracování obrazu (postprocessing) a zhotovení definitivní obrazové dokumentace

Postup CT vyšetření

1. **určení rozsahu oblasti zájmu a nastavení orientace roviny vrstev**

- zhotovení tzv. **topogramu** = přehledný sumační rtg snímek. Neslouží pro stanovení diagnózy, ale k výběru oblasti zájmu a nastavení orientace vrstev. Roviny získaných vrstev jsou následně znázorňovány přímo do topogramu a jsou číslovány dle pořadí. Základní vyšetřovací rovinou je rovina transverzální (axiální), její sklon můžeme modifikovat naklopením gantry

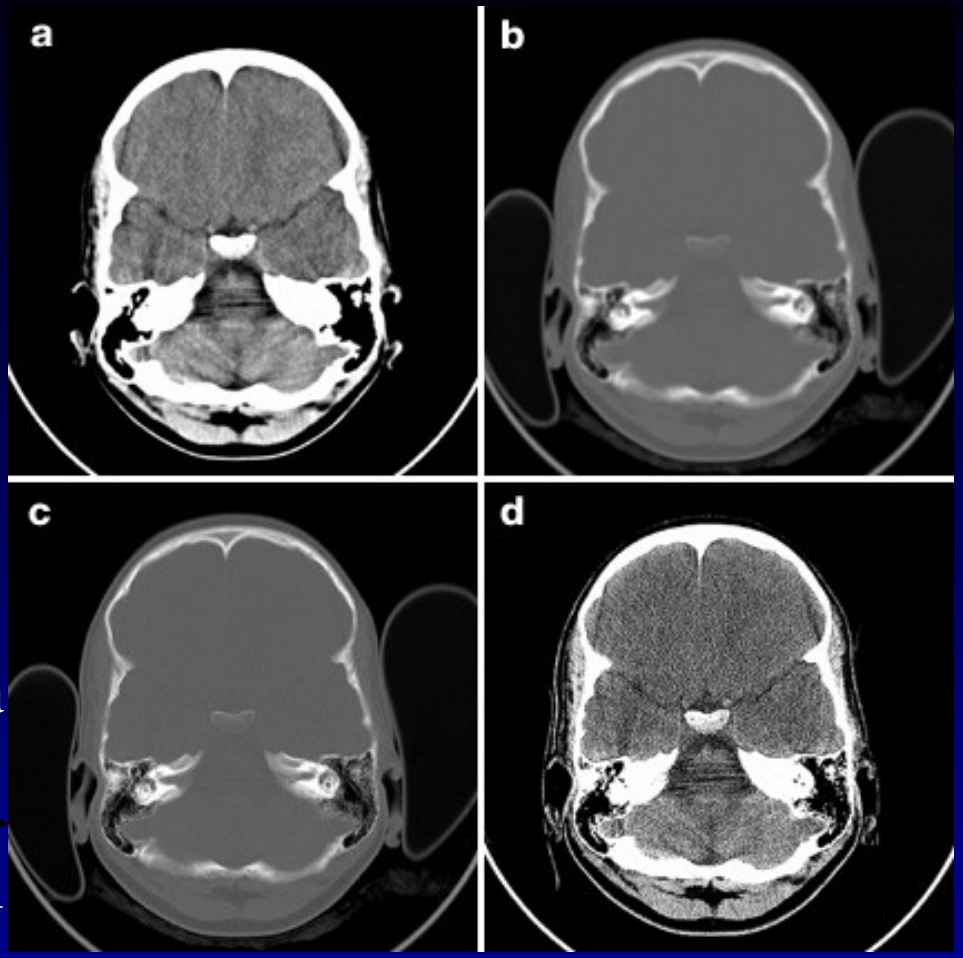


2. nastavení skenovacích (akvizičních) parametrů

3. nastavení obrazových (rekonstrukčních) parametrů

- Skenovací a obrazové parametry je třeba důsledně rozlišovat, neboť se možnosti jejich vlivu na výsledný CT obraz mohou velmi výrazně lišit.
- Zcela zásadní rozdíl však spočívá v tom, že skenovací parametry musíme vhodně nastavit před zahájením vlastního skenování, retrospektivně je totiž již nelze měnit. Skenovací parametry mají přímý vliv na výslednou podobu hrubých dat. (např. šířka vrstvy=kolimace, posun stolu apod.)
- Rekonstrukční parametry zpravidla stanovujeme již před zahájením skenování, narozdíl od skenovacích však máme možnost je měnit i po skončení skenování. (např. velikost zobrazovaného pole, výpočetní algoritmus apod.)

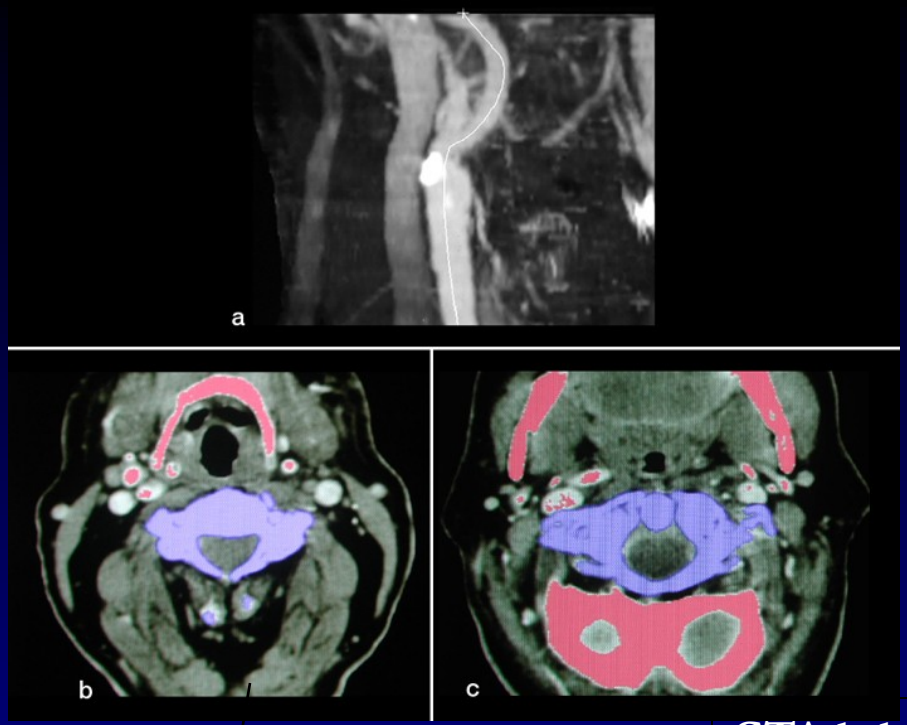
- Volbou vhodného výpočetního algoritmu (kernel) pro zpracování naměřených hrubých dat významně ovlivňujeme kvalitu konečného zobrazení tkání. Chceme-li obraz „vyhladit“, a tudíž snížit množství viditelného šumu pro lepší rozlišení měkkých tkání, volíme měkký („soft“) rekonstrukční algoritmus.Ten zajistí optimální tkáňový kontrast, takže ve výsledném obraze bude možné rozlišit od sebe dvě struktury, jejichž denzity se liší pouze minimálně (a,b)
- Naopak volba rekonstrukčního algoritmu s vysokým geometrickým rozlišením (high resolution), vede ke zvýraznění tkáňových rozhraní, zvýšení ostrosti, a tím i možnosti zobrazení velmi drobných struktur, avšak za cenu zvýraznění kvantového šumu a tím i zhoršení měkkotkáňového kontrastu (c,d)



- Používá se především pro zobrazování kostí a v kombinaci s tenkými (1 - 2mm) vrstvami je rovněž základem techniky High Resolution Computed Tomography – HRCT používané u vyšetření plicního parenchymu

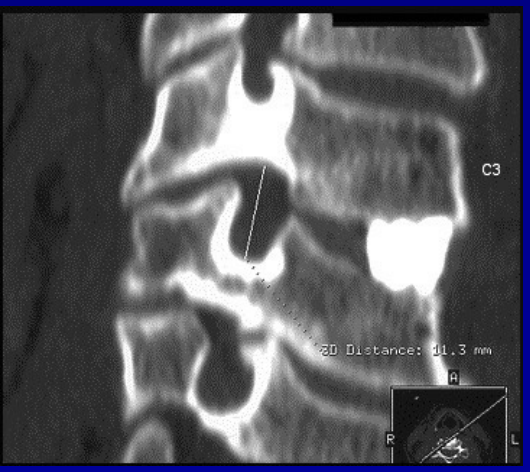
4. následné zpracování obrazu (postprocessing) a zhotovení definitivní obrazové dokumentace

- může posloužit k upřesnění diagnostické informace - např. volba vhodné filtrace, zvětšení obrazu, měření vzdáleností a měření denzity, zhotovení 2D nebo 3D rekonstrukcí - kvalita rekonstrukcí závisí na velikosti voxelu, rekonstrukce MIP,SSD,VRT, CT angio…

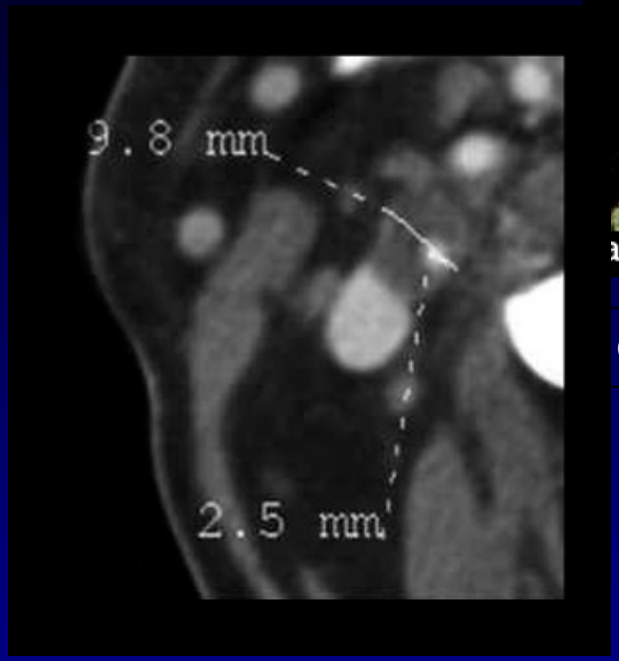


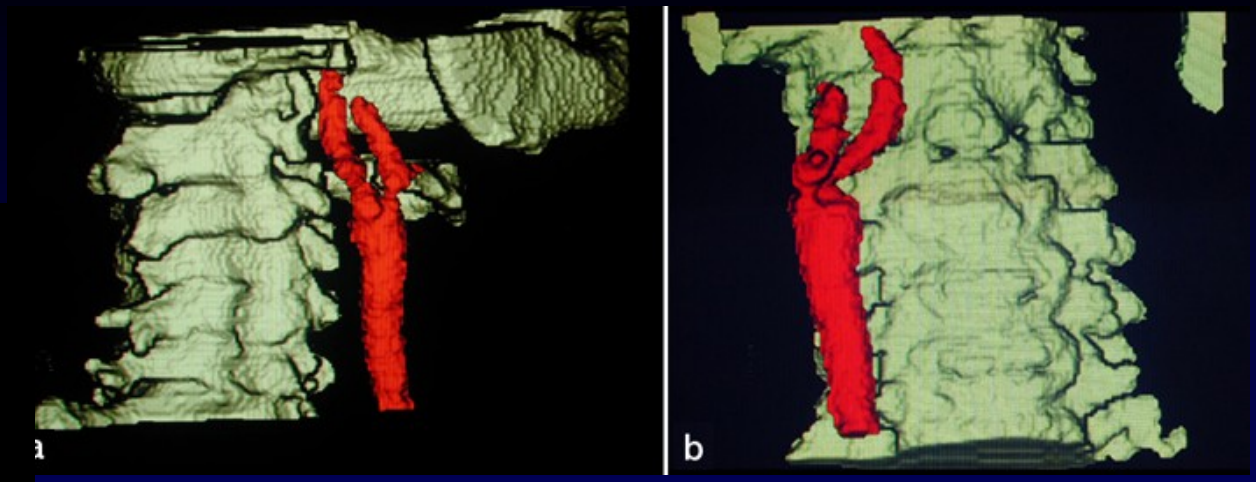
CTA krku

CTA krku. MIP ACC, ACI a ACE vpravo. Obr. b) a c) - definování kosti určené k subtrakci při tvorbě MIP.



2D šikmá rekonstrukce krční páteře na foramina vpravo, sklokeramický materiál v úrovni C 3-4



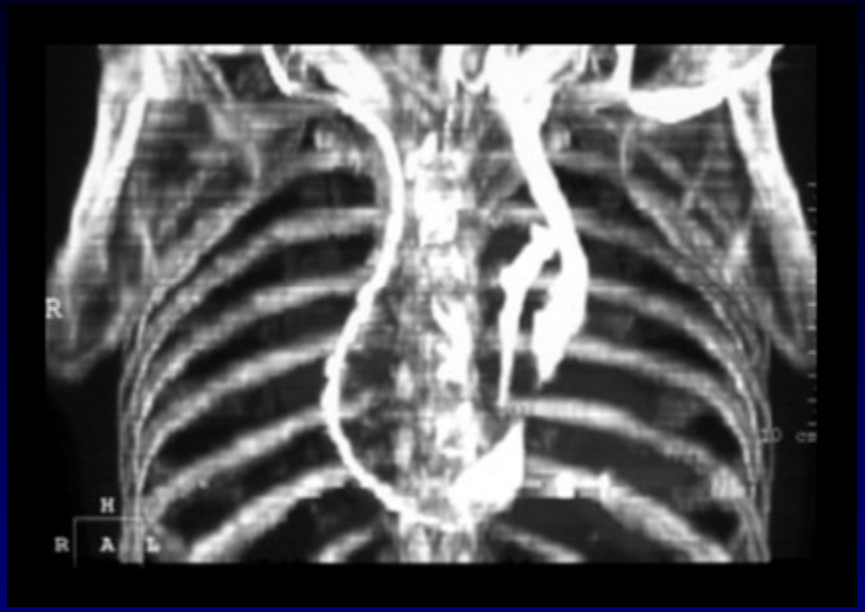


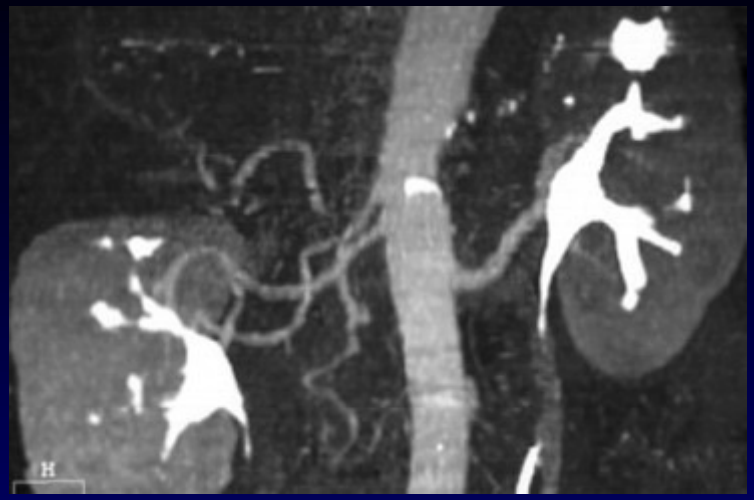
CTA krku. SSD. ACC, ACI a ACE vpravo – vlevo ACC uzavřena

75% stenóza ACI dx. dle schématu měření ECST
CTA umožňuje zcela exaktní kvantifikaci stupně stenózy přímým změřením původního průsvitu a volně průtočného lumen

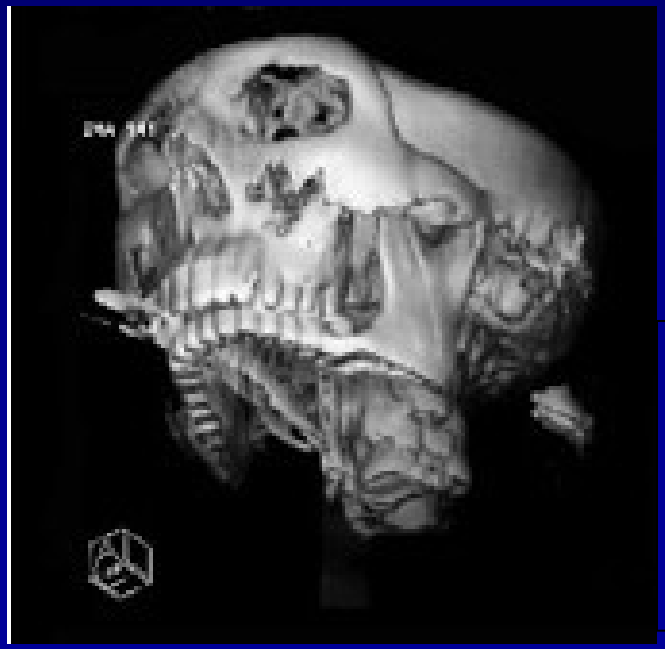
CTA aorty:
Tortuozita celé aorty – aneurysma serpentinum.

V. cava superior sinistra.



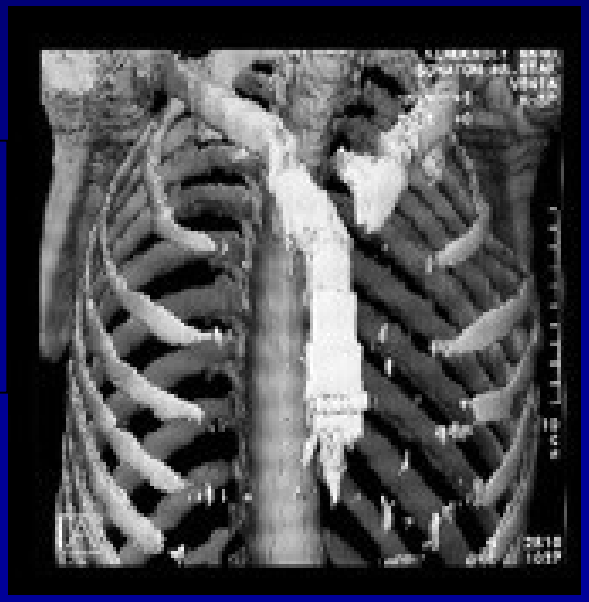


CTA - A. renalis duplex dx., truncus coeliacomesentericus jako další varieta.

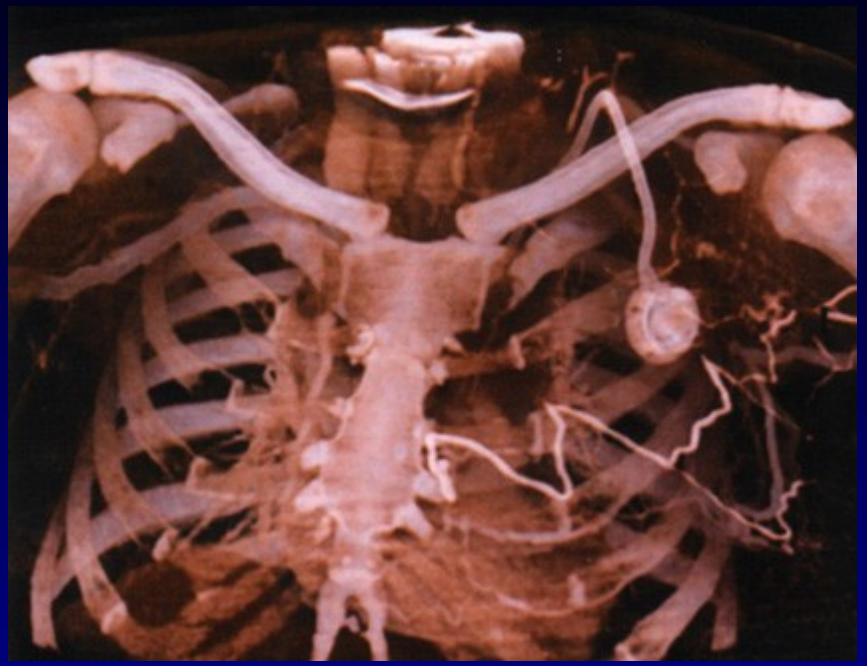


Vícečetné fraktury obličejového skeletu, 3D rekonstrukce

3D u fraktury sterna



Porovnání rekonstrukčního algoritmu MIP (a, vlevo) a SSD = povrchové stínování, základ virtuálních endoskopií (b, vpravo) z končetinové CT angiografie (multidetektorové spirální CT)



Rekonstrukce obrazových dat ze spirální akvizice pomocí tzv. volume rendering technique (VRT) jednotlivým voxelům přiděluje různé stupně sytosti od téměř úplné transparence až po naprostou neprůhlednost .

MR

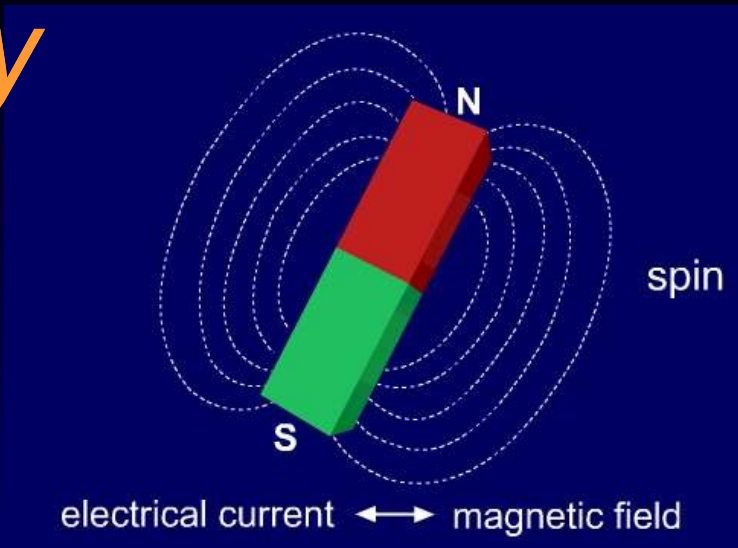
Princip magnetické rezonance

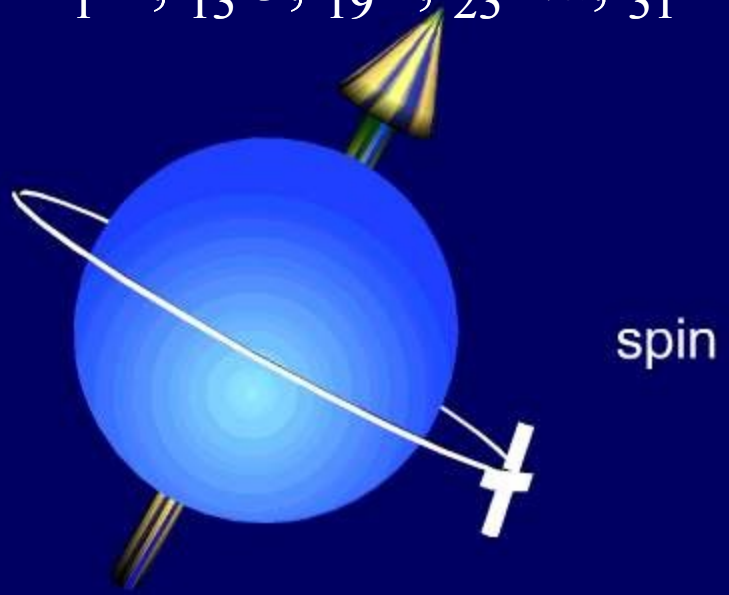
Magnetické pole

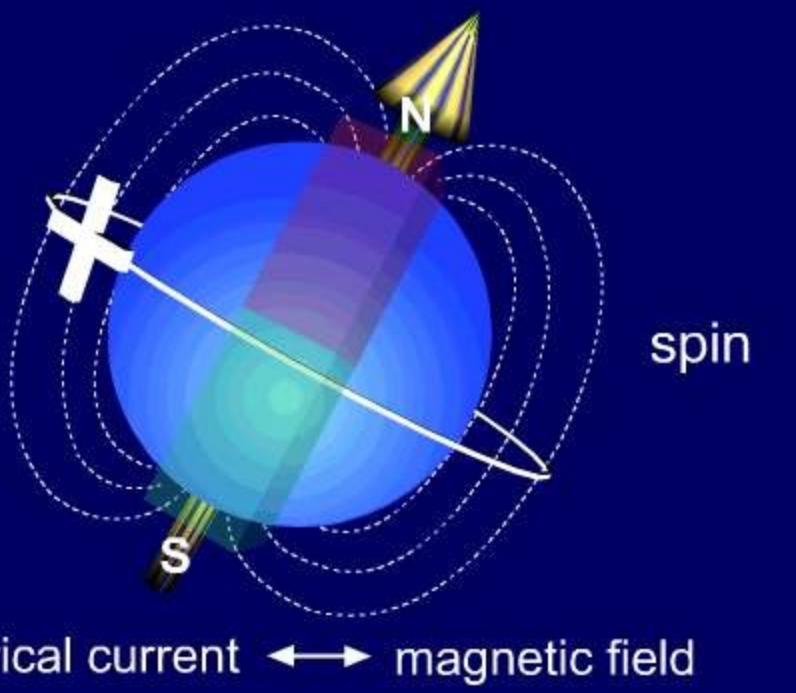
- V okolí pohybující se el. nabité částice
- V okolí vodiče s protékajícím proudem

Protony

- Kladný náboj
- Rotují kolem vlastní osy - spin
- Vytváří mg. pole/moment
- $_{1}H$, $_{13}C$, $_{19}F$, $_{23}Na$, $_{31}P$







Precese

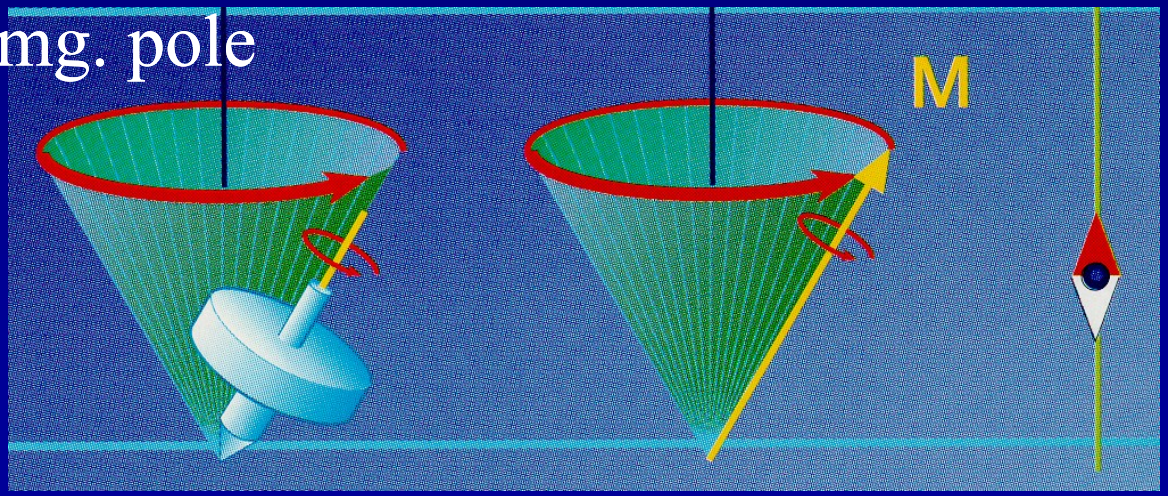
[Hz/MHz] [T]

$$\omega_0 = \gamma B_0$$

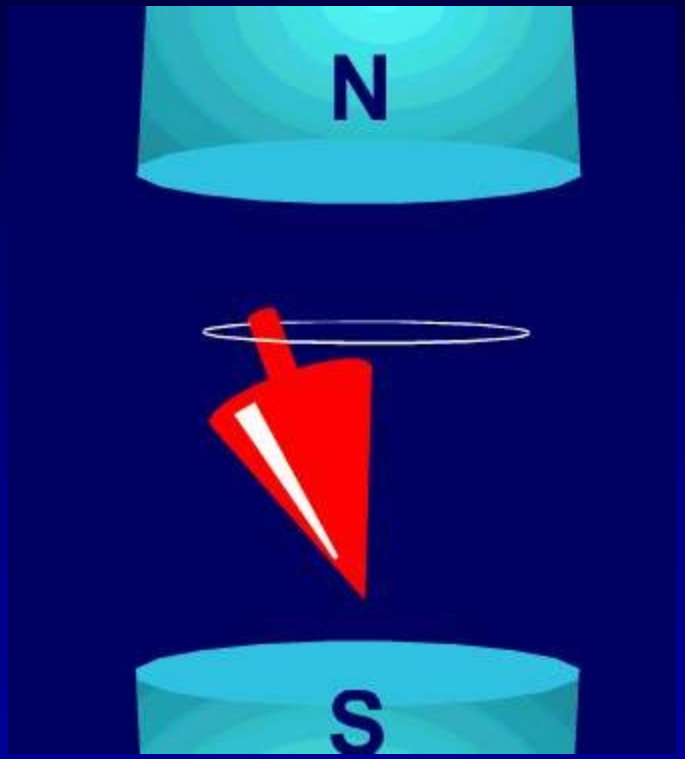
$\gamma_{protons}$ = 42.5 MHz/T

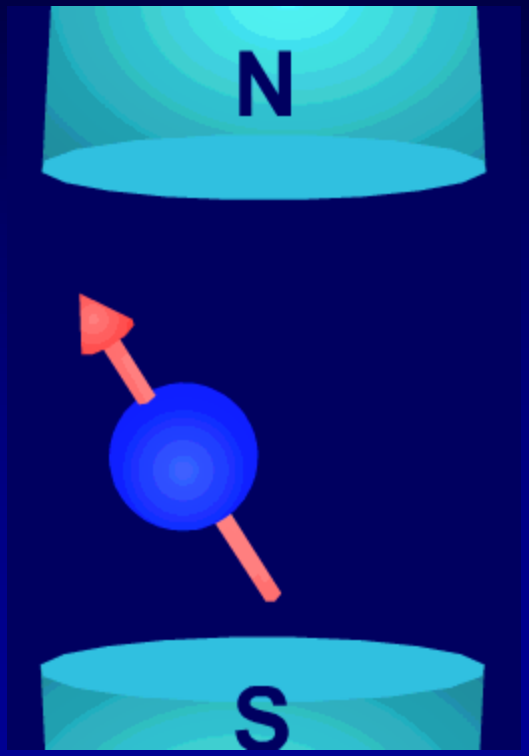
γ - gyromagn. poměr

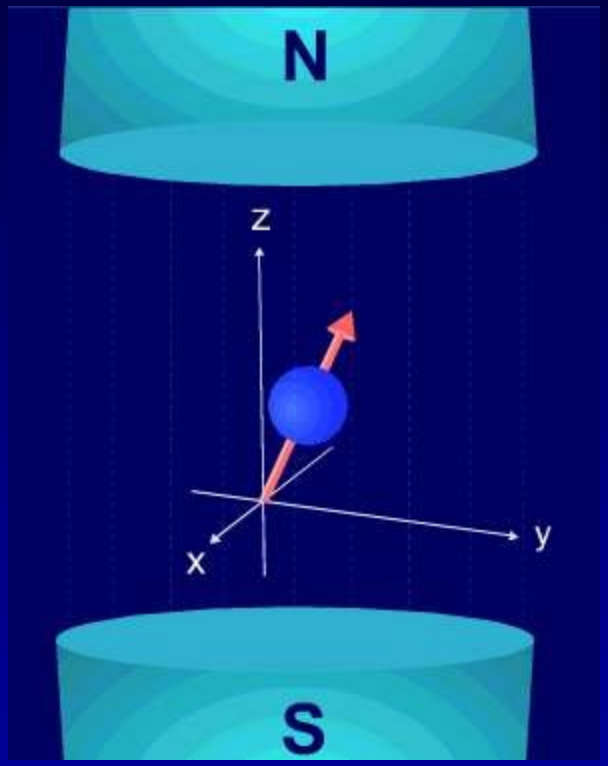
- Rotační pohyb po plášti kužele
- Proton krouží kolem pomyslné osy (lze ztotožnit se siločárou mg. pole)
- Larmorova frekvence
  - ✓Mg. vlastnosti atomového jádra
  - ✓Intenzita zev. mg. pole



Precese

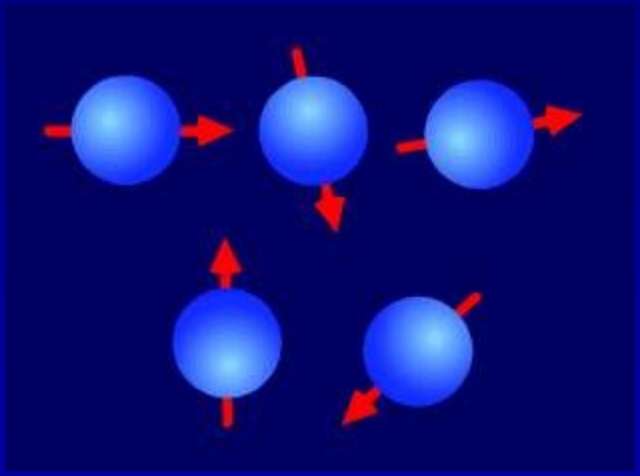


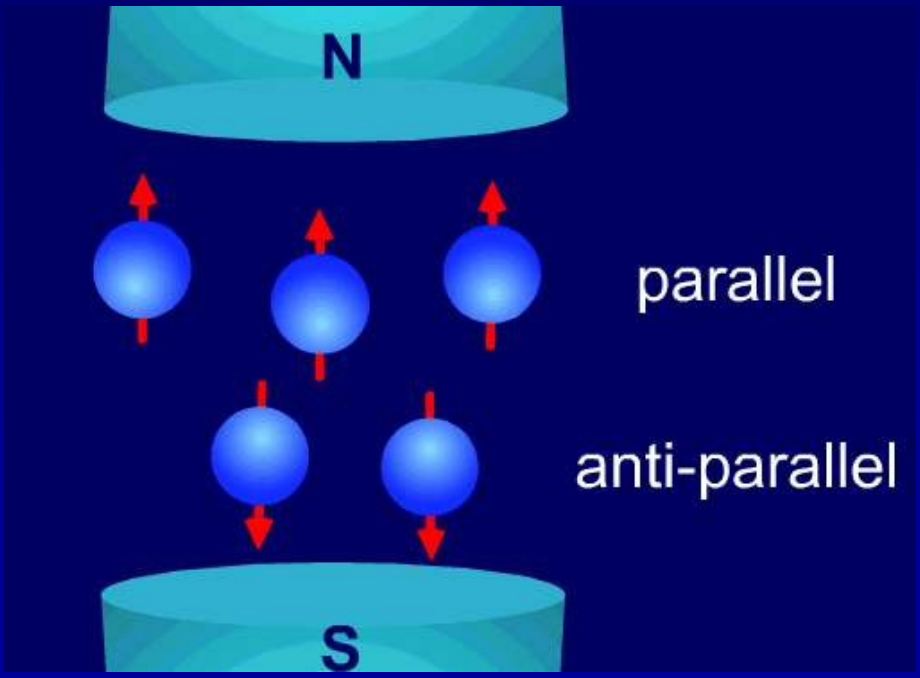




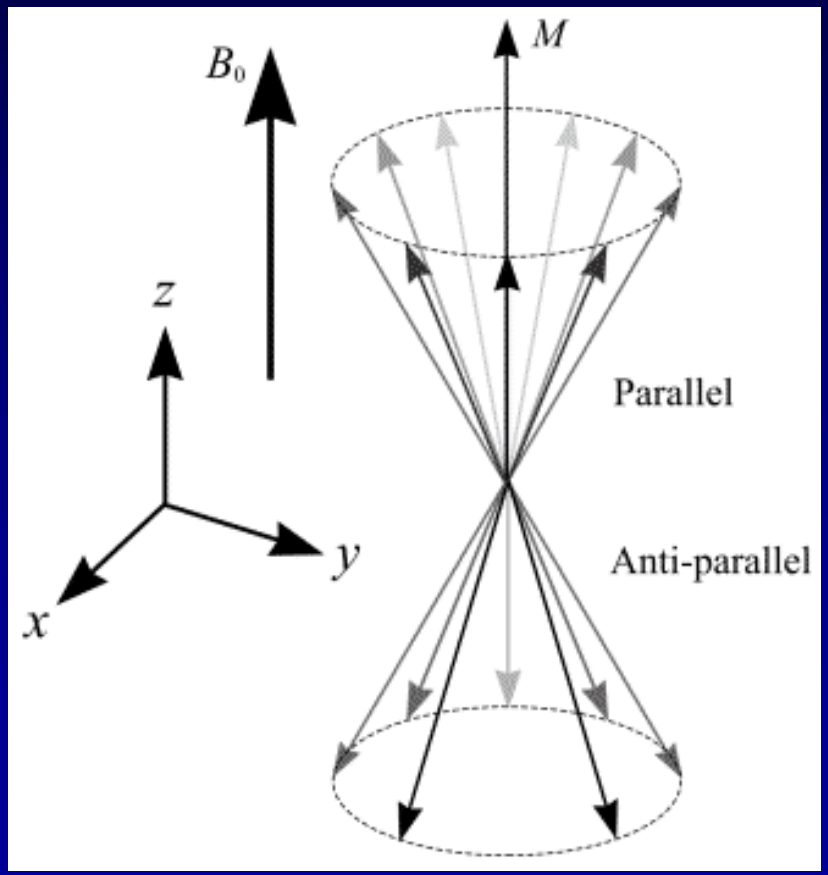
Paralelní/antiparalelní uspořádání

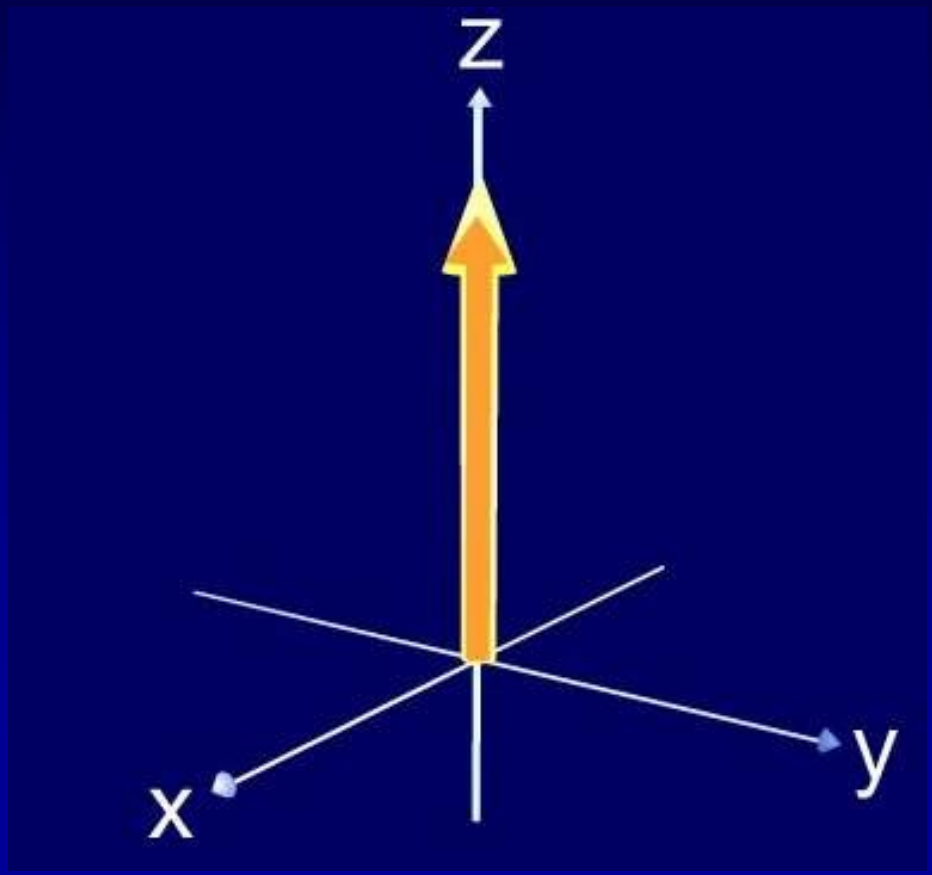
- Nahodilá orientace rotačních os protonů
- Vnější mg. pole
- Tkáň vykazuje úhrnný mg. moment - chová se navenek magneticky





Paralelní/antiparalelní uspořádání

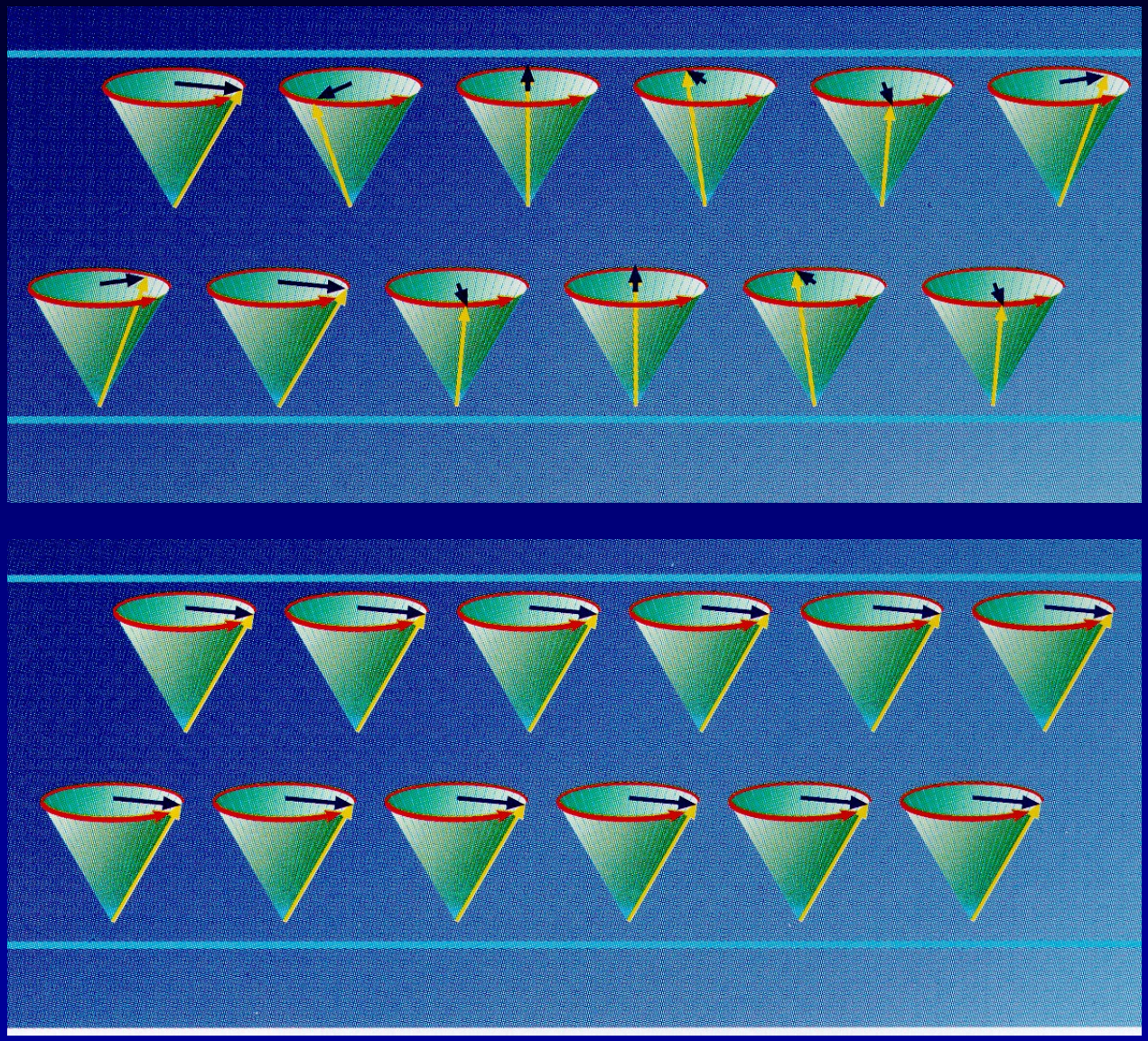




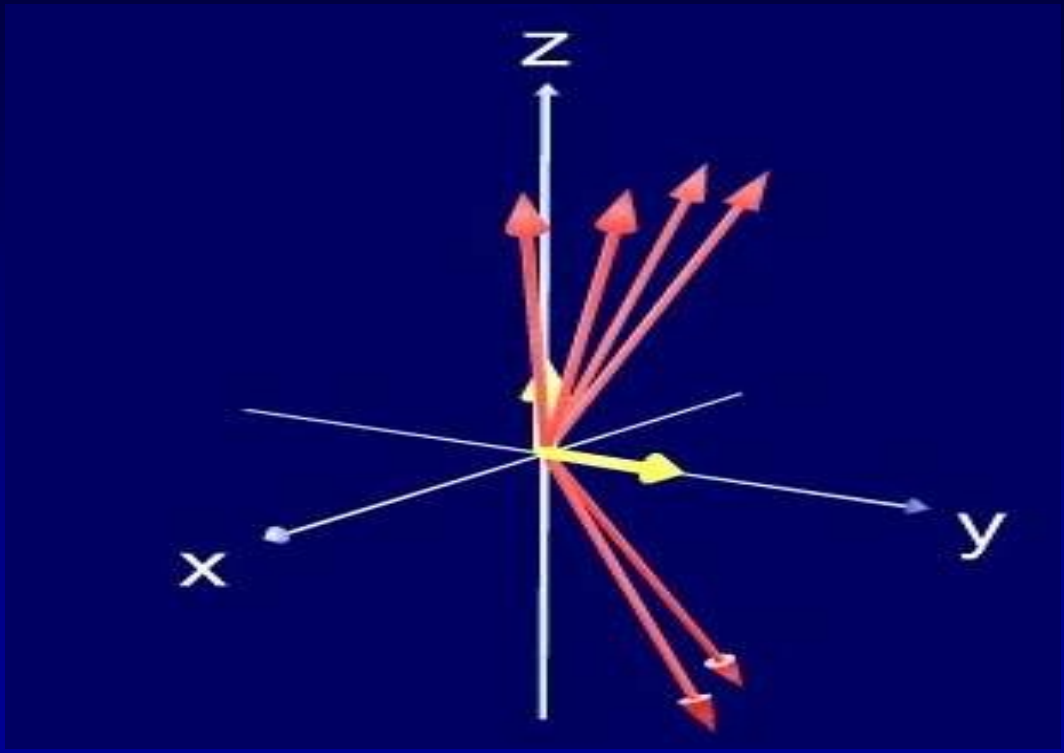
Elektromagnetický impuls

- Larmorova frekvence
- Rezonance
- Ladičky
- Předání energie
  - ✓Přechod protonů do antiparalelního postavení
    - Úbytek podélné magnetizace
  - ✓Vznik příčné tkáňové magnetizace
    - Precese synchronně, ve fázi

Elektromagnetický impuls

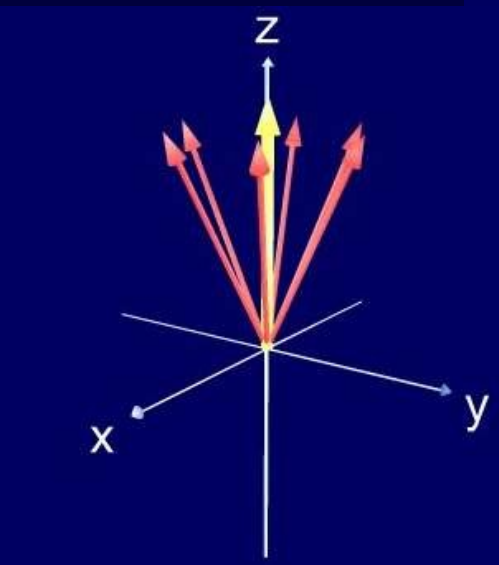


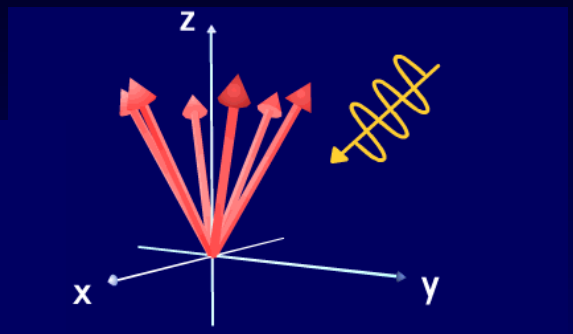
Příčná tkáňová magnetizace

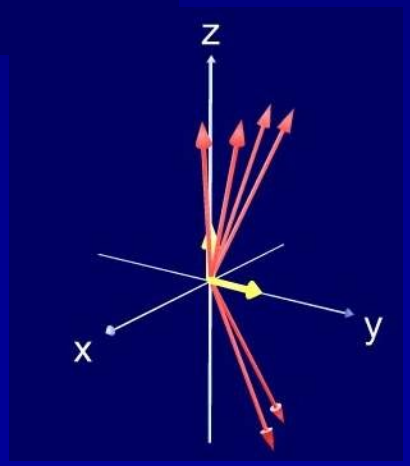


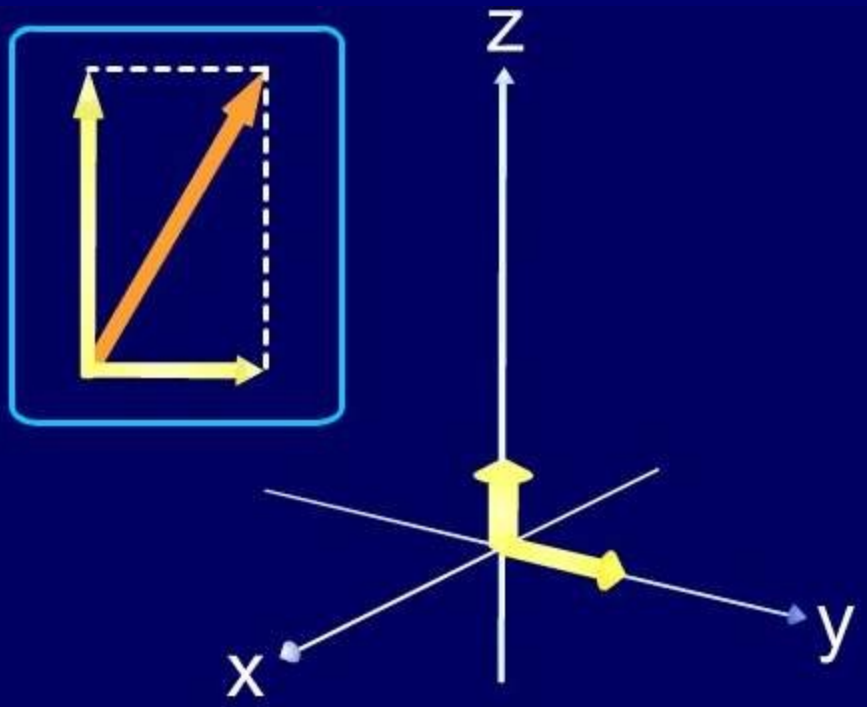
Příčná tkáňová magnetizace

Úhrnný magnetický moment









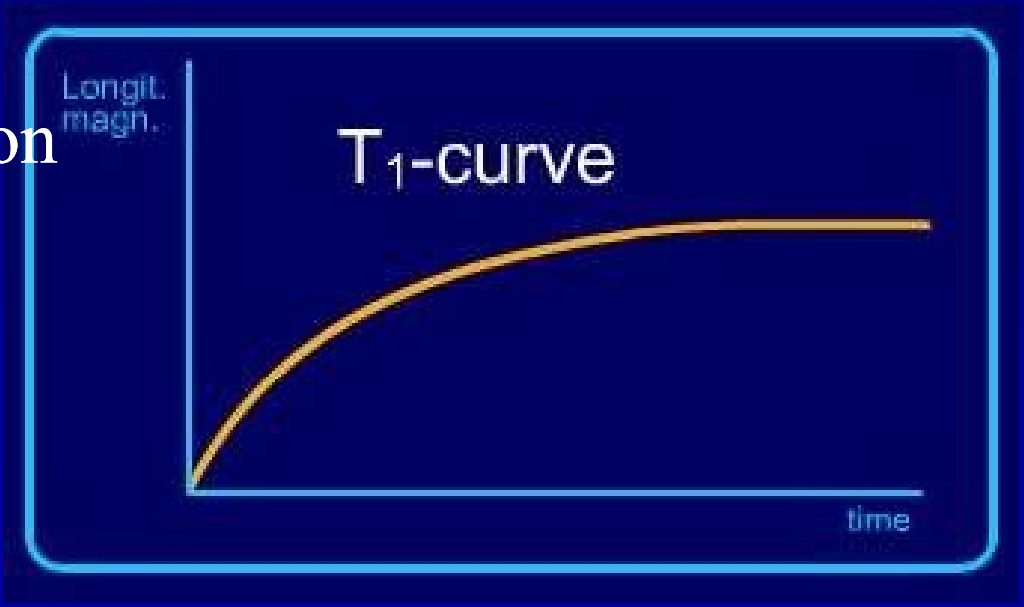
Relaxace

- Voda - dlouhé T1 a T2 relax. časy
- Tuk - krátké relax. časy T1 i T2

- Velikost molekul

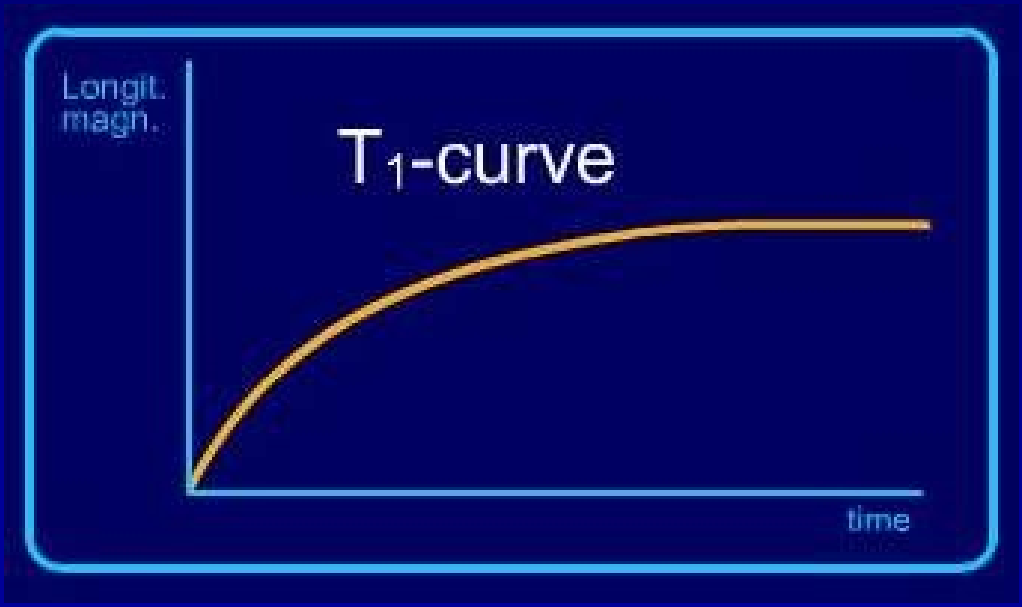
Longitudinální relaxace

- Podélná r.
- Vektor podélné magnetizace nabývá opět původní velikost
- Energie se vrací zpět do mřížky zkoumané látky
- T1 relaxace
- „Spin - lattice“ relaxation
- Relaxace spin-mřížka

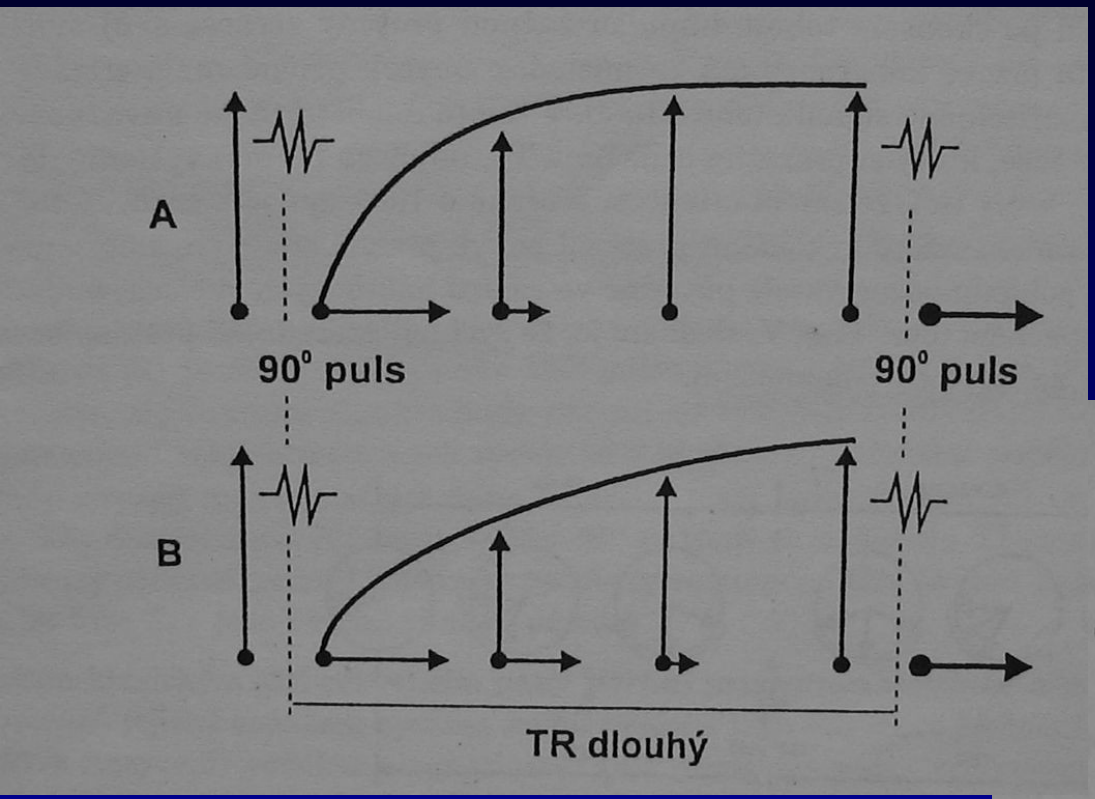


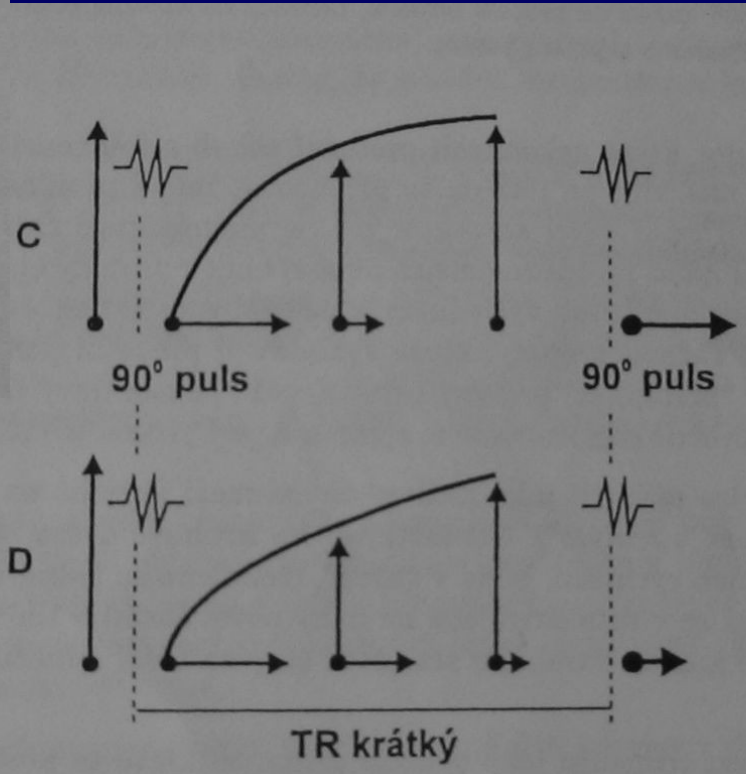
Longitudinální relaxace

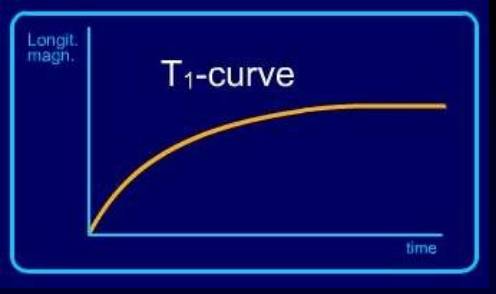
- 63 % = 1-1/e
  - ✓Exponenc. děj
- T1 relax. čas
- 2 - 10x delší než T2
- 300 - 2000 ms



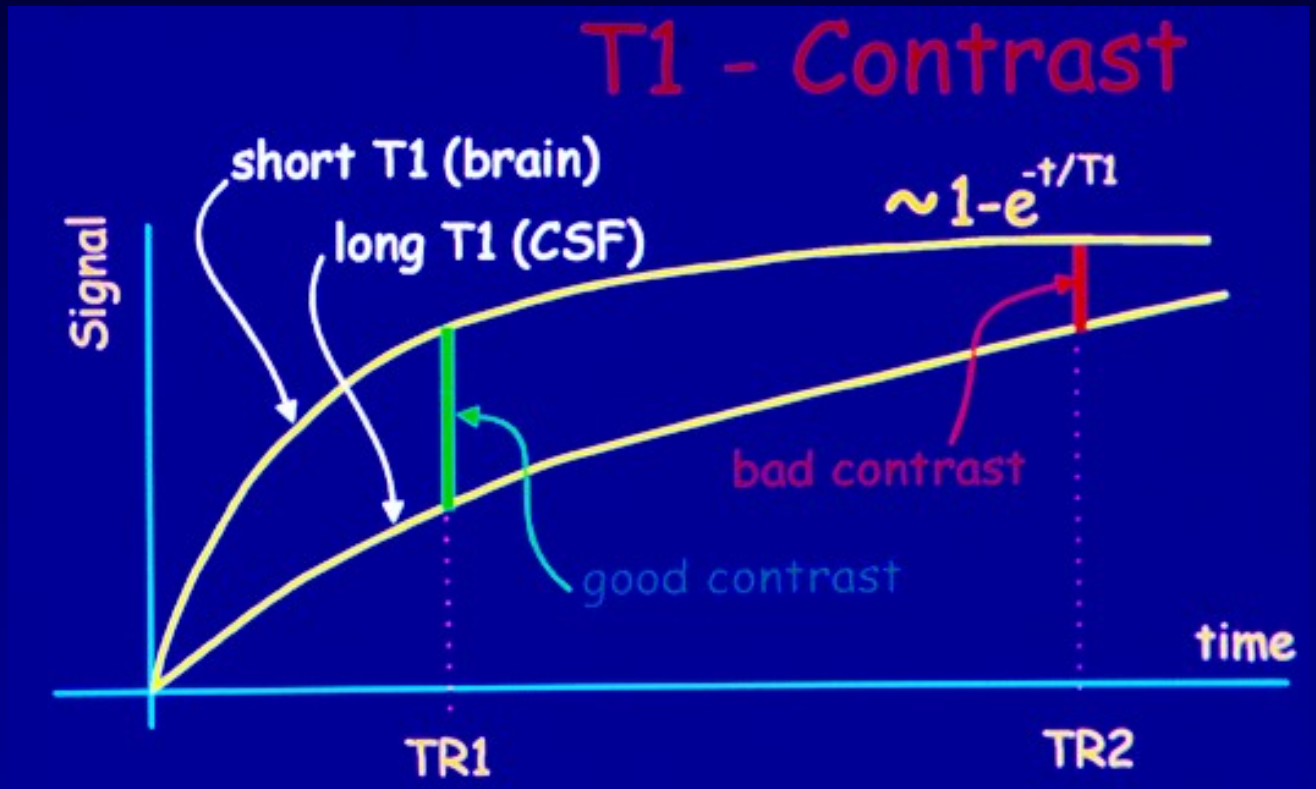
T1 – vážený obraz





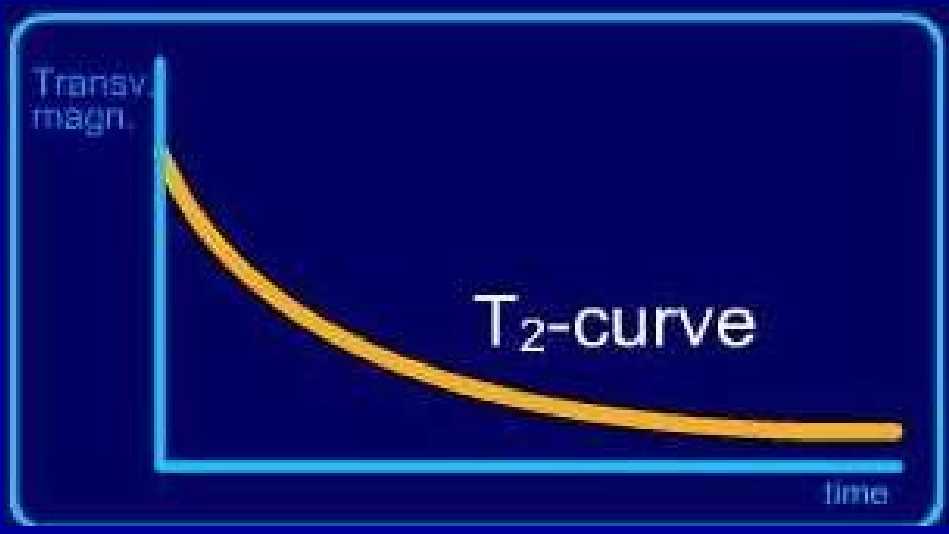


T1 vážený obraz



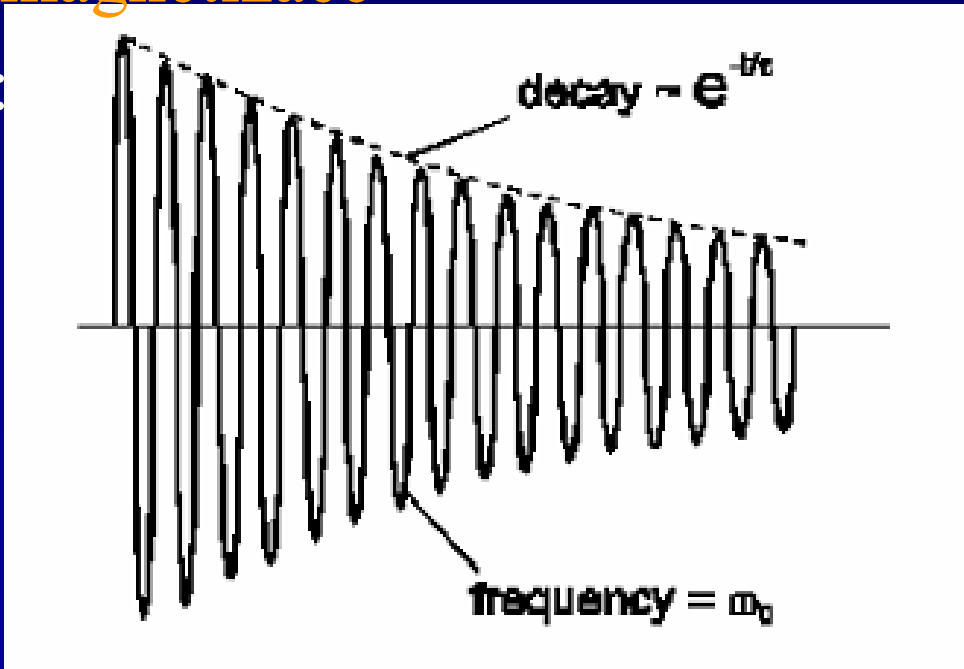
Transversální relaxace

- Relaxace T2
- Ztráta příčné magnetizace
  - ✓Nehomogenity v mg poli
  - ✓Slabé mg pole v okolí
- Relaxace „spin-spin“
- 37 % = 1/e



FID

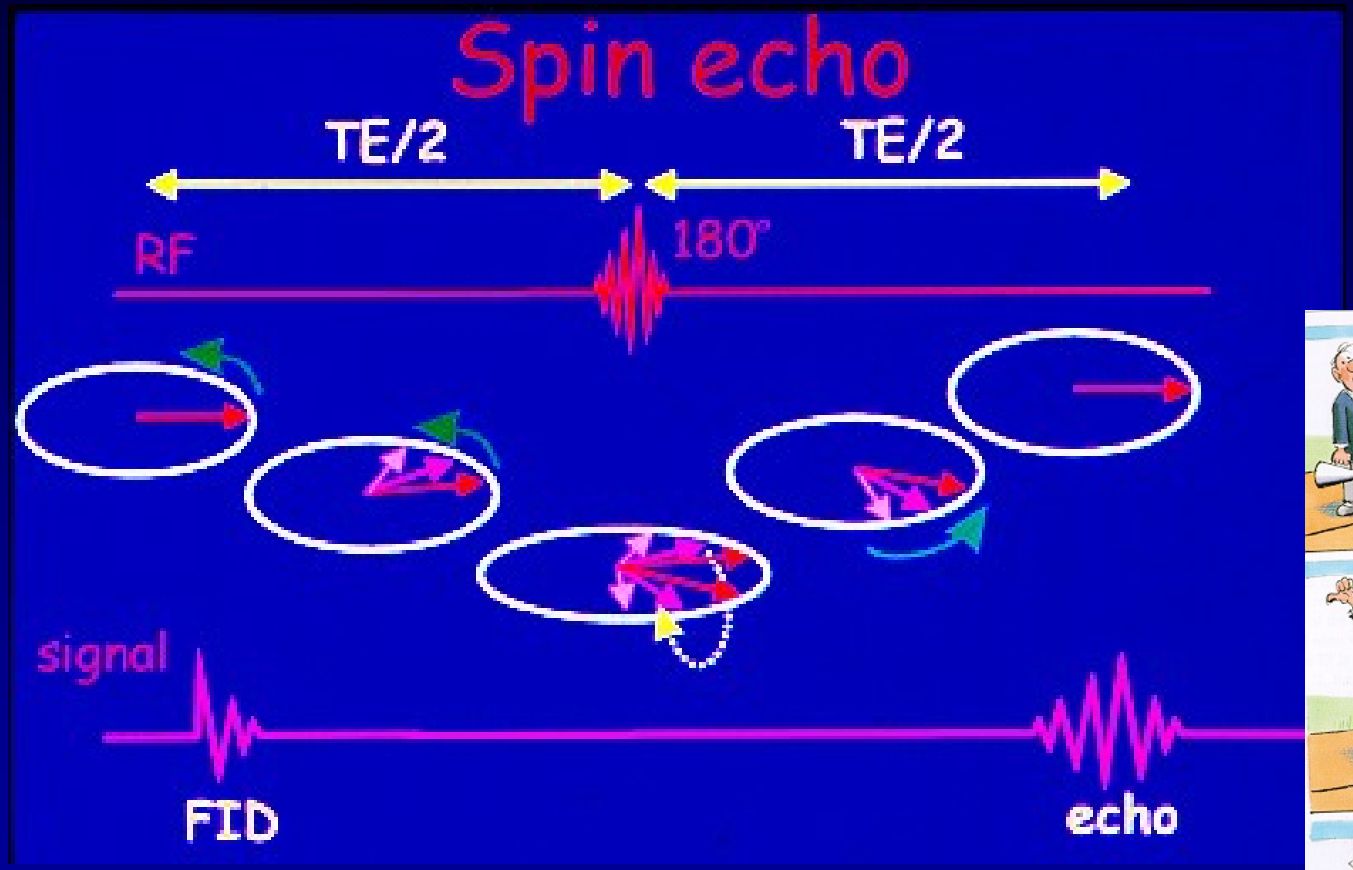
- „Free Induction Decay“
- Sekvence volného úbytku signálu
- Nejjednodušší vyšetřovací metoda
- 90 st. puls, úbytek příčné magnetizace
- Signál je charakterizován:
  - ✓Frekvencí
  - ✓Amplitudou

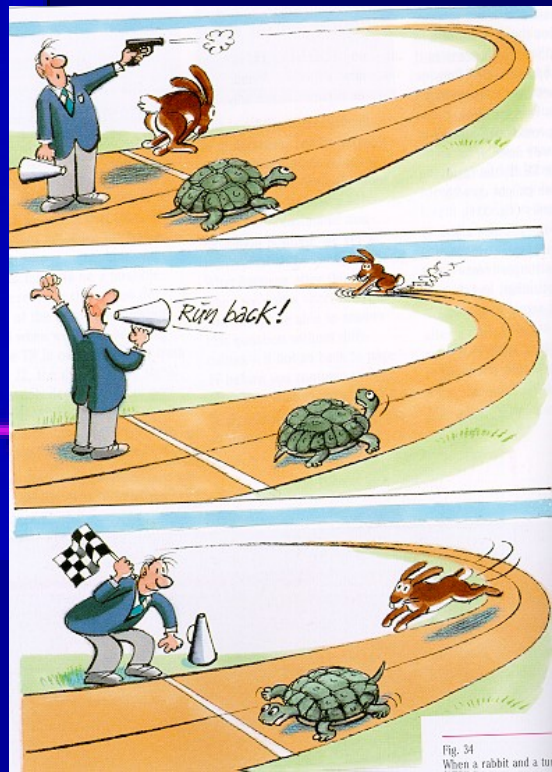


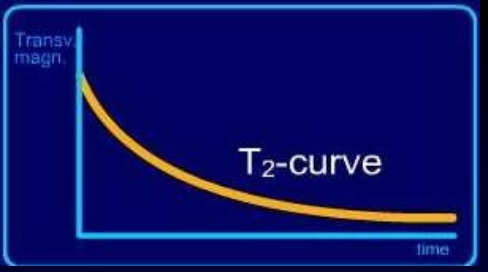
Spin - echo sekvence

- Nejužívanější vyšetřovací sekvence umožňující zobrazovat dle relax. časů T1, T2 i protonové hustoty
- 90° puls
- Magnetizace
  - ✓Podélná vymizí
  - ✓Příčná vzniká
- 180° puls
  - ✓Precesní pohyb opačným směrem
  - ✓Opětovný nárůst signálu

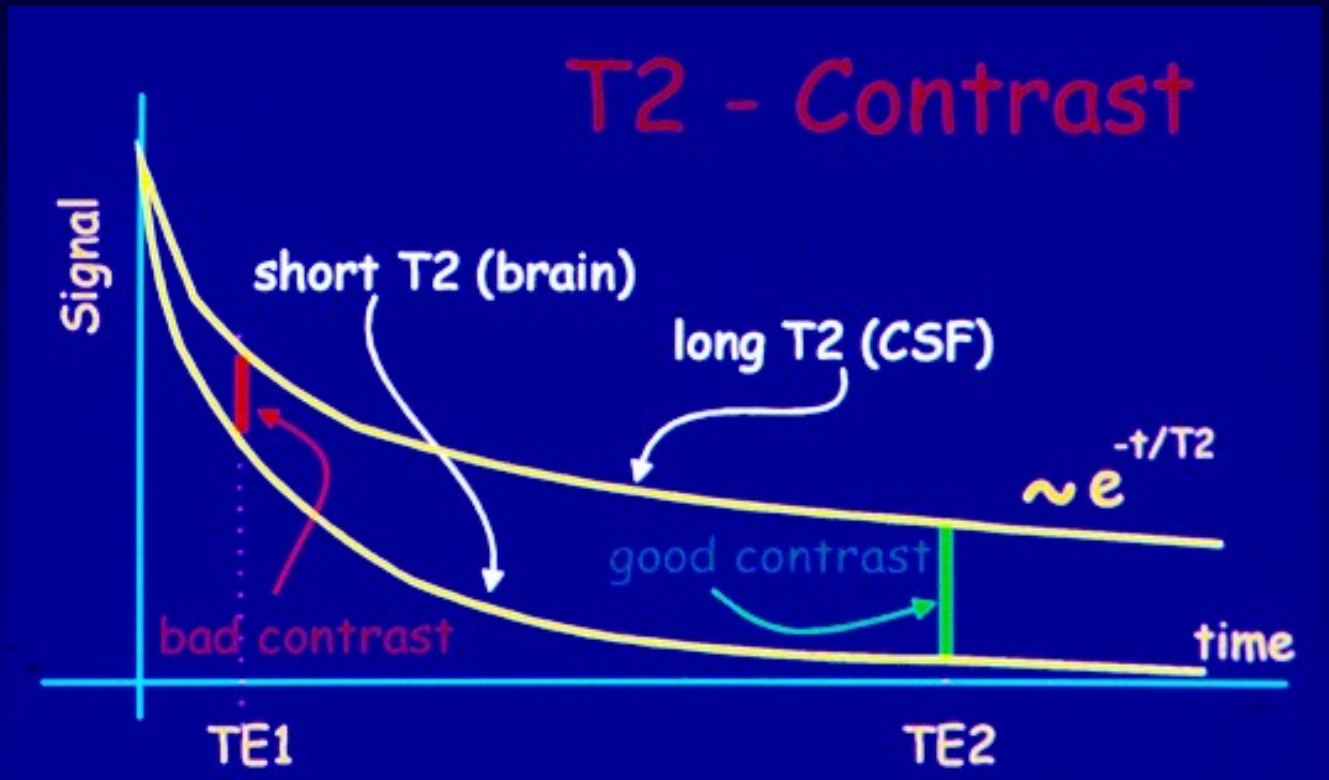
Spin - echo sekvence



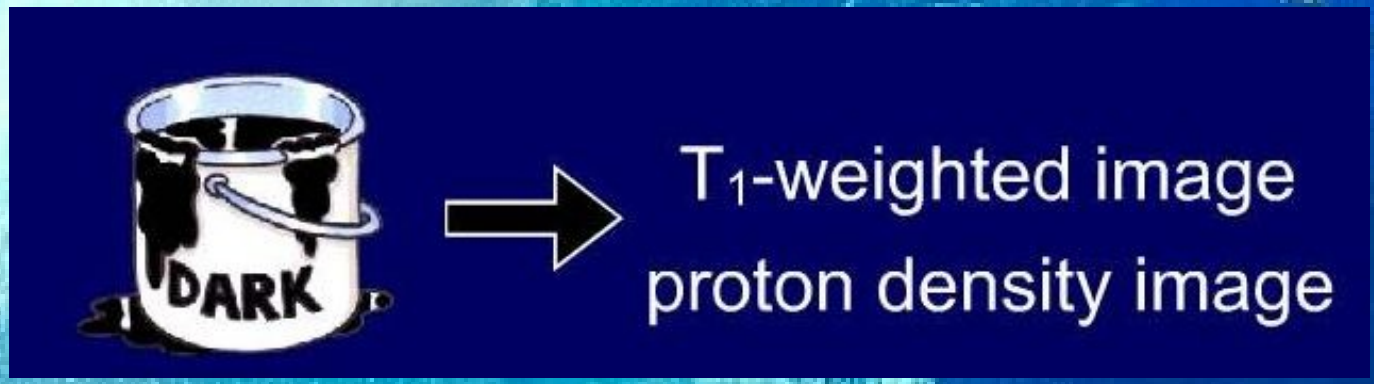


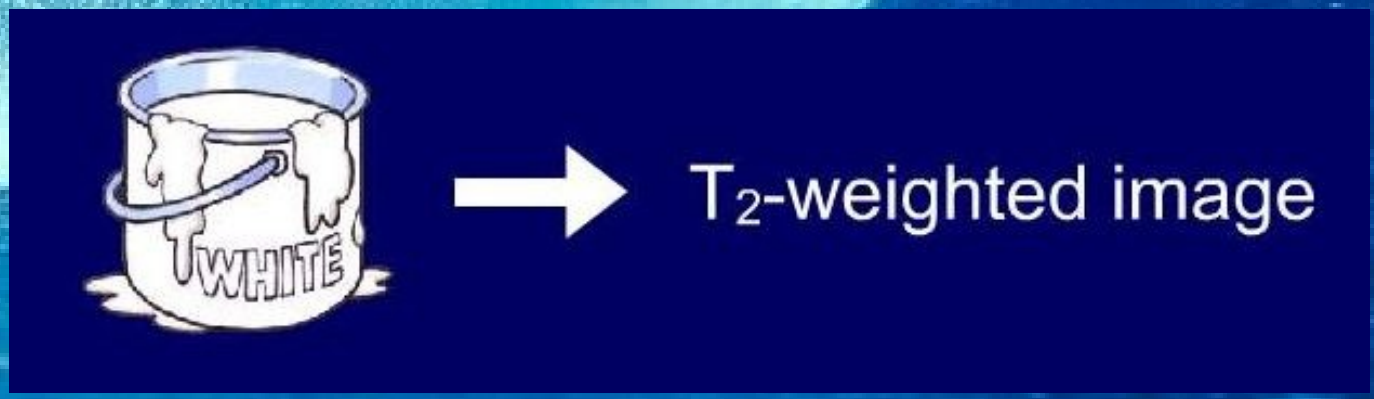


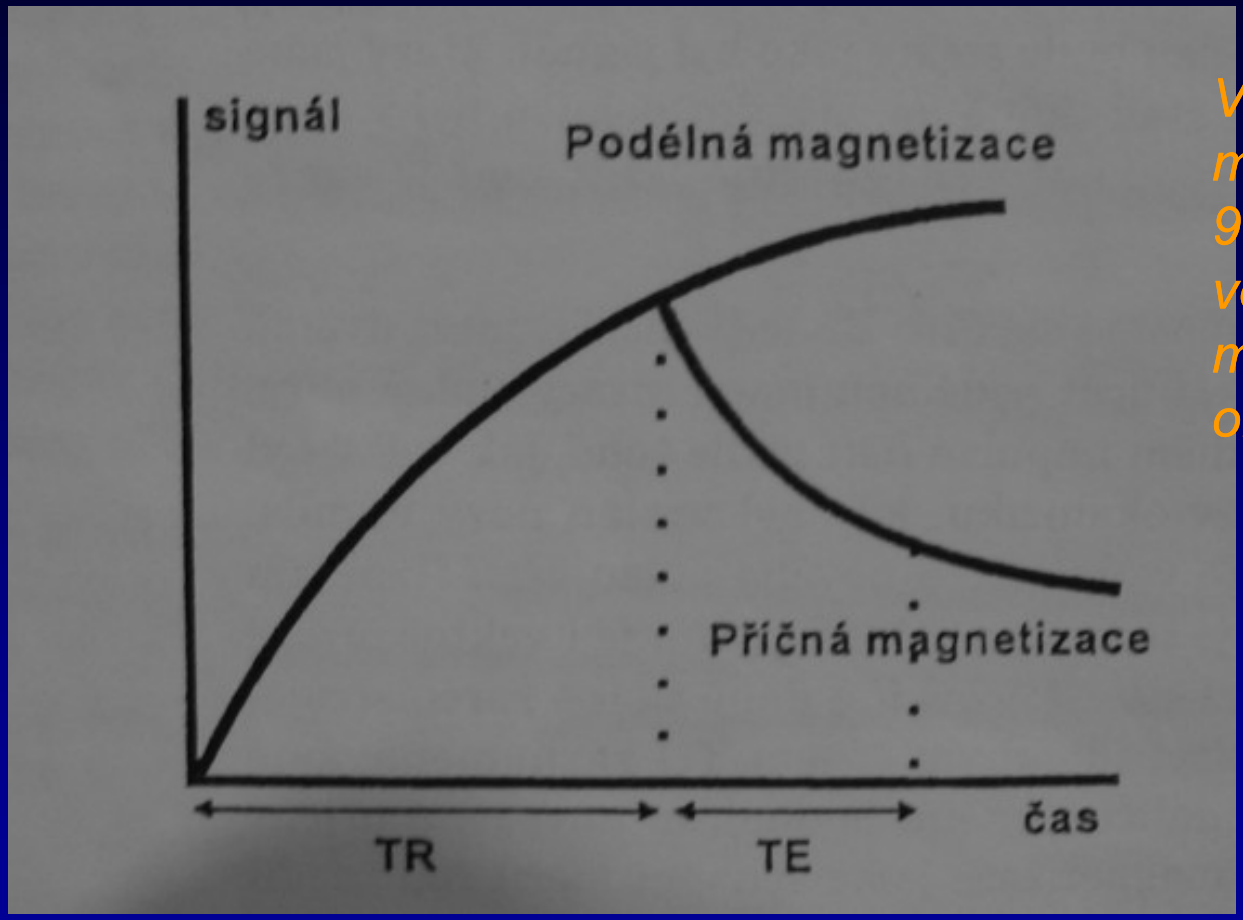
T2 vážený obraz



T1 a T2 vážený obraz

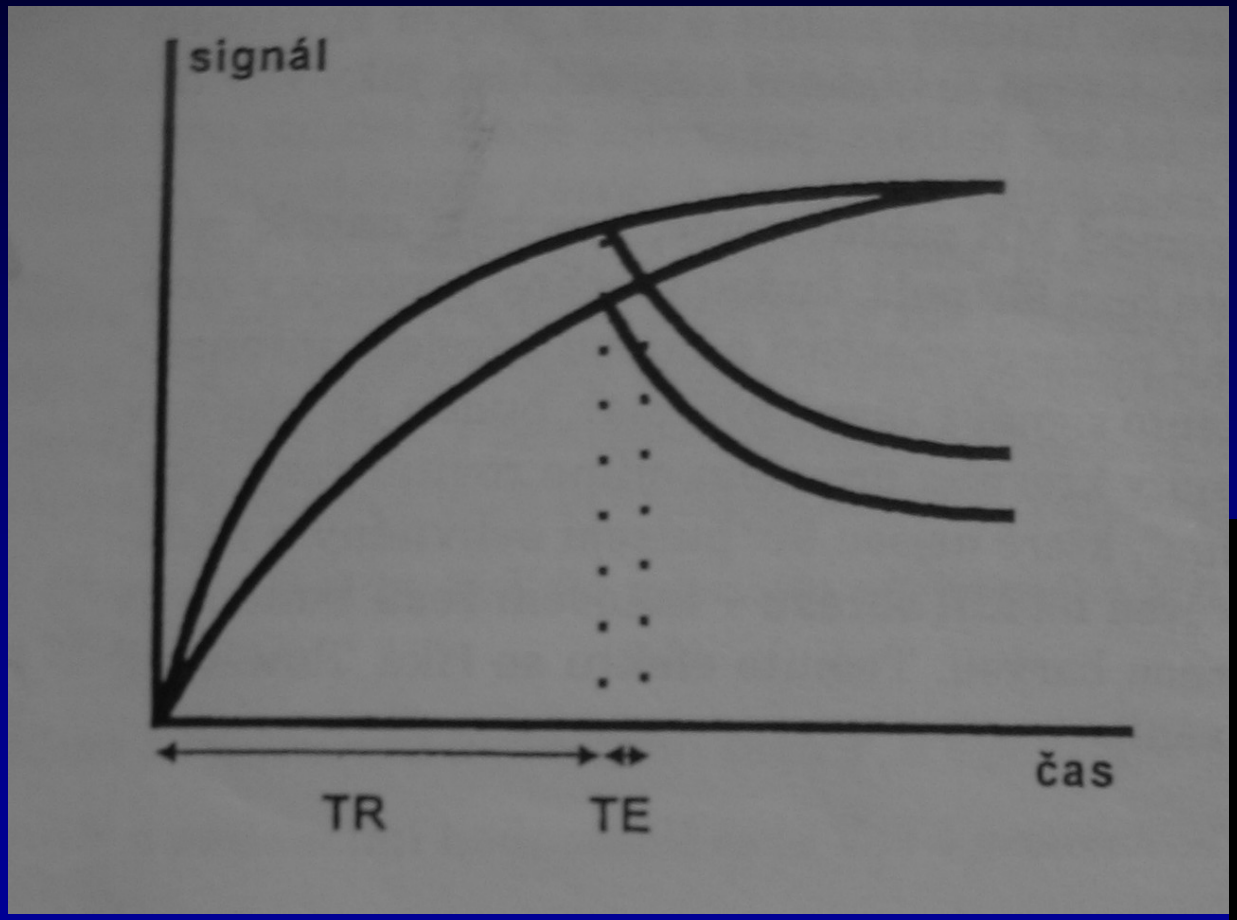


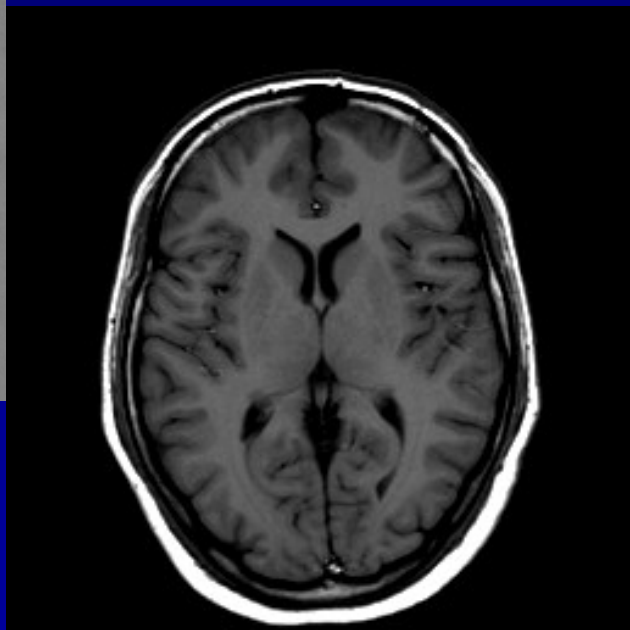




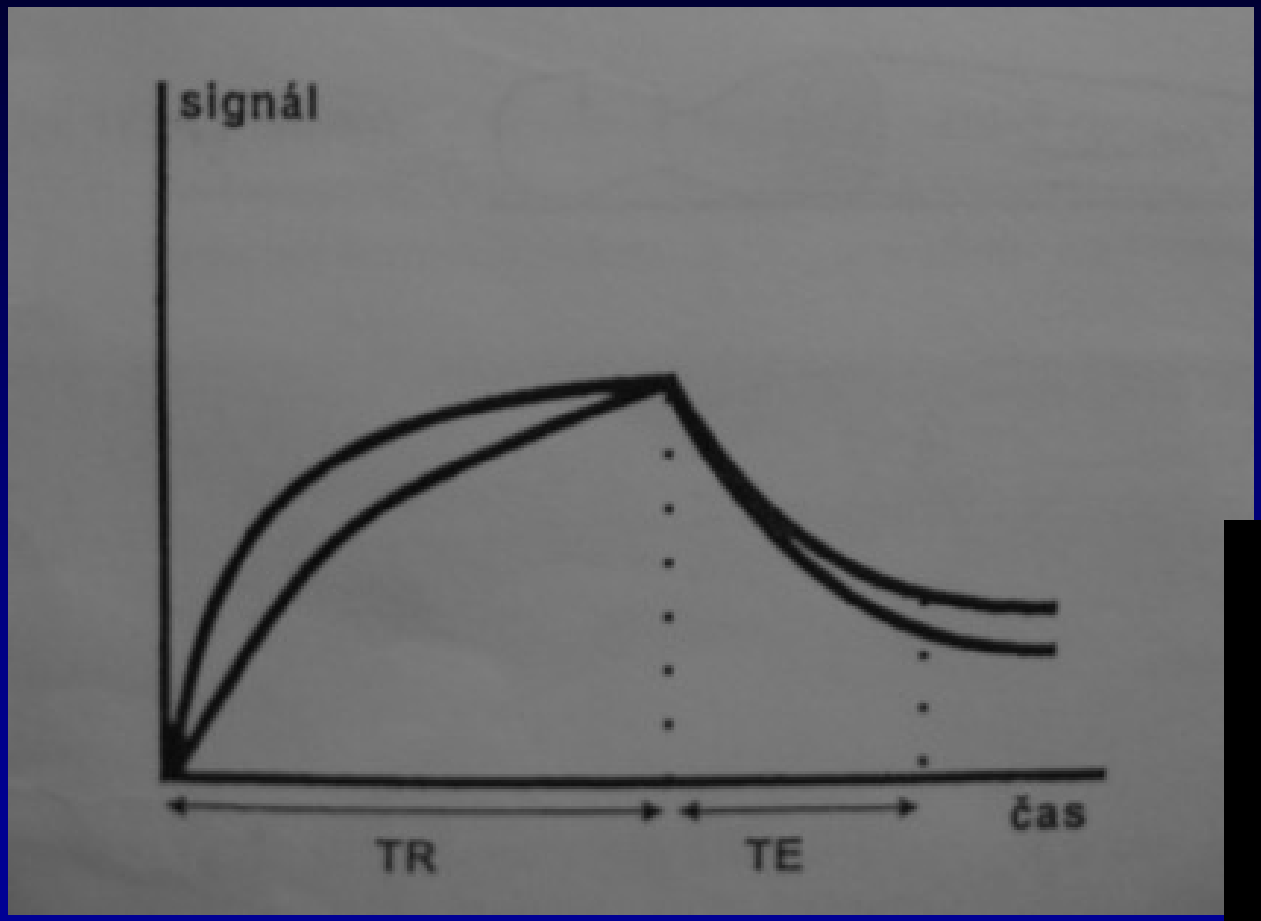
Velikost podélné magnetizace v okamžiku 90 st. pulsu je totožná s velikostí příčné magnetizace v témže okamžiku, tj. v čase TR

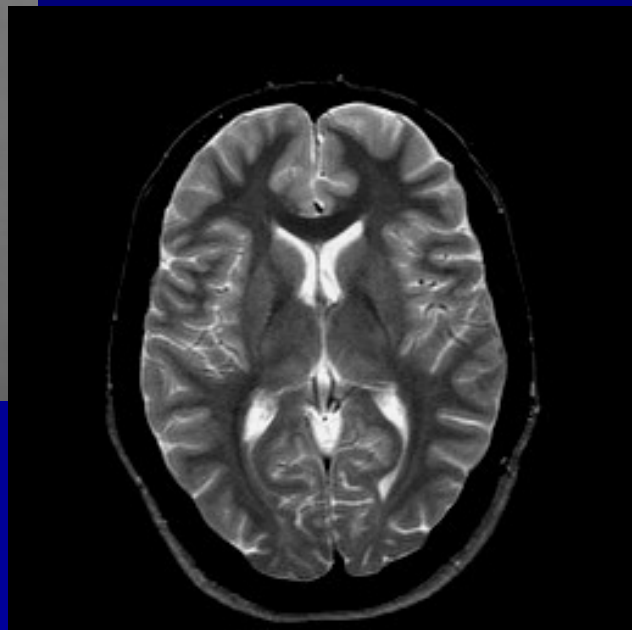
T1 – krátké časy TR i TE



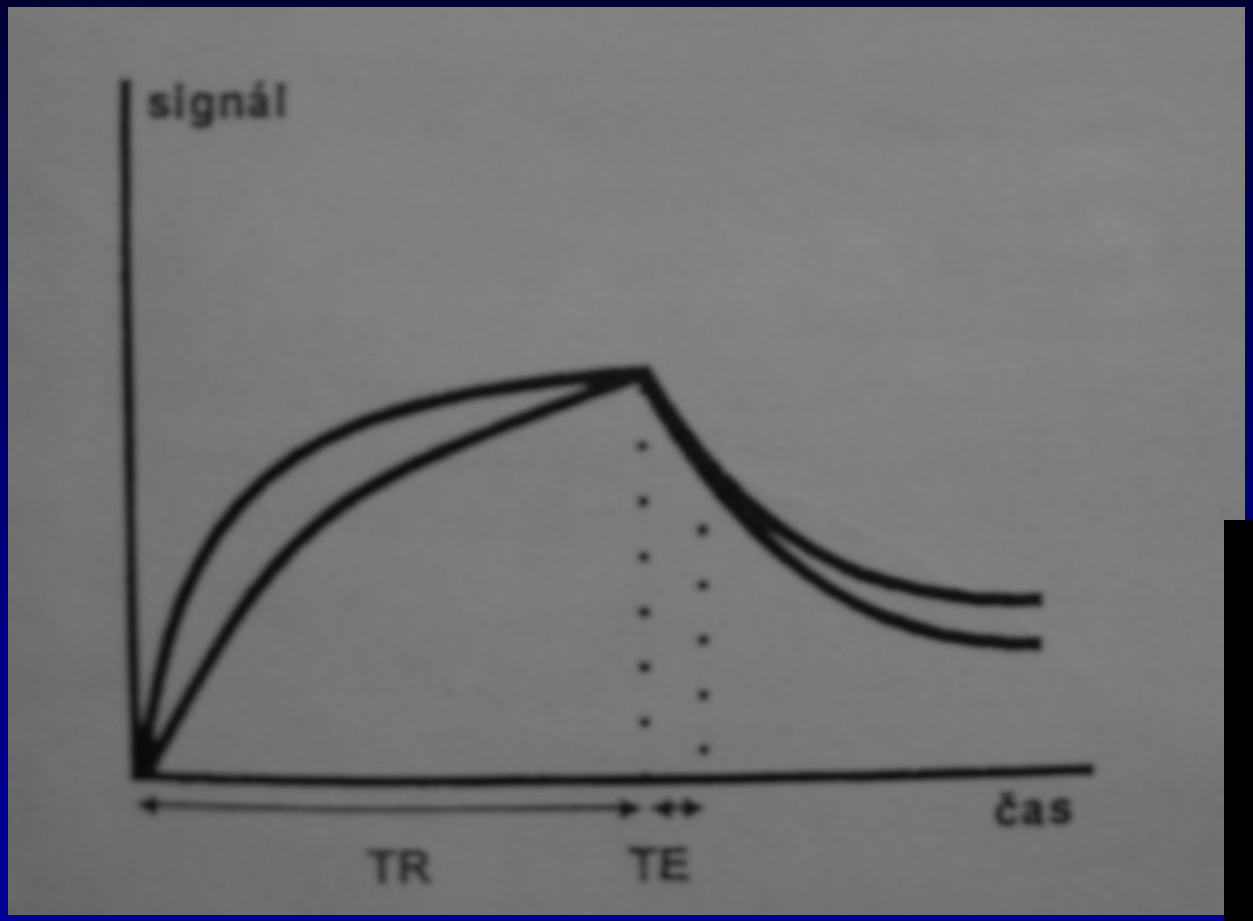


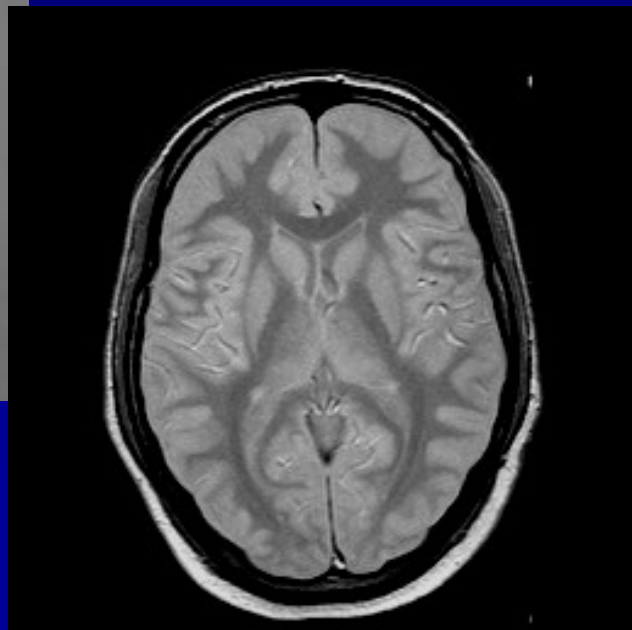
T2 – dlouhé časy TR i TE



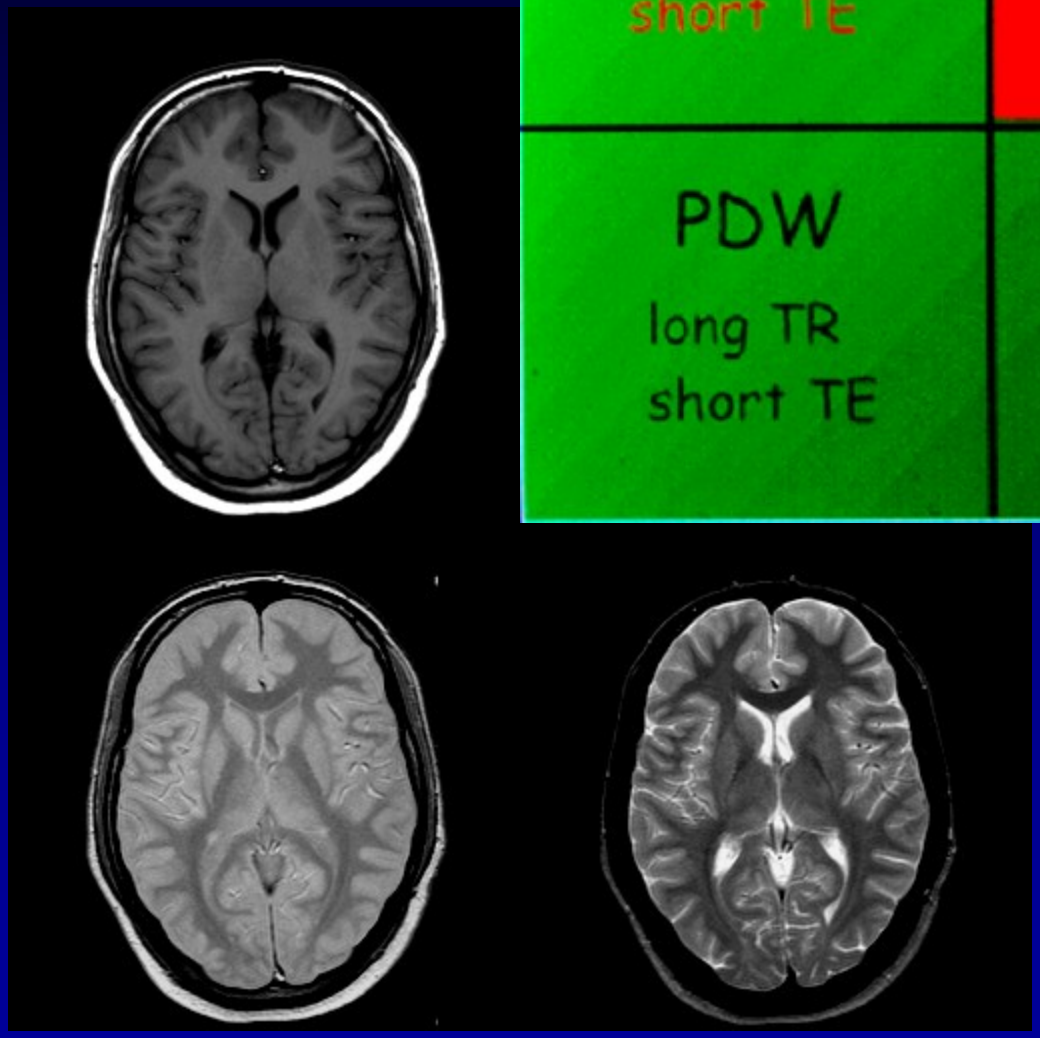


Obraz vážený podle protonové hustoty, dlouhý TR, krátký TE



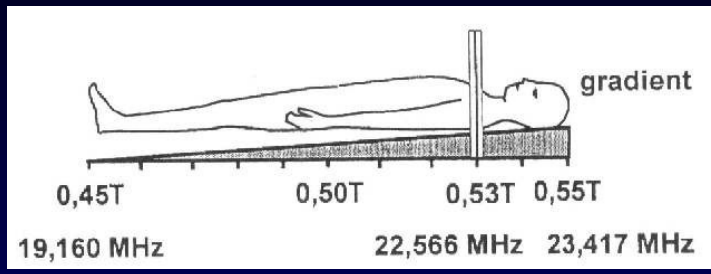


Tkáňové struktury se mezi sebou liší pouze poměrným zastoupením protonů.

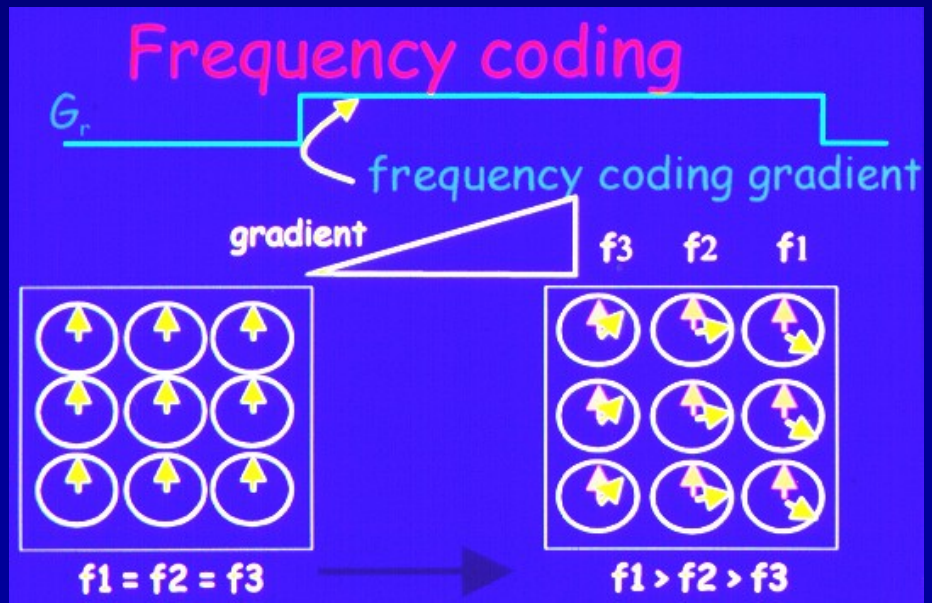


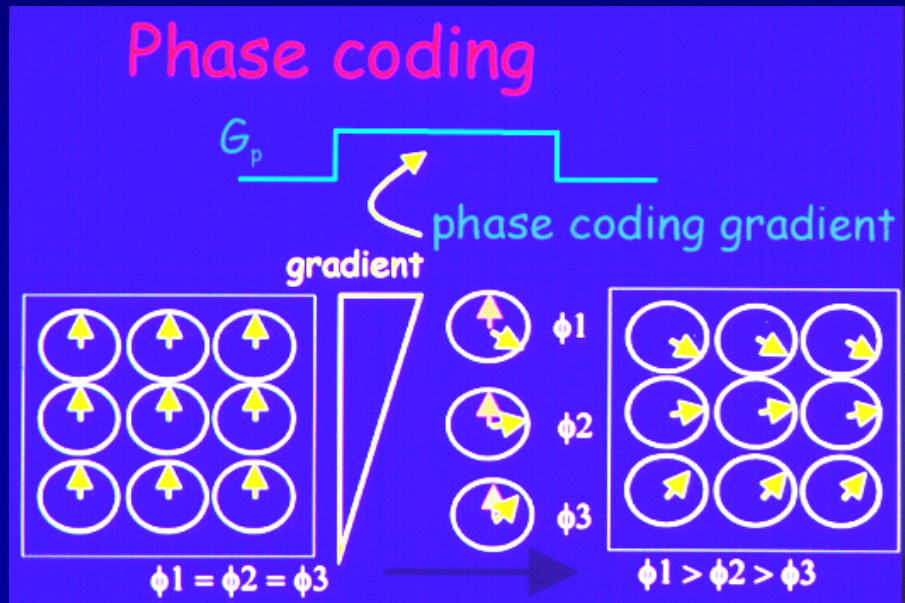
T1W short TR short TE	bad image short TR long TE
PDW long TR short TE	T2W long TR long TE

Rekonstrukce obrazu

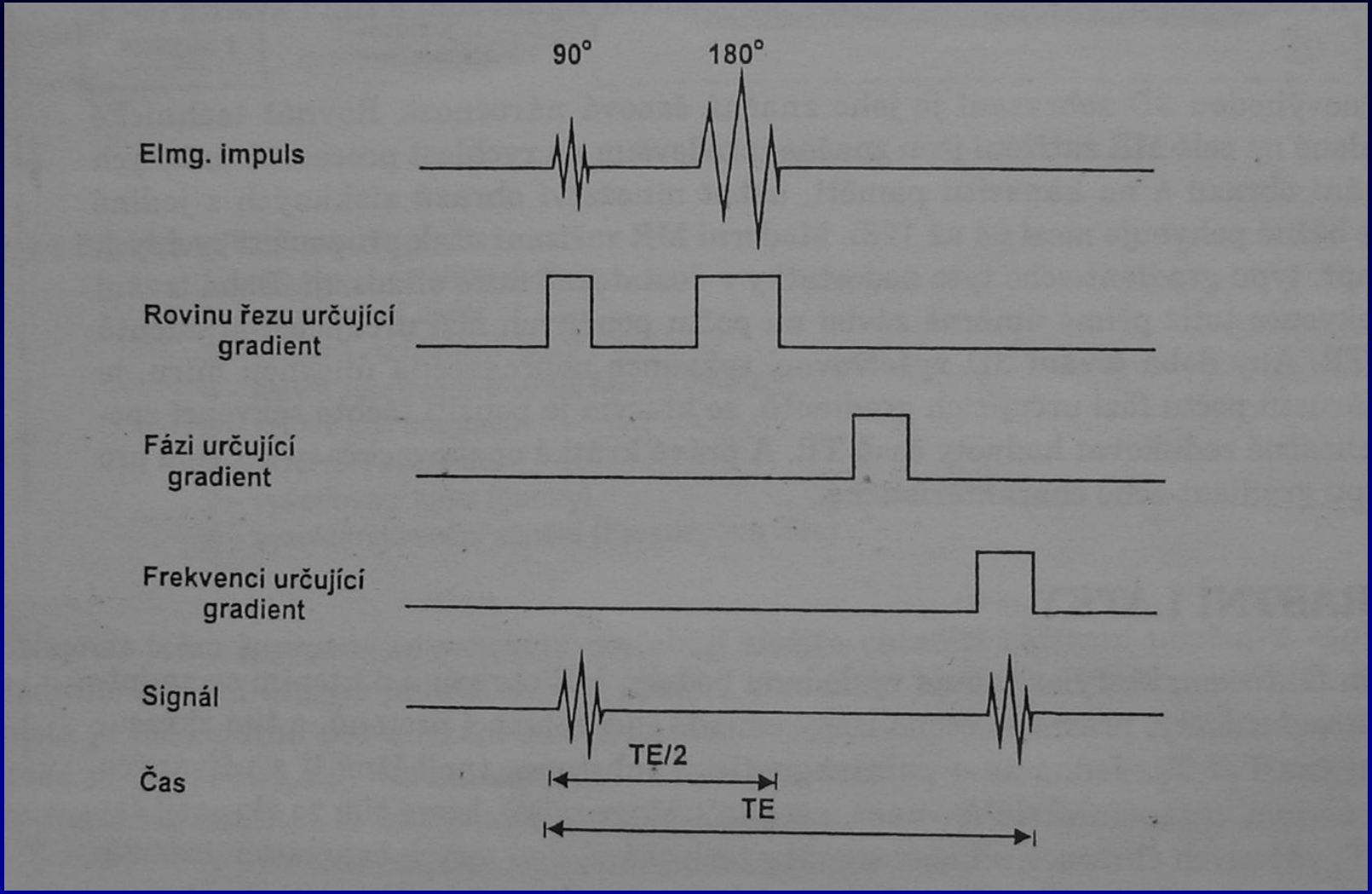


- Gradient určující
  - ✓Rovinu - roste v podélné ose těla
  - ✓Frekvenci - roste kolmo na osu těla (zleva doprava)
  - ✓Fázi - roste kolmo na osu těla (zepředu dozadu)





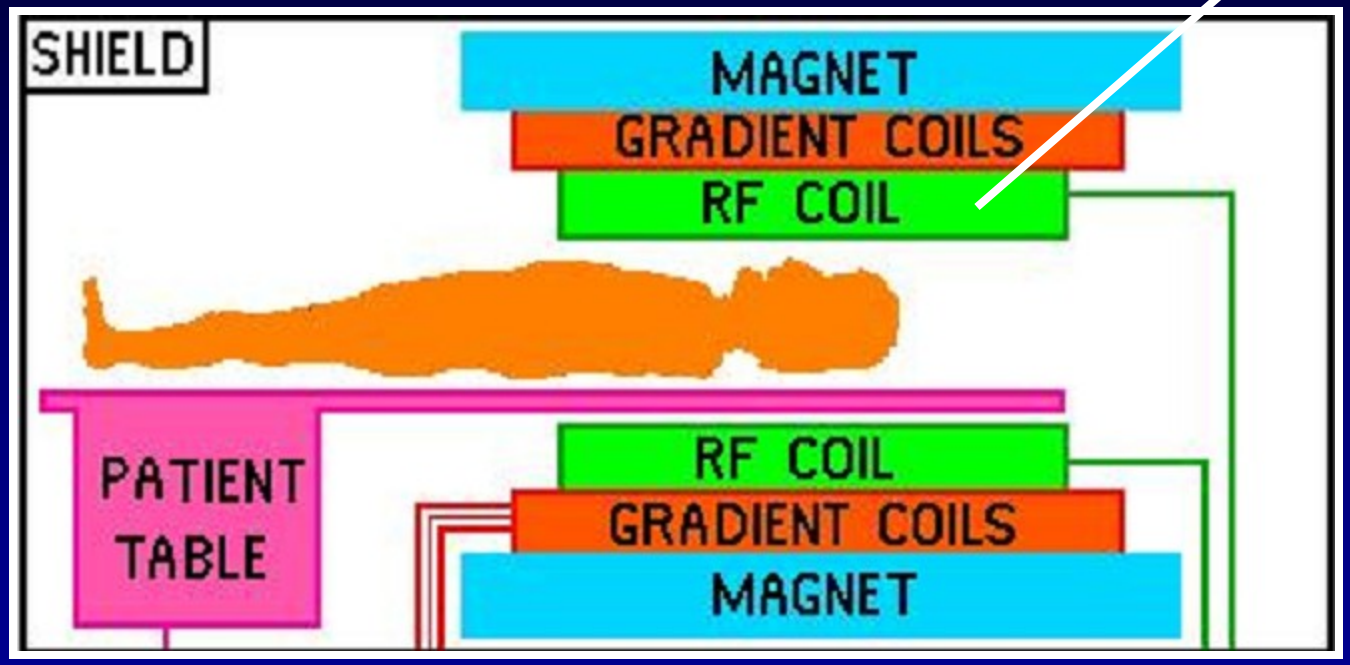
Celá sekvence při rekonstrukci



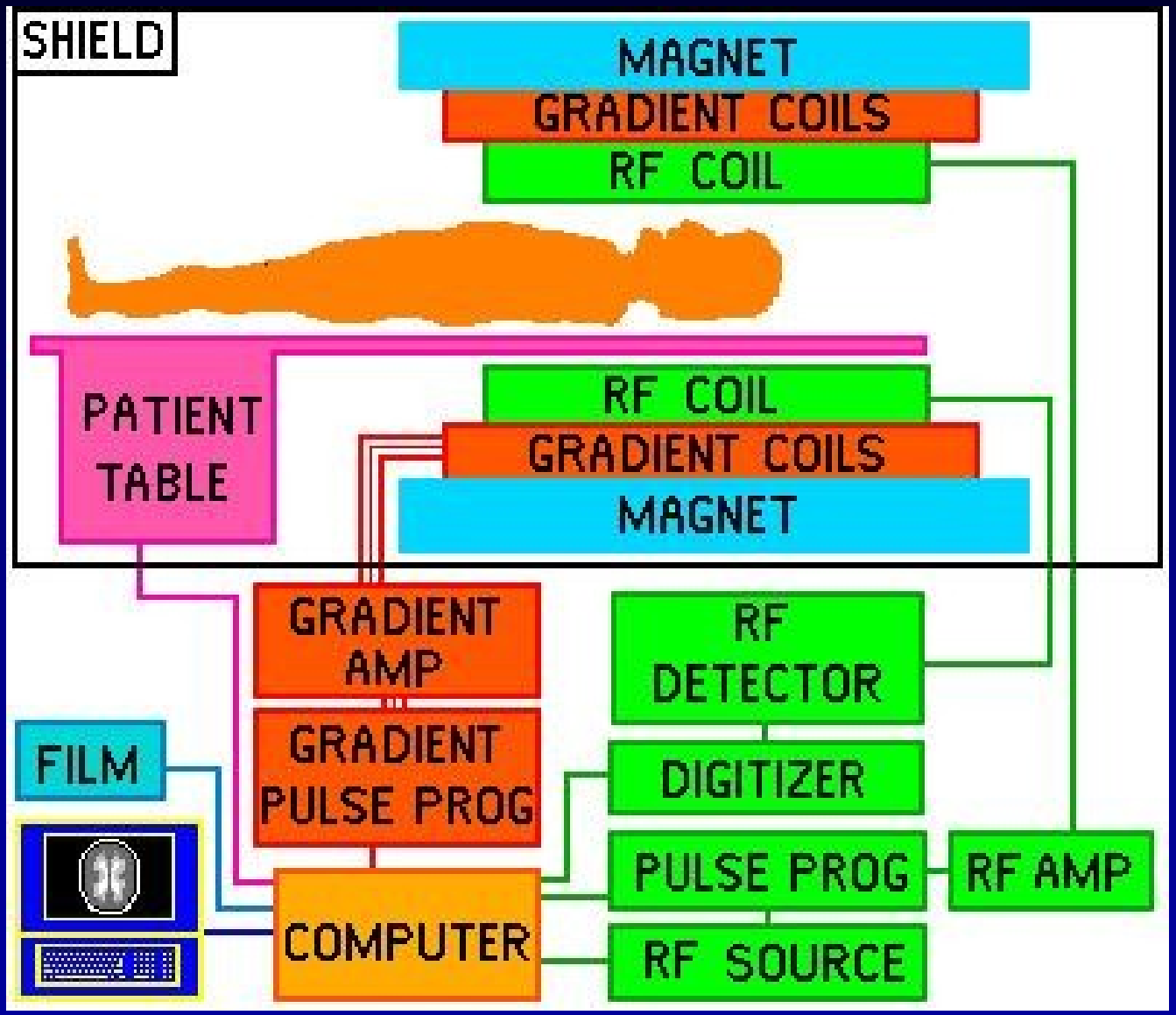
Cívky

- Hlava
- Krk
- Páteř
- Hrudník
- Klouby
- Prsa
- Flexibilní

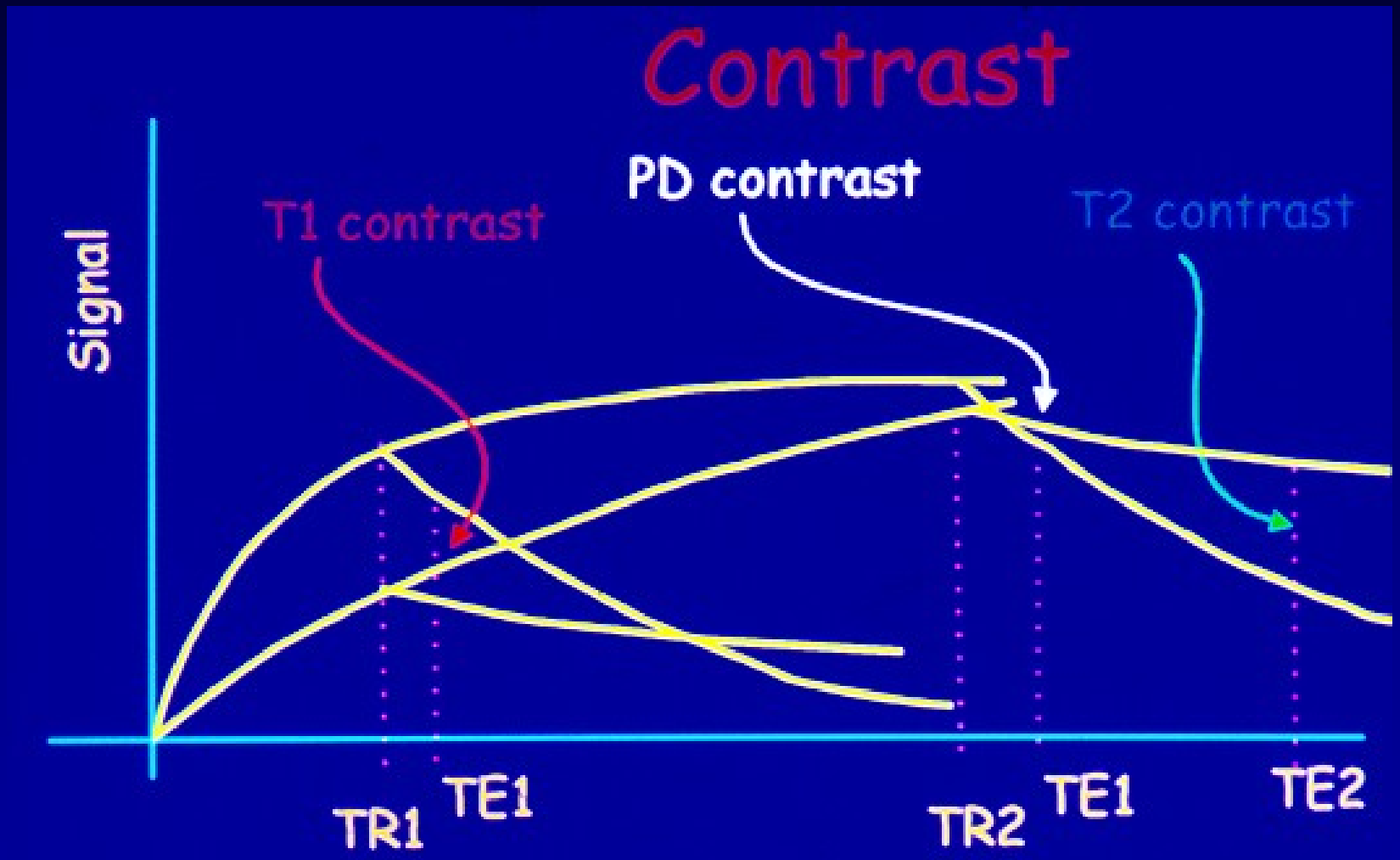
Uspořádání cívek

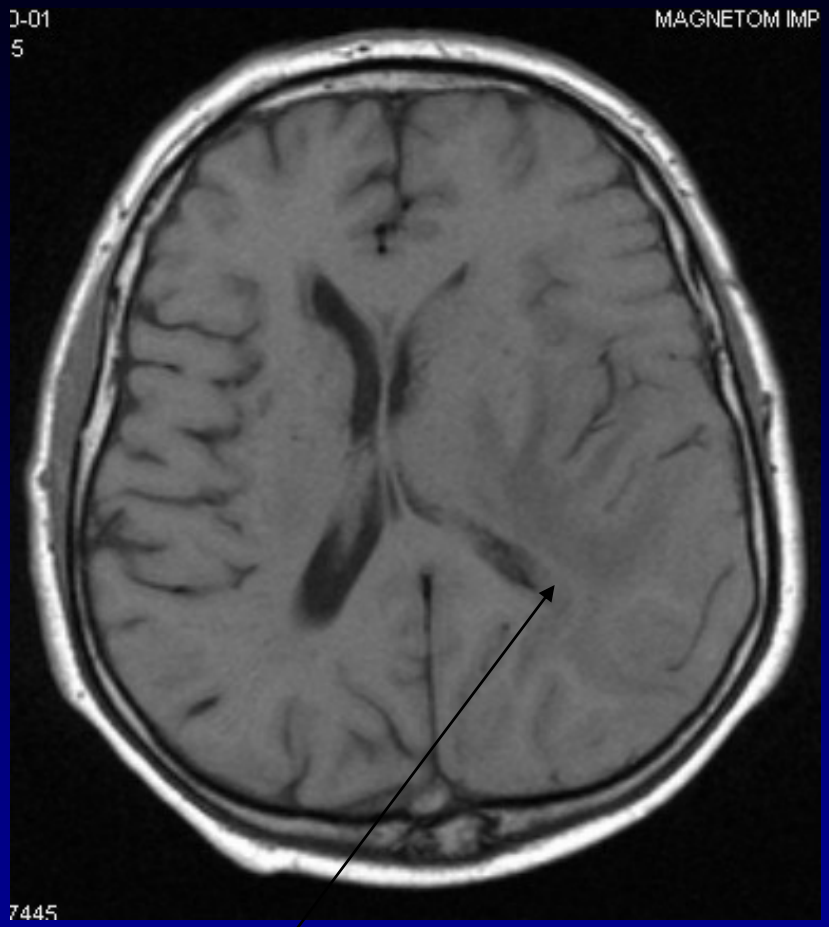


Uspořádání komponent MRI



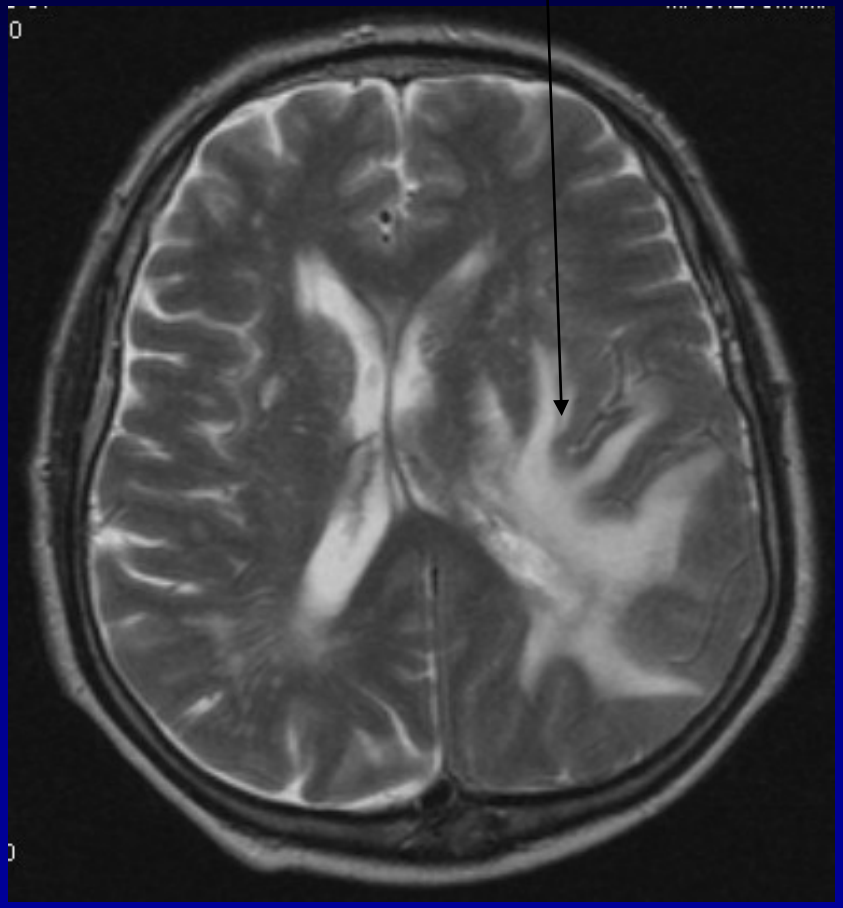
T1 a T2 vážný čas





T1 v.o. – vlevo parietálně hypointenzita – edém mozkové tkáně

T2 v.o. – vlevo parietálně hyperintenzita – edém



Dávky záření vyšetření

Vyšetřovací metoda	Typické efektivní dávky (mSv)	Ekvivalentní počet snímků při rtg vyšetření plic	Přibližná doba, za kterou by člověk obdržel ekvivalentní dávku ozáření z přírodních zdrojů [2]
rentgenologická vyšetření			
Končetiny a klouby (kromě kyčlí)	**< 0.01**	< 0.5	< 1.5 dne
Zuby [3]	**0.02**	1	3 dny
Plíce (jeden PA snímek)	**0.02**	1	3 dny
Lebka	**0.07**	3.5	11 dní
Mamografie (screening) [4]	**0.1**	5	15 dnů
Kyčel	**0.3**	15	7 týdnů
Pánev	**0.7**	35	4 měsíce
Hrudní páteř	**0.7**	35	4 měsíce
Břicho	**1.0**	50	6 měsíců
Bederní páteř	**1.3**	65	7 měsíců
Polykací akt	**1.5**	75	8 měsíců
CT hlavy	**2.3**	115	1 rok
IVU	**2.5**	125	14 měsíců
Vyšetření žaludku	**3**	150	16 měsíců
Střevní pasáž	**3**	150	16 měsíců
Irigoskopie	**7**	350	3.2 roku
CT hrudníku	**8**	400	3.6 roku
CT břicha nabo pánve	**10**	500	4.5 roku