

Ultrasonografie a endoskopie

Přednáška č. 06

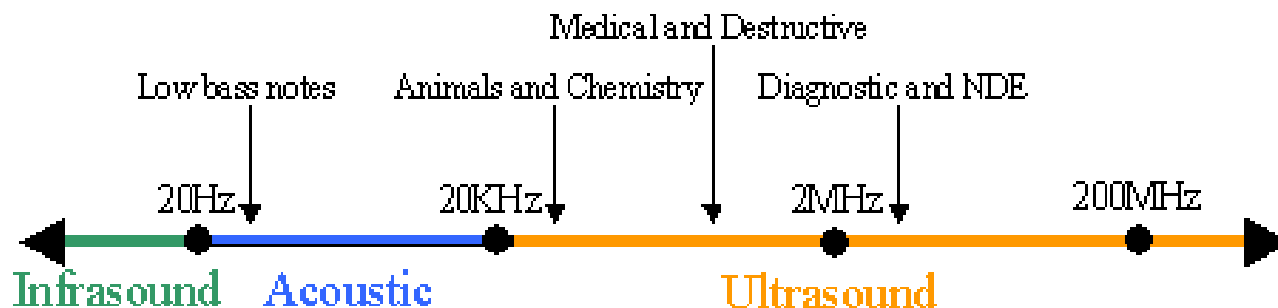
OBSAH PŘEDNÁŠKY

Ultrazvuk	<u>3</u>
Využití ultrazvuku v medicíně	<u>22</u>
Ultrasonografické sondy	<u>34</u>
Dopplerův jev	<u>48</u>
Endoskopie	<u>56</u>
Rigidní endoskop	<u>61</u>
Flexibilní endoskop	<u>64</u>
Video endoskop	<u>69</u>
Stereoskopické měření	<u>79</u>

Ultrazvuk

ULTRAZVUK

- Zvuk je mechanické vlnění, tedy takové vlnění, jehož nositelem jsou částice prostředí, kterým se vlnění šíří.
- Na rozdíl od elektromagnetického vlnění (např. světla), jehož nositelem jsou fotony, se nemůže zvukové vlnění šířit nehmotným prostředím (vakuum).



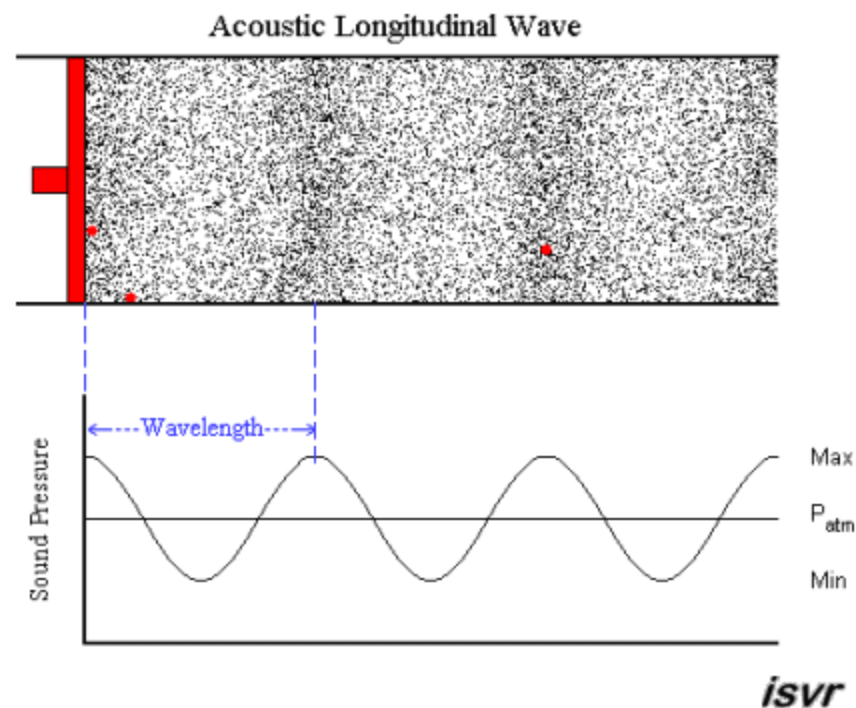
- Ultrazvuk je mechanické vlnění, jehož frekvence je vyšší než 20 000Hz (20kHz)
- Ultrazvuk představují mechanické kmity o frekvenci vyšší než 20 kHz, lze však dosáhnout až 1 000 000 000 kmitů za sekundu (1GHz).
- V medicíně se používá ultrazvuk jak pro účely diagnostické (zobrazovací, kmitočty 1–40 MHz) tak pro účely terapeutické (0,8 – 1MHz, v chirurgických oborech i 20 – 100 kHz).

VLASTNOSTI ULTRAZVUKU

- Šíření ultrazvukového vlnění není spojeno s přenosem hmoty – její částice pouze kmitají na místě okolo své rovnovážné polohy.
- Rozeznáváme dva typy vlnění:

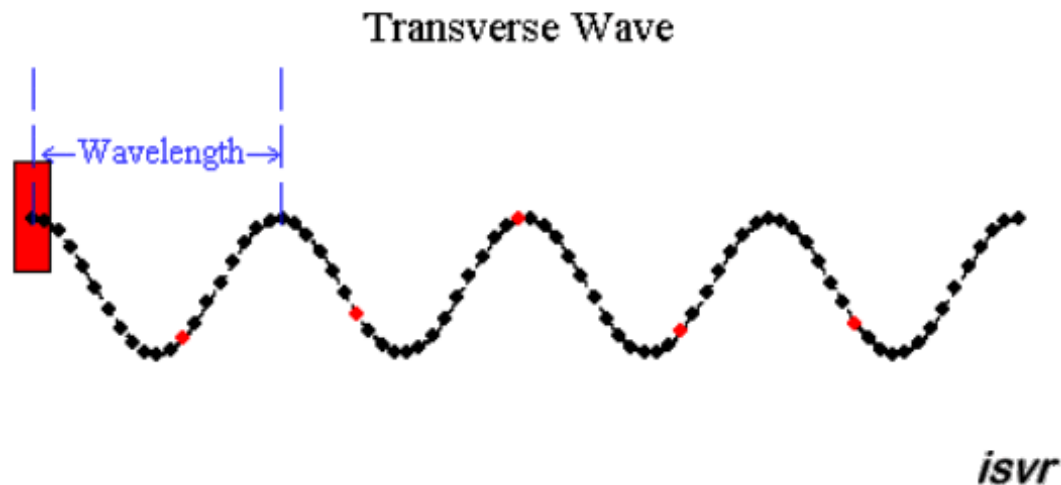
Postupné vlnění **podélné**

- Částice pružného prostředí kmitají ve směru, kterým vlnění postupuje.
- Vzniká v tělesech všech skupenství, která jsou pružná při změně objemu (tzn. při stlačování a rozpínání).
- Postupným vlněním podélným se v pružných látkách (např. plyny, kapaliny) šíří např. zvuk.
- Vlněním se sice nepřenáší mota, přenáší se však energie.



Postupné vlnění **příčné**

- Vlnění, kdy hmotné body pružného prostředí kmitají kolmo na směr, kterým vlnění postupuje.
- Je charakteristické pro pružná pevná tělesa ve tvaru tyčí, vláken apod.
- Pozorujeme ho také na vodní hladině, když do vody vhodíme kámen.



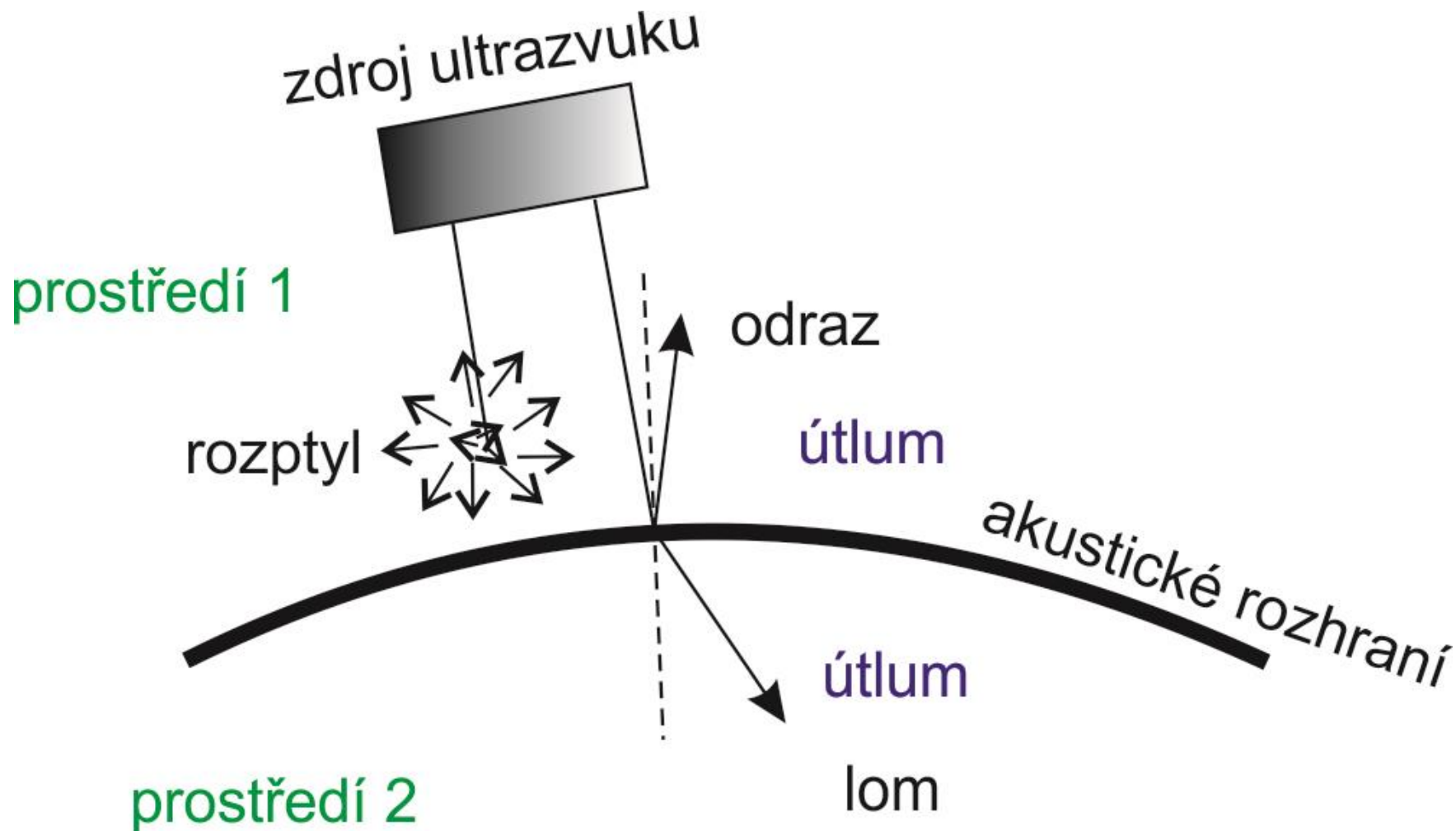
AKUSTICE IMPEDANCE

- Rychlost šíření UZ v daném prostředí spolu s hustotou tohoto prostředí udávají veličinu, která kvantitativně popisuje interakci mezi UZ vlněním a prostředím.
- Tato veličina se nazývá akustická impedance , v klinických oborech se jí zjednodušeně říká hustota tkání.
- Impedance je přímo úměrná hustotě prostředí a rychlosti, jakou se v něm vlnění šíří ($Z = \rho \cdot c$, $[\text{kg} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}]$), jedná se tedy o součin rychlosti ultrazvuku c a hustoty prostředí ρ , která je ovšem závislá na teplotě.
- Impedance je ta vlastnost prostředí, která brání vnější síle (vlnění) vytvářet v něm zóny zvýšeného a sníženého tlaku, tedy podléhat periodickému zředování a zhušťování.
- Ze vzorce vyplývá, že pevné látky s vysokou hustotou a rychlostí šíření UZ mají vysokou akustickou impedanci.
- Naopak u plynů je akustická impedance velice nízká, až o 4 řády nižší než u biologických měkkých tkání.

<i>Vybrané akustické impedance Z [$\text{kg} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$]</i>	
tuk	1,37
voda	1,49
mozek	1,58
játra, svalovina	1,66
kost	3,7 – 7,8
vzduch	0,00041

ZPŮSOB ŠÍŘENÍ ULTRAZVUKU PROSTŘEDÍM

- Způsob šíření ultrazvuku prostředím s různou akustickou impedancí



Odraz (echo)

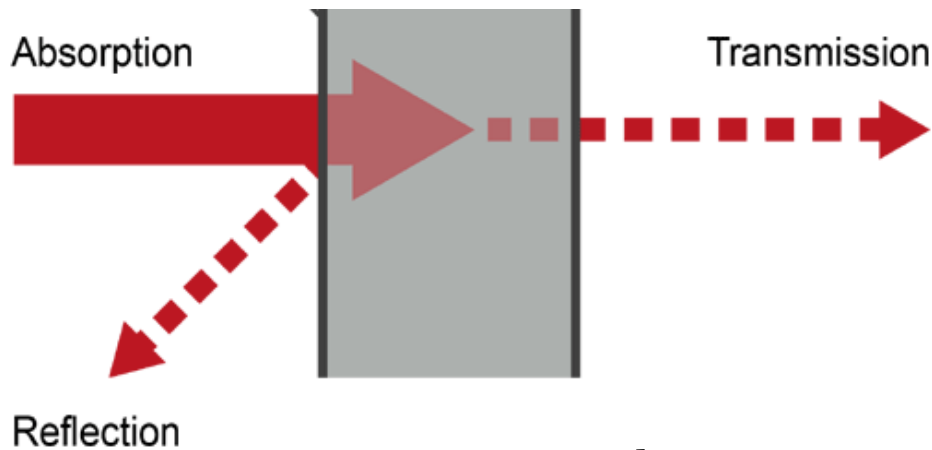
- Vzniká na přechodu dvou homogenních rozhraní o velikosti větší, než je šířka svazku daná jeho vlnovou délkou - například povrchy orgánů.
- Odraz je tím intenzivnější, čím rozdílnější je hustota obou prostředí.
- Množství odražených vln záleží na impedanci hraničních prostředí.
- Při velkém rozdílu akustických impedancí dvou médií dochází k úplnému odrazu všech UZ vln na tomto rozhraní.

Lom

- UZ se lomí na rozhraní dvou prostředí, nedopadá-li vlnění na toto rozhraní kolmo.
- Láme se od kolmice z řidšího do hustšího prostředí, tedy opačně než u světla.
- Může způsobit zkreslení sonografického obrazu.

ABSORPCE ULTRAZVUKU

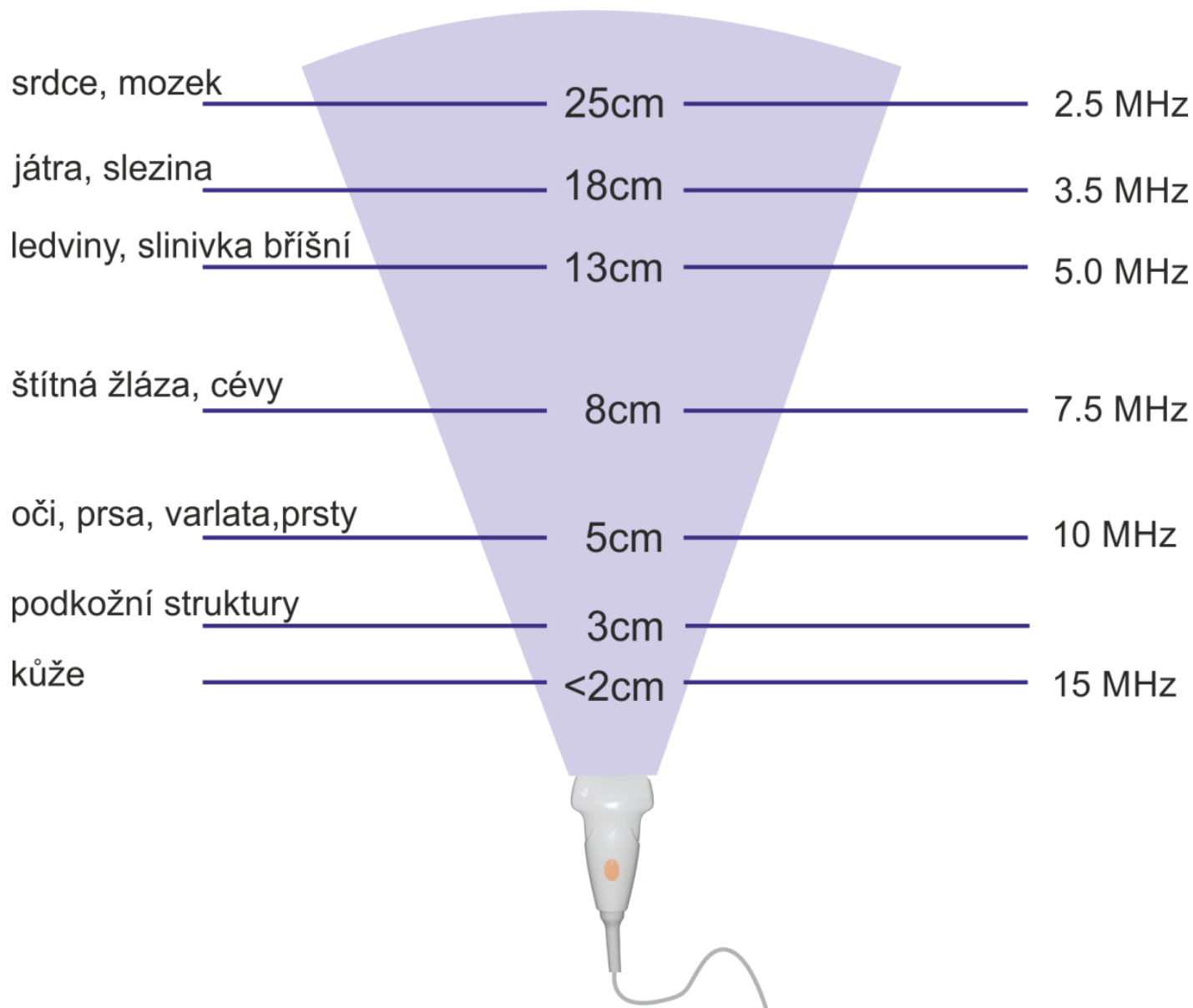
- UZ postupně ztrácí svou energii při průchodu hmotným prostředím. Tuto energii předává UZ vlnění do okolí ve formě tepelné energie, jejíž množství je v případě interakce diagnostického ultrazvuku s biologickými tkáněmi až na výjimky zanedbatelné.
- Absorpce se zvyšuje s frekvencí
- Absorpce je vysoká v plicích, menší v kostech, nejmenší v měkké tkáni
- S absorpcí souvisí schopnost UZ pronikat prostředím.



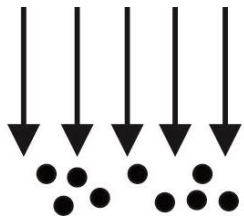
Absorpční koeficient α [dB/cm] pro 1 Mhz	
sval	1.2
játra	0.5
mozek	0.9
šlachy	2.5
kost	8.0

ABSORPCE ULTRAZVUKU V TKÁNI

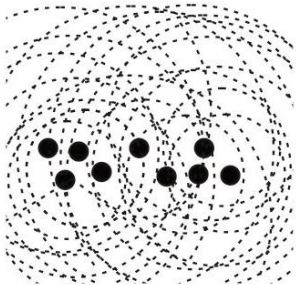
- Na obrázku je zobrazena závislost hloubkové penetrace na frekvenci UZ



- UZ se rozptyluje na mikroskopických rozhraních struktur, které jsou menší než je jeho vlnová délka a převládá v nehomogenním prostředí.
- Tento jev je nazýván Rayleighovým rozptylem a vzniká na rozhraní s malými rozměry, např. na krevních buňkách
- K dalším jevům, které vznikají interakcí UZ s prostředím pak patří interference vznikající při rozptyle, které jsou zdrojem obrazových artefaktů a difrakce , tedy ohyb vlnění, který má také vliv na kvalitu obrazu



1. Dopad UZ vlnění o větší vlnové délce než je velikost elementárních reflektorů (naznačeno černými body).



2. Rozptyl UZ vlnění na těchto elementárních reflektorech v podobě kruhových vlnoploch.



3. Následně zobrazení větších celků - skvrn, odpovídajících vždy zobrazení několika elementárních reflektorů.

FREKVENCE A VLNOVÁ DÉLKA

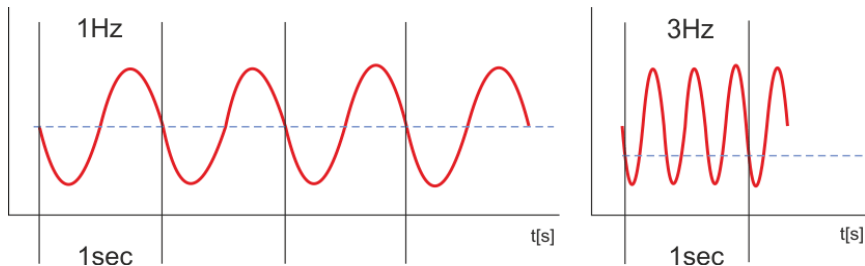
- Jak z předchozího vyplývá, významným parametrem ovlivňujícím průchod UZ prostředím je vlnová délka UZ.
- V medicíně se pohybují v rozmezí = 0,77 mm až 0,05 mm pro kmitočty $f = 2 \text{ MHz}$ až 30 MHz .

frekvence

$$f = \frac{1}{T}$$

$f = \text{frekvence}$

$T = \text{perioda}$

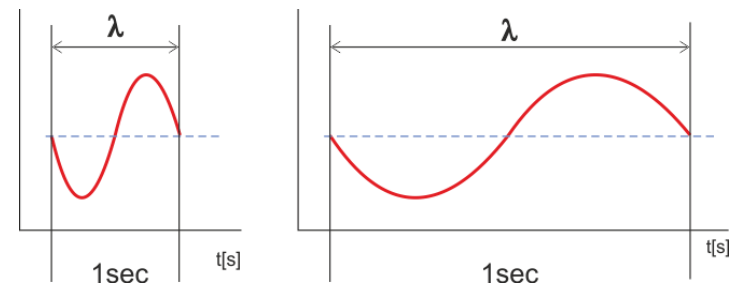


vlnová délka

$$\lambda = v \cdot T = \frac{v}{f}$$

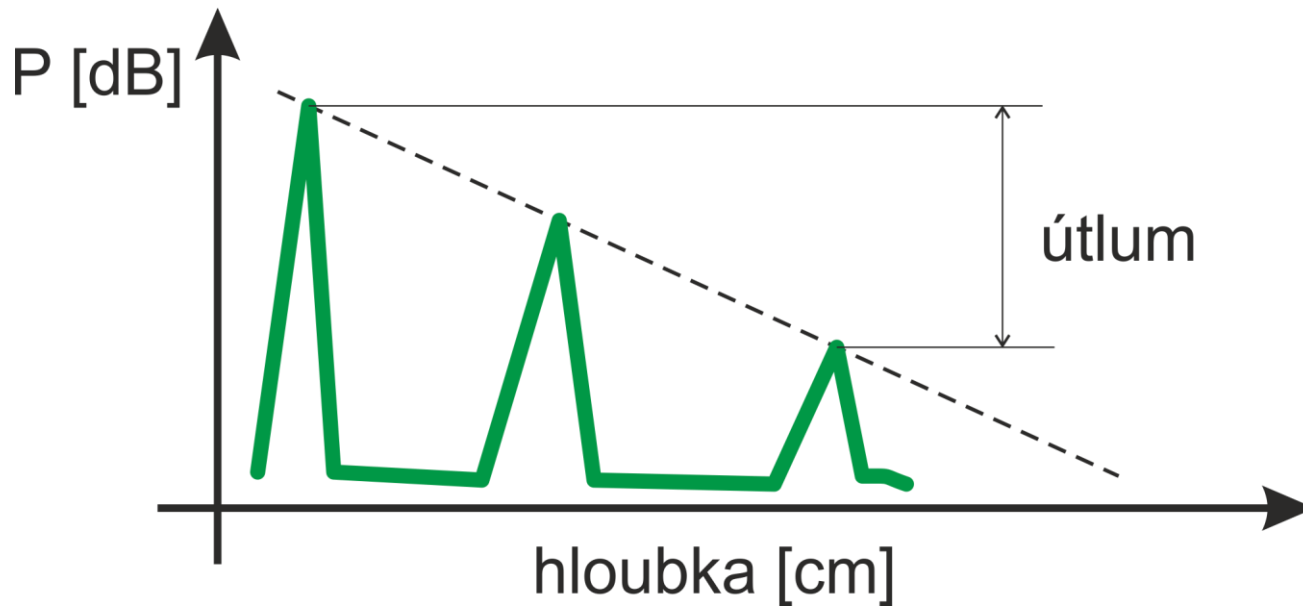
$\lambda = \text{vlnová délka}$

$v = \text{fázová rychlost}$



ÚTLUM ULTRAZVUKY

- Jestliže vyjádříme hladinu intenzity UZ v decibelech, tj. na základě logaritmu poměru intenzity prošlé a původní, vidíme, že amplitudy odražených vln (ech) klesají lineárně.



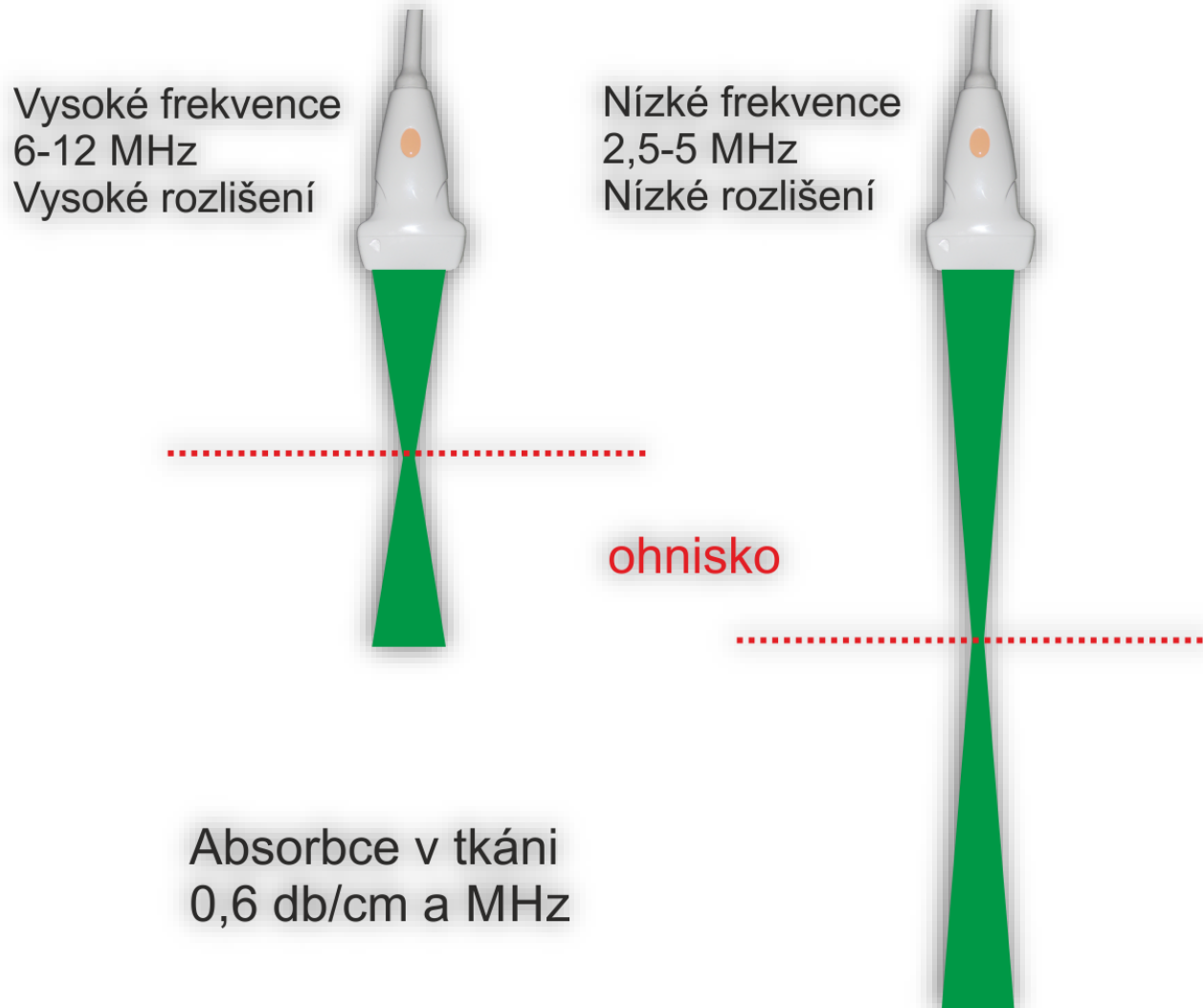
RYCHLOST ŠÍŘENÍ ULTRAZVUKU

- Rychlost šíření ultrazvukových vln závisí na elasticitě K a hustotě ρ prostředí.
- Čím je hustota prostředí vyšší (vazby mezi částicemi těsnější), tím rychlejší a efektivnější je přenos kmitů.
- Proto se ultrazvuk nejrychleji šíří v pevných látkách (např. kostech) a nejpomaleji v plynech (vzduch).
- V kapalinách a materiálech s vysokým obsahem vody (např. měkké tkáně) se průměrně šíří rychlostí 1540 m/s.

Rychlost šíření UZ v různých prostředích [m.s^{-1}]	
vzduch [$^{\circ}\text{C}$]	$331,7 + 0,91 \cdot T$
voda [37°C]	1520
měkké tkáně	1450 (tuk) 1560 (játra, ledviny)
kosti	3800

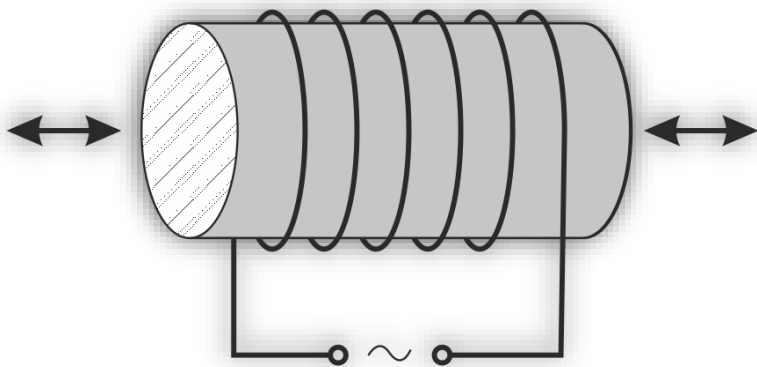
ROZLIŠENÍ ULTRAZVUKU

- S vyšší frekvencí vln se zvyšuje rozlišení, ale stoupá také absorpce (snižuje se hloubka zobrazení).



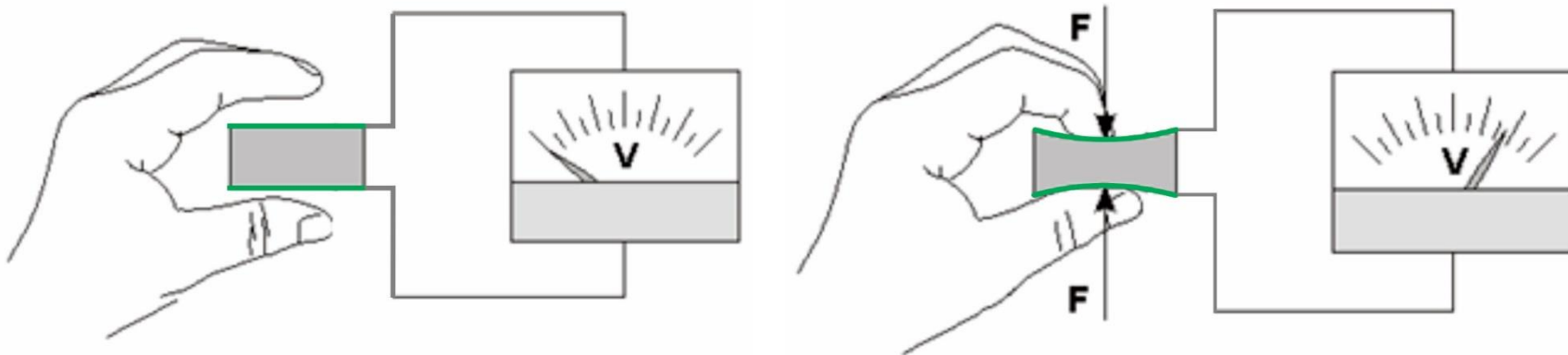
GENERÁTORY ULTRAZVUKU

- Pro generování ultrazvuku o zmíněných kmitočtech se používají:
- **Magnetostrikční měniče** (Magnetostrikční jev – změna objemu feromagnetické látky vlivem okolního magnetického pole)
- **Piezoelektrické měniče:**
 - Nepřímý piezoelektrický jev je založený na deformaci určitých materiálů vlivem elektrického napětí přivedeného na jejich povrch
 - Přímý piezoelektrický jev je jev při kterém vzniká elektrický náboj na piezoelektrickém materiálu při jeho deformaci).



PIEZOELEKTRICKÝ JEV

- Piezoelektrické vlastnosti mají látky tvořící krystaly, které nemají střed souměrnosti – mohou být přírodního původu (např. turmalín, křemen) nebo původu syntetického.
- Přímý piezoelektrický jev se využívá např. u zapalovačů plynu a v piezoelektrických mikrofonech.
- V medicíně je pak tento jev využíván při konstrukci detektorů (přijímačů) ultrazvuku, kdy UZ mechanické vlnění dopadající na krystal vyvolá deformaci krystalu a tím vznik povrchového náboje, který je pak převeden na další signál.

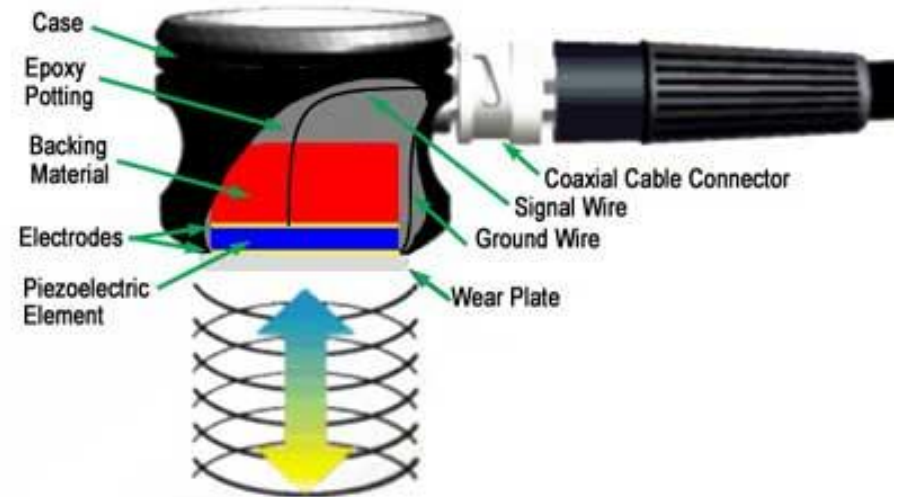
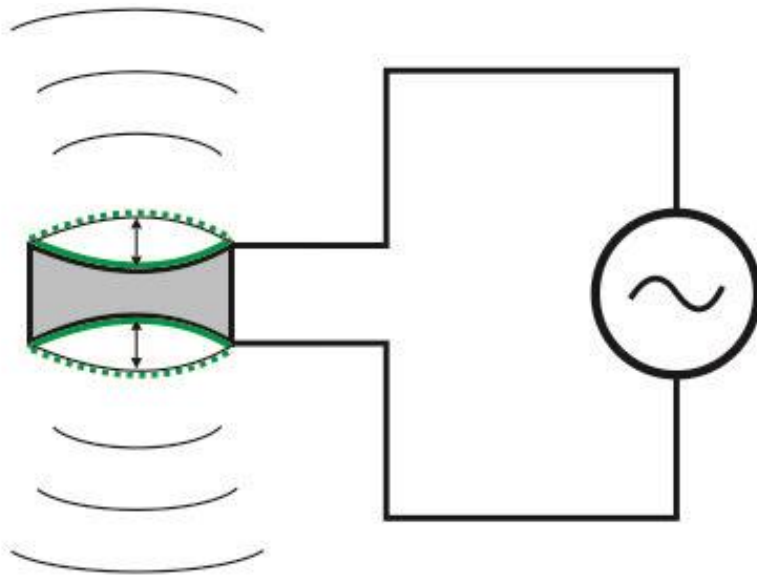


NEPŘÍMÝ PIEZOELEKTRICKÝ JEV

- Pokud krystal vložíme do elektrického pole (přivedeme na jeho protější konce opačné náboje), krystal se ve směru jedné své osy zkracuje, resp. prodlužuje podle toho, jaký byl směr a smysl elektrického pole.
- Přivádíme-li ke stěnám krystalu střídavé napětí, mění se smysl elektrického pole periodicky v taktu frekvence.
- Krystal se začne periodicky zkracovat a prodlužovat ve směru osy, přičemž se deformace dějí rovněž v taktu frekvence střídavého napětí – krystal se rozkmitá.
- Při zapojení krystalu na střídavé napětí lze tímto způsobem získat i zdroj zvuku nebo ultrazvuku.
- Periodické změny tloušťky krystalu jsou totiž doprovázeny zvukem.
- Frekvenci zvuku (resp. změn tloušťky krystalu) lze ovlivnit materiálem krystalu a frekvencí připojeného střídavého napětí.

NEPŘÍMÝ PIEZOELEKTRICKÝ JEV

- Je-li pole časově periodicky proměnné s kmitočtem, který odpovídá kmitočtu vlastních elastických kmitů krystalu, vzniká mechanická rezonance.
- Přímý i nepřímý piezoelektrický jev se využívá například v lékařských sonografech.

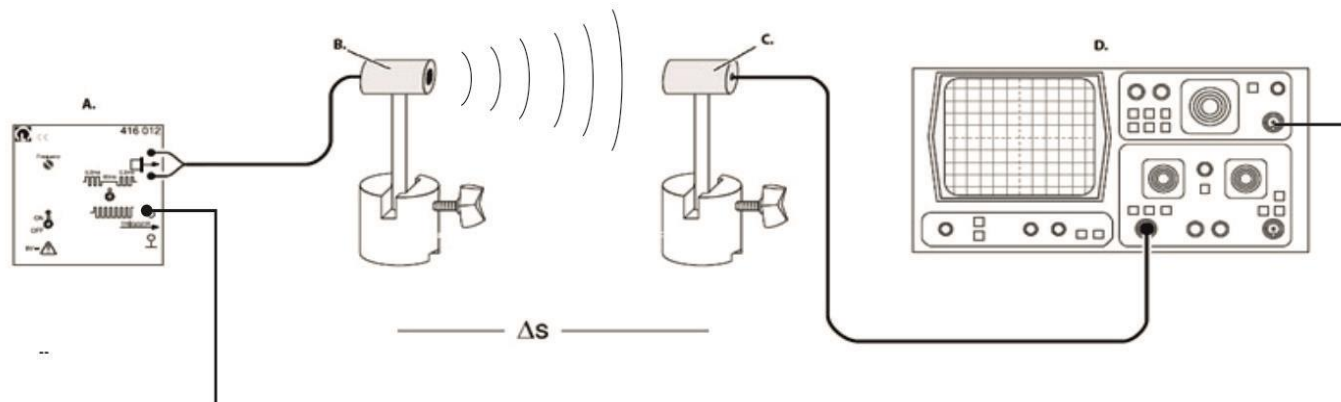


Využití ultrazvuku v medicíně

PRINCIP MĚŘENÍ VZDÁLENOSTI

- Máme-li k dispozici dostatečně přesný měřič času (osciloskop), můžeme sledovat dobu, za kterou urazí ultrazvukový puls vzdálenost mezi přijímačem a vysílačem.
- Vzdálenost s mezi přijímačem a vysílačem pak určíme ze známého vztahu:

$$s = v \cdot t$$

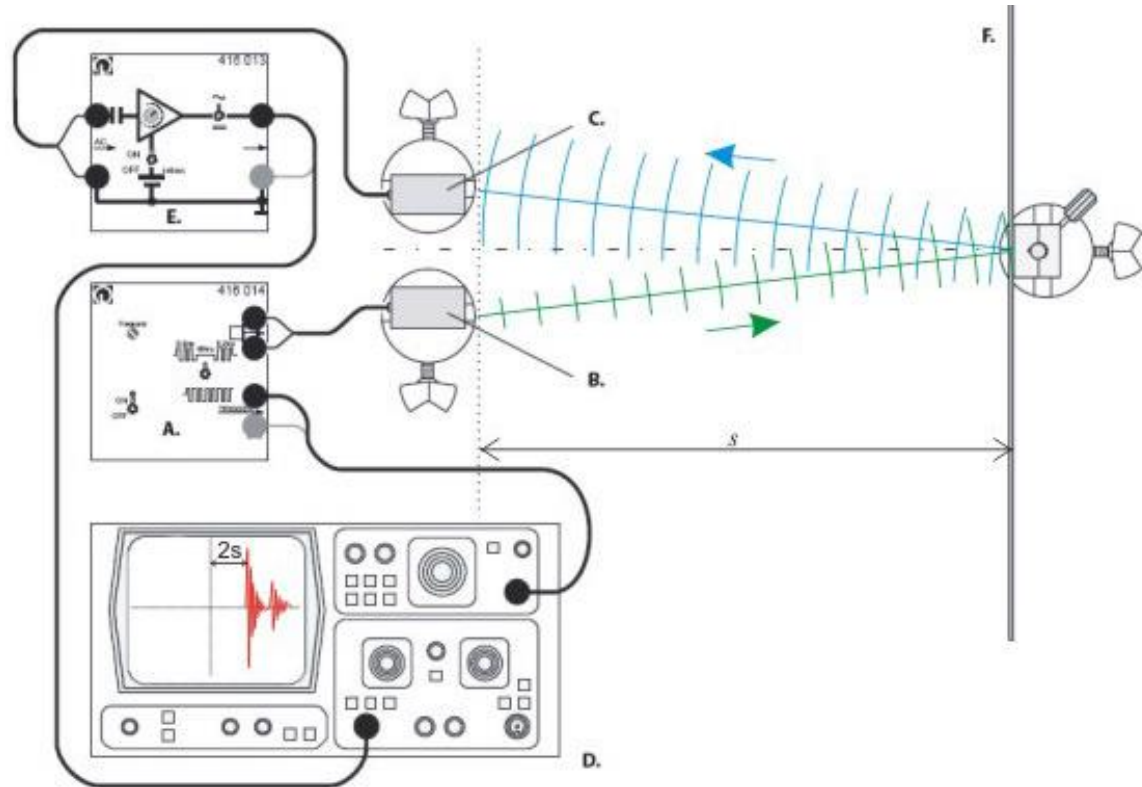


- Pokud bude mezi přijímačem a vysílačem vzduch a časový rozdíl mezi vysláním a příjmem signálu bude např. 0,01 sekundy, pak je jasné, že vzdálenost s mezi vysílačem a přijímačem bude 3,4 m, neboť víme, že rychlost zvuku (stejně tak i ultra či infrazvuku) ve vzduchu je: **$c = 331,7 + 0,61 \cdot T$** (T je ve $^{\circ}\text{C}$)

PRINCIP MĚŘENÍ VZDÁLENOSTI

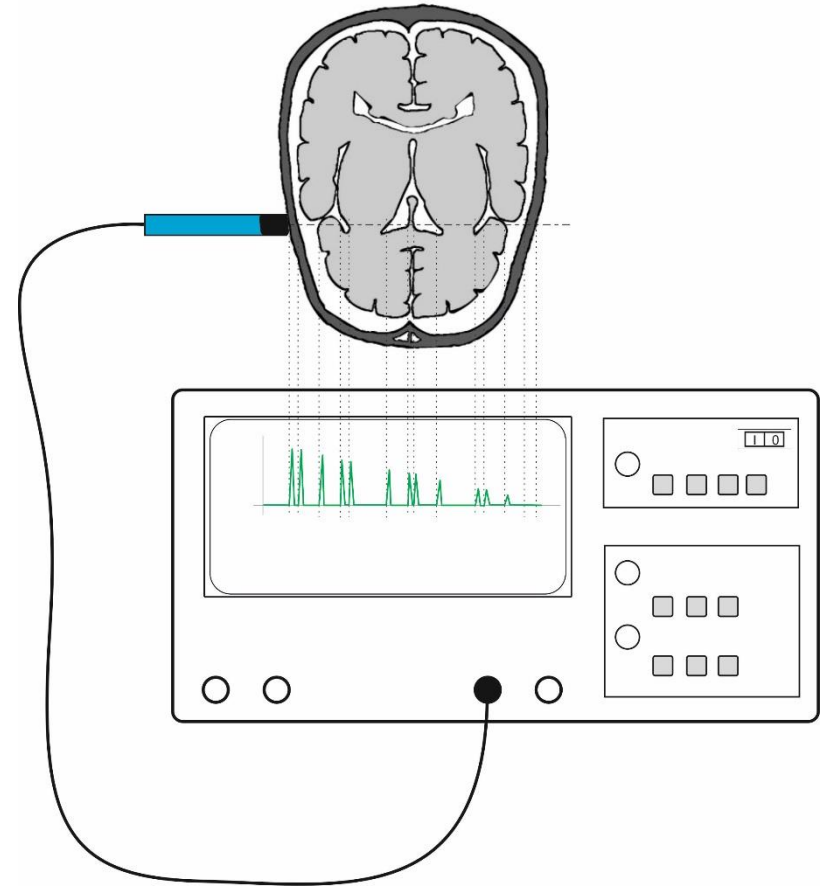
- Pokud vysílač a přijímač umístíme vedle sebe natočené vůči sobě o vhodný ostrý úhel, je možné měřit vzdálenost překážky aniž bychom museli mít vysílač a přijímač proti sobě v jedné rovině.
- Rozdíl ve výpočtu vzdálenosti s je pak pouze v tom, že vzdálenost měříme odrazem od překážky F., takže časovou prodlevu mezi vysláním a přijetím signálu musíme vydělit dvěma, tedy:

$$s = \frac{v \cdot t}{2}$$



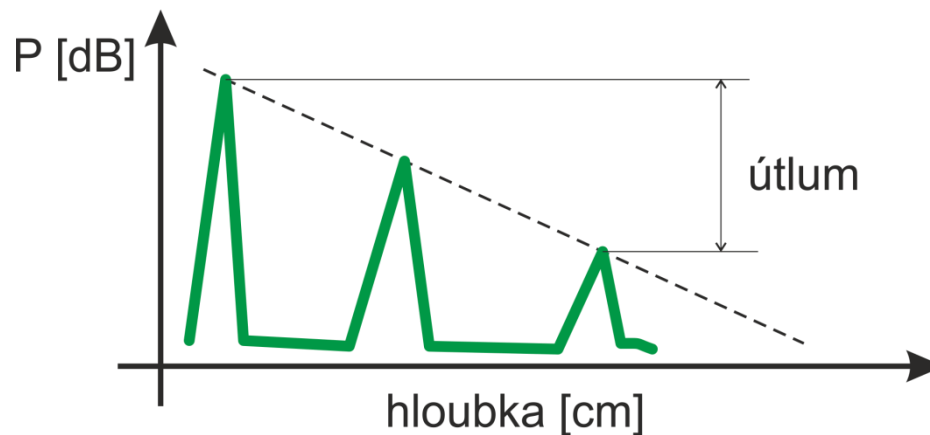
A-MÓD (AMPLITUDE MODE)

- Principu měření vzdálenosti od předmětu ultrazvukem pak využívá nejjednodušší způsob zobrazování pomocí ultrazvuku a to je takzvaný A-mód.
- Zobrazení v A-módu je založeno na tom, že jednotlivé odrazy registrované přijímací částí ultrazvukové sondy jsou zobrazeny na monitoru osciloskopu jako impulsy na časové ose (osa X).
- Osa bývá ocejchována v jednotkách vzdálenosti (předpokládá se konstantní rychlost šíření ultrazvuku ve sledovaném prostředí).



A-MÓD (AMPLITUDE MODE)

- Výška (amplituda) jednotlivých impulsů odpovídá stupni odrazivosti jednotlivých akustických rozhraní, kterými prochází ultrazvuková vlna.
- Vzduch je např. pro ultrazvuk velmi pohltivé prostředí, naopak velmi málo UZ pohlcuje voda.



- Tento způsob zobrazování se nazývá jednorozměrný a má význam pro sledování vzdálenosti jednotlivých akustických rozhraní na kterých se odráží ultrazvuková vlna.
- V omezené míře je tento způsob využíván např. při měření anatomických poměrů při vyšetření lebky (echoencefalografie) nebo v oftalmologii při měření rozměrů očního bulbu.

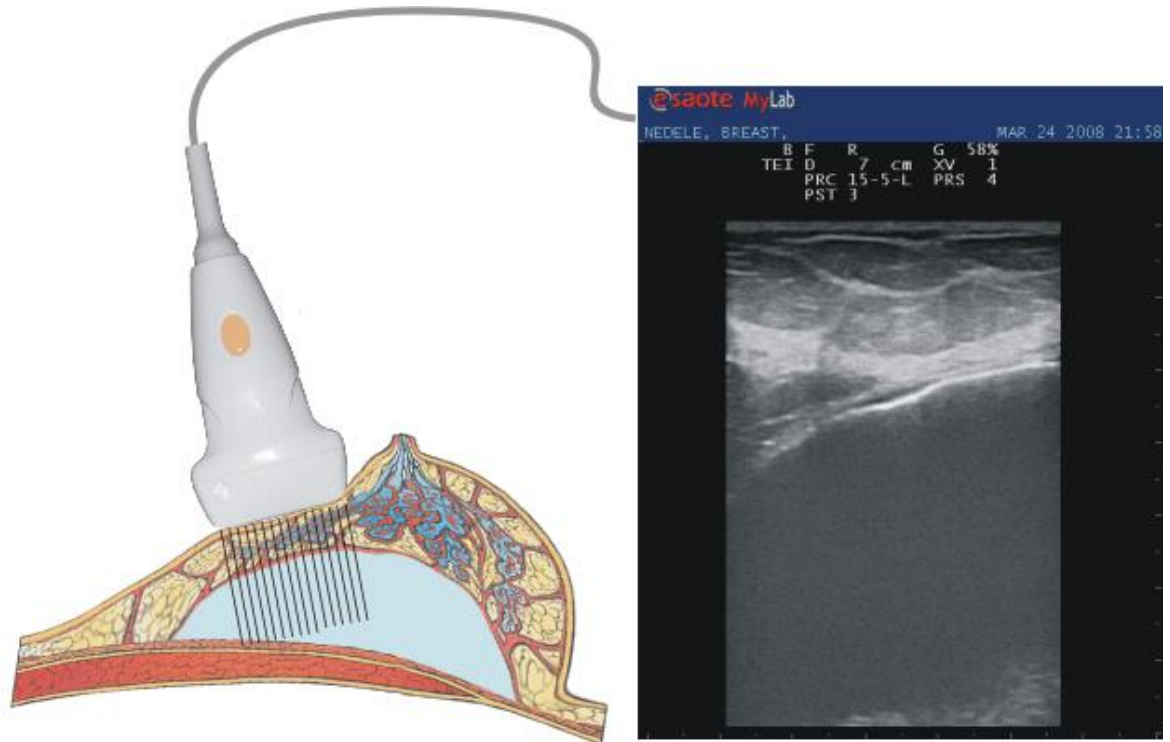
B-MÓD (BRIGHTNESS MODE)

- Zobrazení v B-módu využívá jiného principu.
- Odražené ultrazvukové vlny od jednotlivých prostředí nejsou zobrazovány na monitoru jako impulsy s proměnlivou výškou dle stupně odrazivosti, ale jsou zobrazovány jako body, jejichž umístění na časové ose je stejné (ve stejné vzdálenosti), jako by tomu bylo v případě impulsů při zobrazení v A-módu.
- Stupeň odrazivosti jednotlivých akustických rozhraní, kterými ultrazvuk prochází, však není vyjádřen velikostí bodů, ale jejich zabarvením.

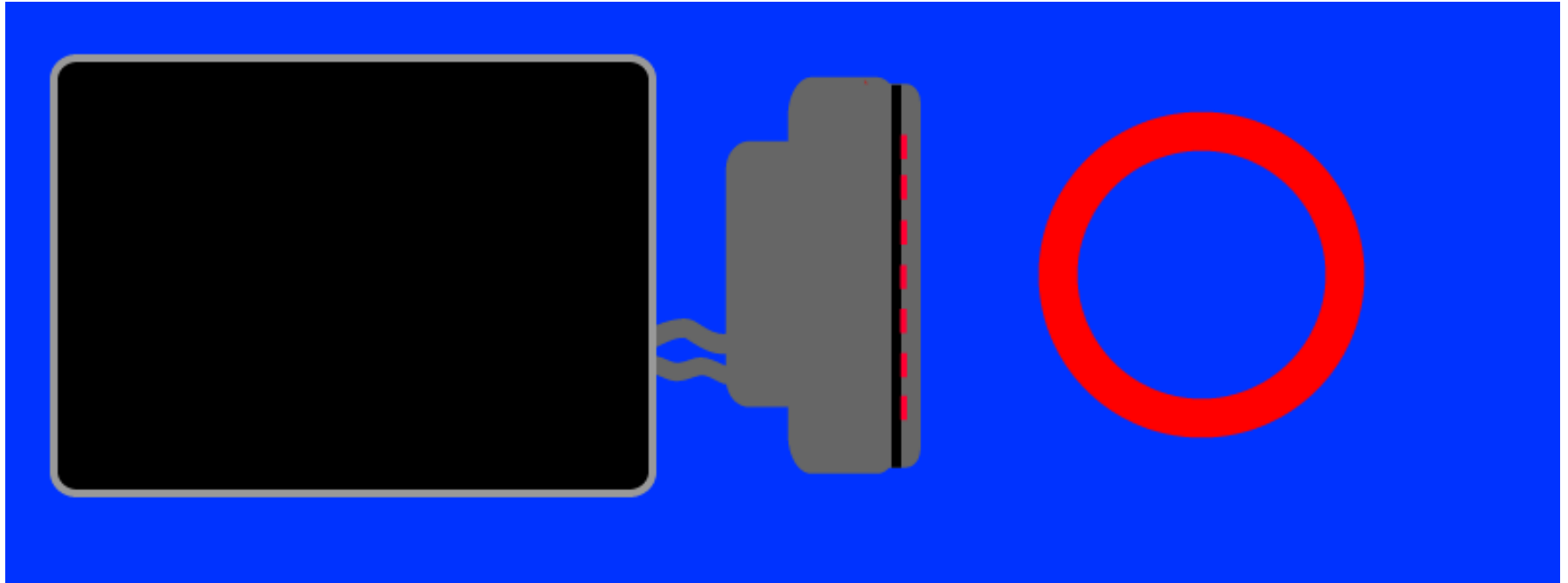


B-MÓD (BRIGHTNESS MODE)

- Intenzita odražených vln je interpretována jako odstín ze stupnice šedi většinou v tom smyslu, že čím větší je intenzita odražené vlny, tím světlejším odstínem šedi je zobrazen jí odpovídající bod.
- Pokud použijeme ultrazvukovou sondu složenou z mnoha ultrazvukových přijímačů a vysílačů (až 250) jsme potom schopni v jednom časovém okamžiku zjišťovat vzdálenosti a odrazivost ve velké ploše a tak získat na stínítku obrazovky dvourozměrný obraz sledovaného orgánu.
- POZOR! Časová osa (vzdálenost) je na obrázku na ose Y!



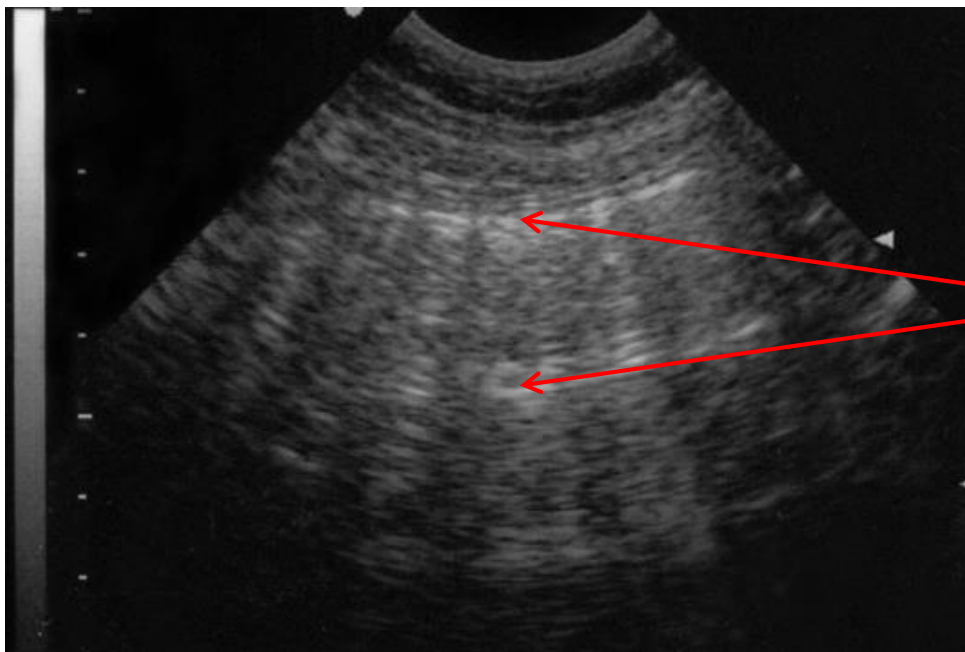
B-MÓD (BRIGHTNESS MODE)



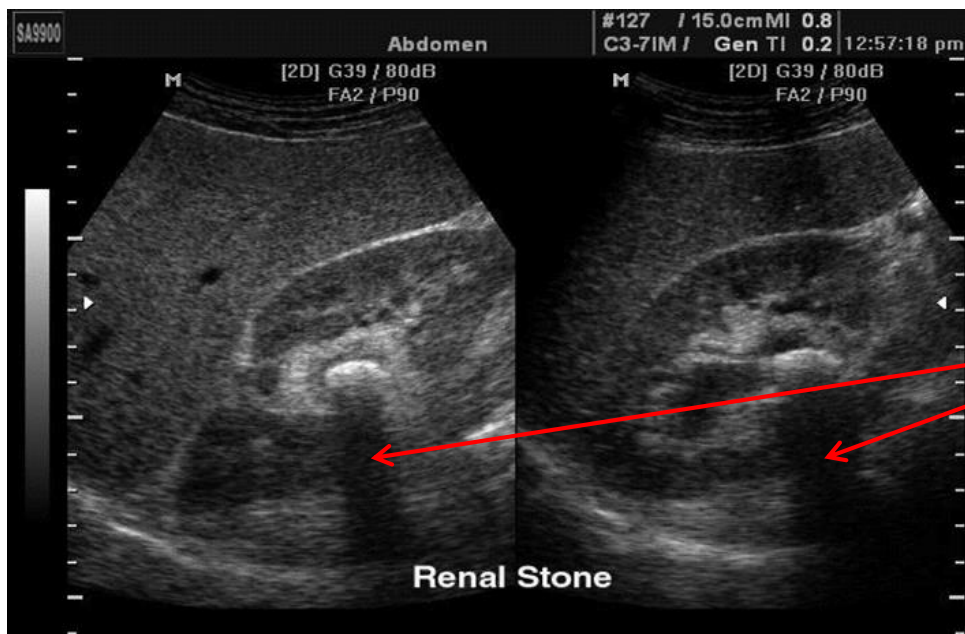
ECHOGENITA (STUPEŇ ODRAZIVOSTI)

- Obrazy cystických (kapalinou naplněných) a solidních struktur jsou různé.
- Podle intenzity odrazů z objemu tkáně můžeme rozlišovat struktury:
 - **Hyperechogenní** – světlé zobrazení struktur
 - **Izoechoenní** – zhruba stejně jasná struktura jako je její okolí
 - **Hypoechogenní** – tmavé zobrazení struktur
 - **Anechoenní** – není patrná žádná struktura (tmavý obraz)
- Solidní struktury (konkrementy, kosti) vytvářejí akustický stín způsobený absorpcí a odrazy UZ.
- Vzduchové bubliny, punkční jehly a jiná silně odrážející rozhraní mohou způsobovat opakované odrazy, tzv. **reverberace**.
- Jedná se o artefakt způsobený silným UZ signálem přicházejícím z hranice mezi 2 prostory s výrazně odlišnou akustickou impedancí.
- Typicky u zavedené jehly, kdy se nám objeví znásobení obrazu jehly s naznačeným akustickým stínem hlouběji.

ECHOGENITA (STUPEŇ ODRAZIVOSTI)



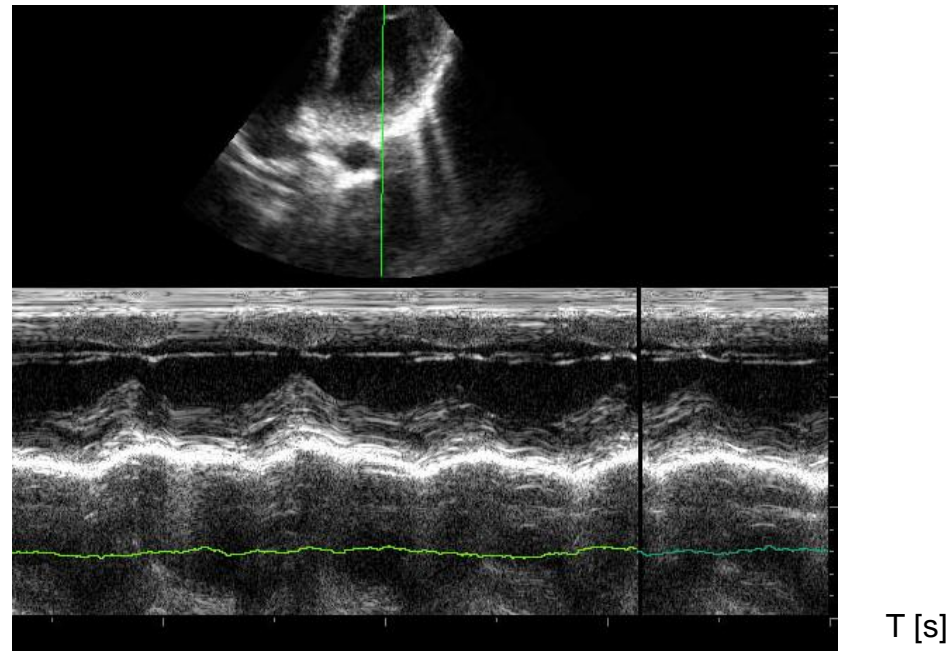
Vzduchové bubliny



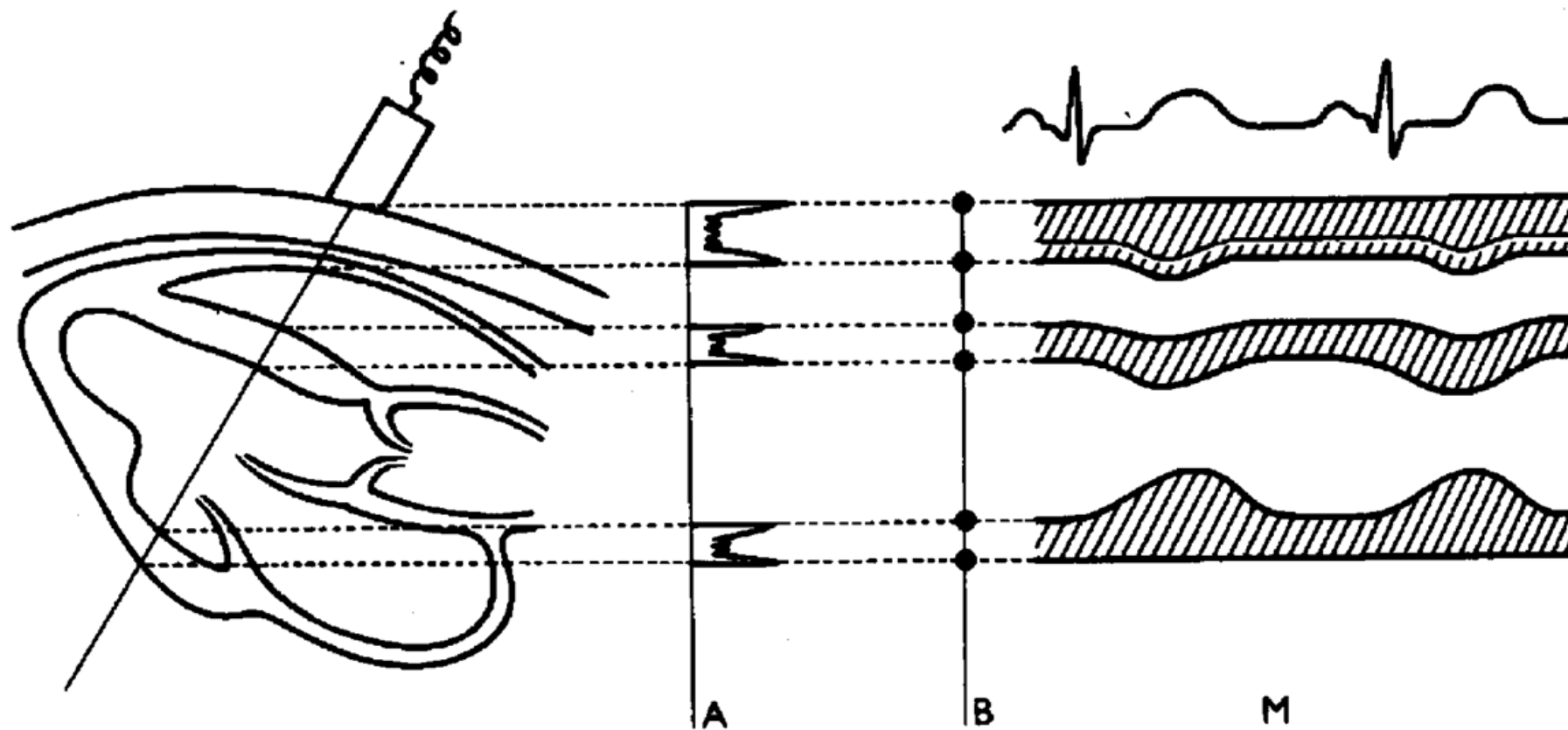
Akustický stín

M-MÓD (MOTION MODE)

- Jednorozměrné statické B-zobrazení ukazuje pohyby odrážejících tkání.
- Druhým rozměrem je u této metody čas.
- Statická sonda zachycuje odrazy od pohybujících se struktur.
- Světlé body se pohybují vertikálně na obrazovce, horizontální posun záznamu je způsoben pomalou časovou základnou.
- Zobrazené křivky představují pohyb tkáňových struktur.



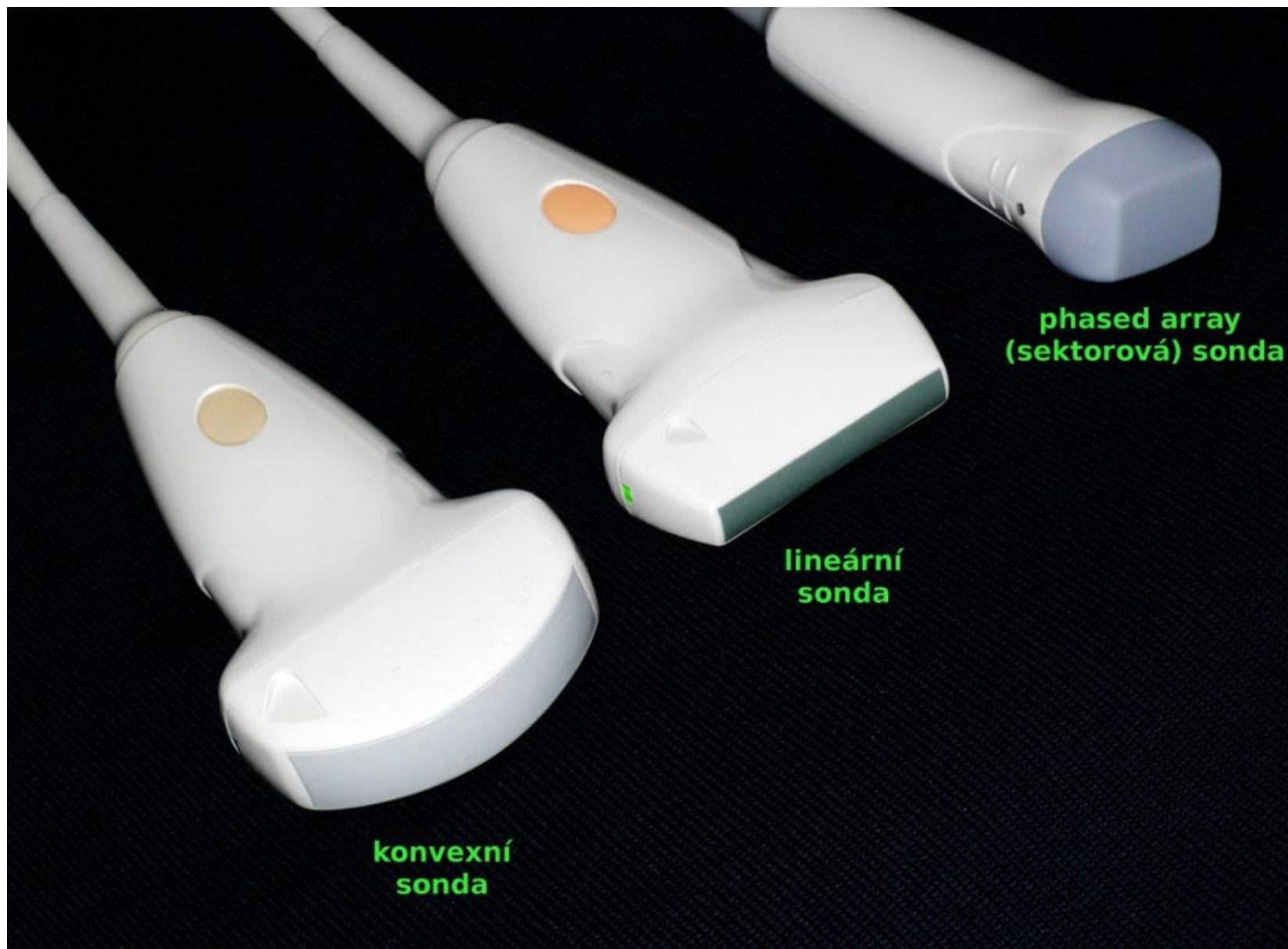
POROVNÁNÍ PŘEDCHOZÍCH MÓDŮ



Ultrasonografické sondy

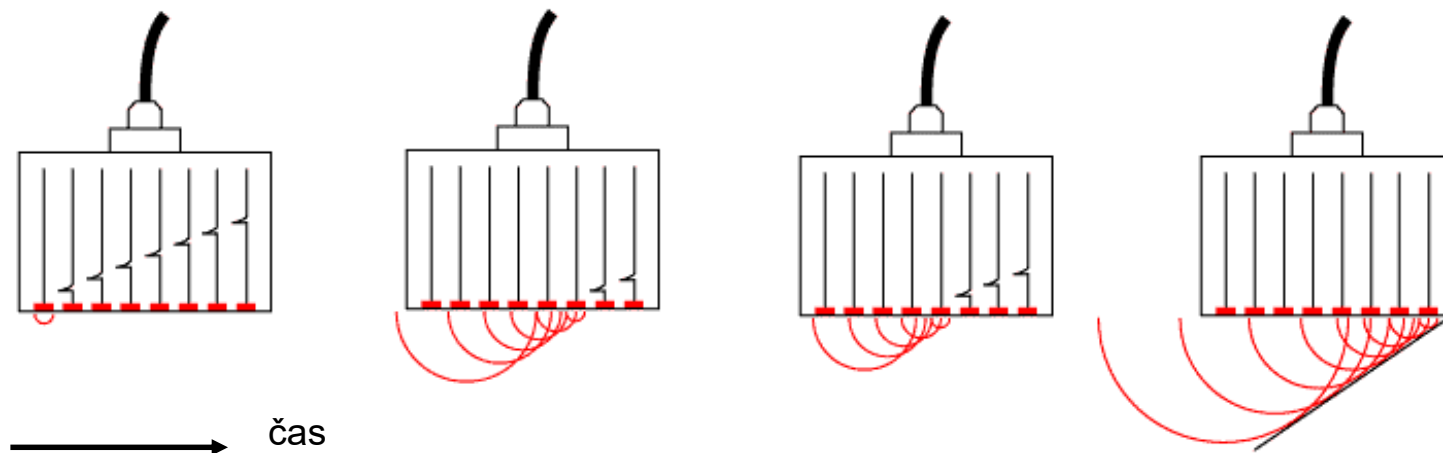
- Názvosloví vyšetřovacích sond je nejednotné.
- V literatuře se nejčastěji sondy rozdělují na tři základní kategorie, které mají víceméně univerzální použití a vedle nich pak stojí další velká skupina sond specifického určení.
- Univerzální sondy jsou rozdělovány na lineární, konvexní a sektorové
- Pojmenování vzniklo jako odraz mixu popisu geometrického tvaru vytvářeného obrazu a tvaru sond.
- Pokud však nahlédneme do katalogů různých výrobců sond a k tomu připojíme zvyklosti v pojmenovávání v lékařské praxi, zjistíme odlišnosti, které mohou být matoucí.
- Pojmenování lineární sonda (linear probe či linear array probe, ve zkratce L) a konvexní sonda (convex či curved array probe ve zkratce C) je jasné a v podstatě zcela jednotné jak u výrobců, tak i v praxi.

TYPY SOND

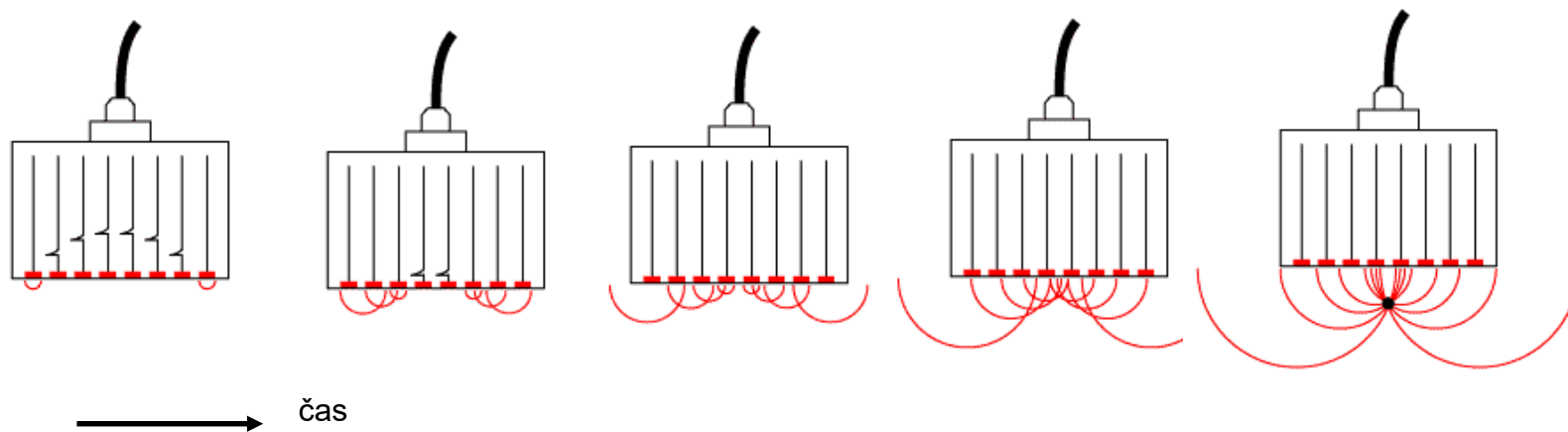


- Označení třetí skupiny sond již tak jednotné není.
- Někteří výrobci (např. PHILIPS a GE) skutečně tento typ sond, který se nejčastěji používá pro kardiologické vyšetření, označují písmenem S a preferují název sektorová sonda (sector array probe).
- Další skupina známých výrobců (např. MEDISON, ESAOTE, SonoScape, SonoSite) však stejnou kategorii sond označuje písmenem P, vycházejícím z názvu phased array probe.
- Český (dokonce ani německý) ekvivalent tohoto názvu nevznikl.
- Název phased array probe významně lépe vystihuje činnost sondy při vytváření obrazu (na další straně).
- Protože pomocí jakéhokoliv typu sond se zobrazuje vždy jen určitý sektor vyšetřovaného pole, můžete se v praxi setkat s tím, že i sondy typu L či C mohou být zvykově nazývány sektorovými, přestože se nejedná o phased array probe.

TYPY SOND



Princip vychylování roviny vyzařování lineární sondy (steering)



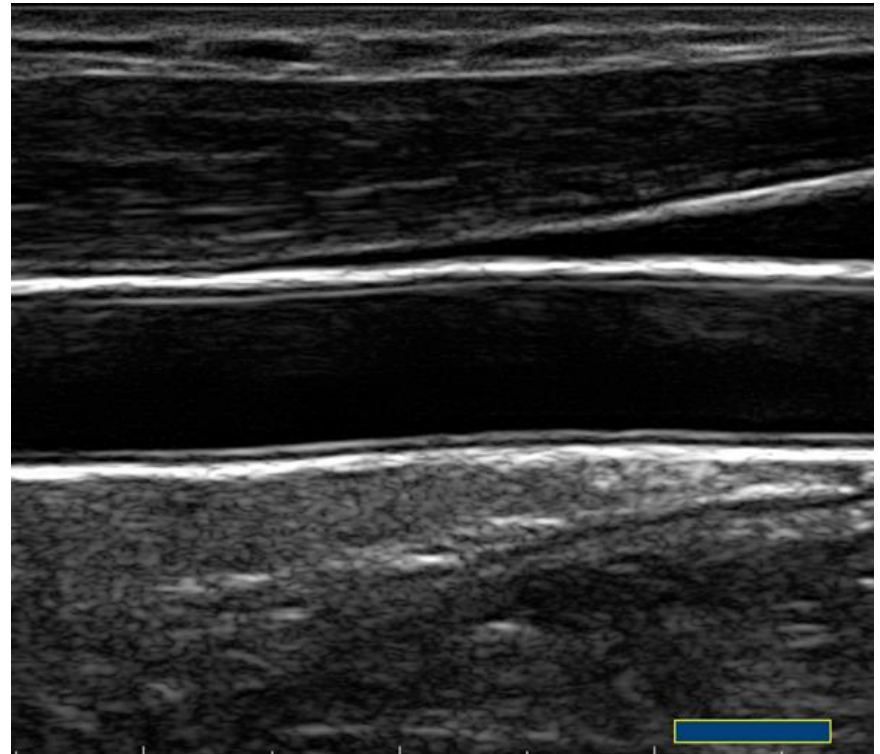
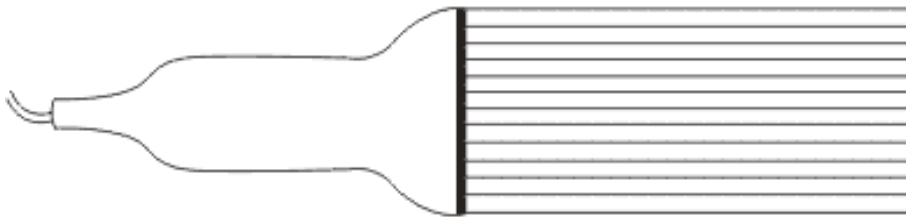
Princip fokusace u lineárních sond

TYPY SOND

- Sondy však v každém případě můžeme rozlišit jen podle geometrického tvaru vytvořeného obrazu a to na sondy zobrazující pravoúhle a sektorově.
- Sondy používané pro medicínské zobrazování v B či M módu jsou vždy multielementové, tj. skládají se z většího počtu elementárních měničů.
- V řadě případů je s výhodou možno využít směrového vychýlení vyzařovaných impulzů k dosažení zobrazení tkání v jinak špatně dosažitelné oblasti (steering, phased array), či ve vyšší kvalitě (focusing).
- Dříve byl ultrazvukový svazek pro správné zobrazování vychylován, a to mechanicky, dnes zcela převládají sondy, u nichž je ultrazvukový svazek vychylován a fokusován elektronicky.

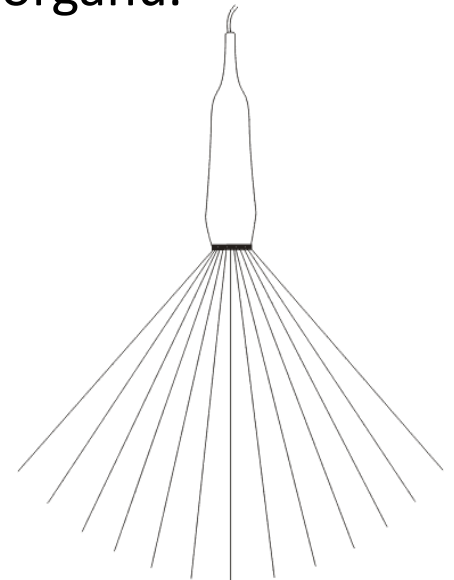
LINEÁRNÍ SONDA

- Sondy jsou tvořeny systémem velkého počtu (až 250) miniaturních piezoelektrických měničů uspořádaných do souvislé řady.
- Krystaly sondy, uspořádané v řadě, umožňují elektronické vychylování ultrazvukového paprsku.
- Každý ultrazvukový paprsek je tvořen aktivací několika krystalů (skupin krystalů) v závislosti na konstrukci sondy a celého přístroje.
- Lineární sondy vyšších kmitočtů (5-10MHz) se používají především pro vyšetřování povrchových orgánů a v kombinaci s dopplerovskými moduly pro vyšetřování cév.

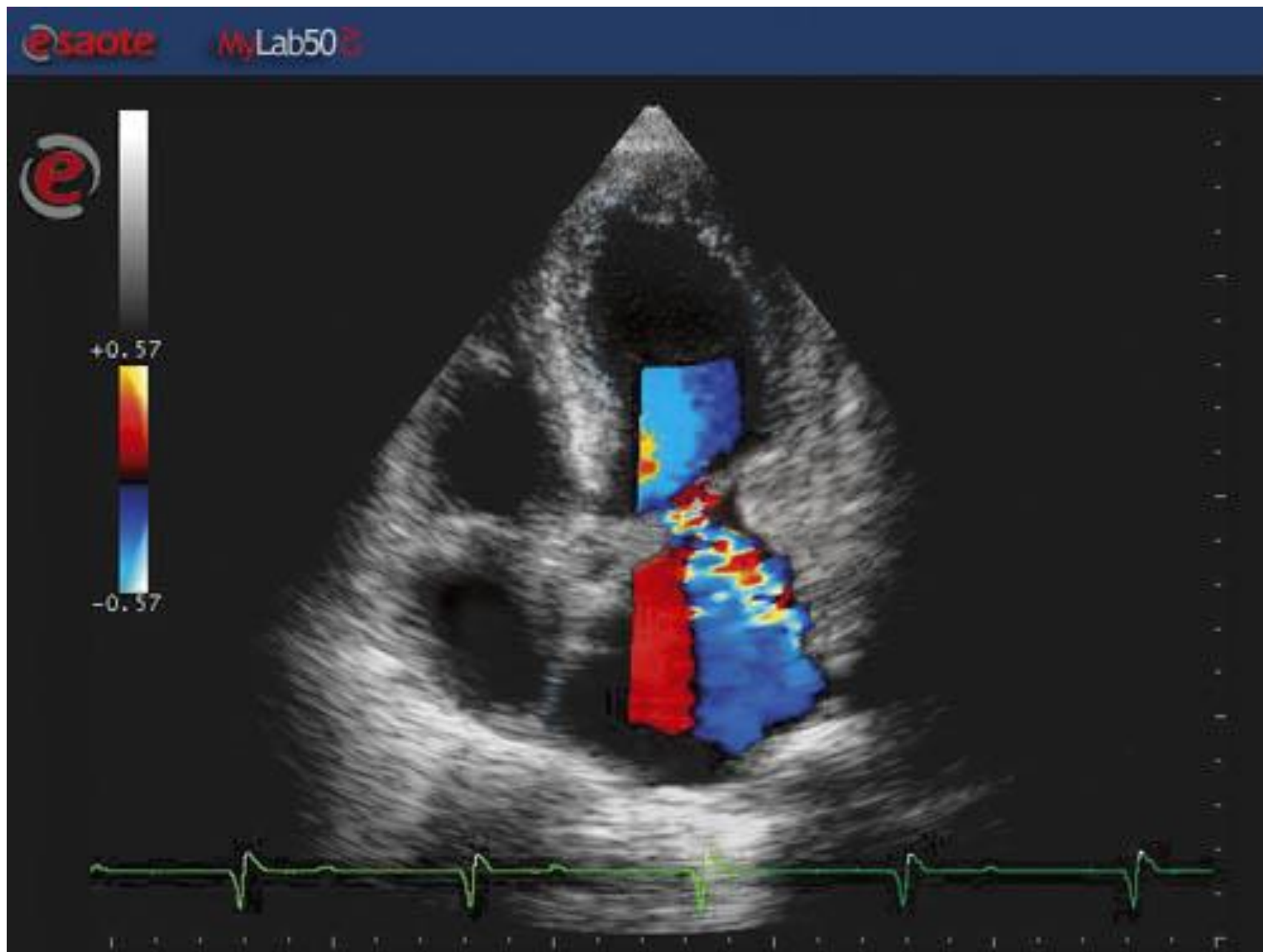


SEKTOROVÁ SONDA (PHASED ARRAY)

- Sonda poskytuje zobrazení ve tvaru kruhové výseče.
- Dříve bylo takového zobrazování dosahováno mechanickým vychylováním piezoelementů, dnes se však provádí výhradně elektronicky technologií phased array .
- Sondy s elektronickým vychylováním mají malý rozměr, ohnisko vzniku a příjmu paprsků je též malé, ale ultrazvuk se šíří v poměrně velkém úhlu od zdroje.
- To je výhodné v případě, že máme k dispozici jen malé hypoechogenní okno, kterým můžeme ultrazvuk vyslat ke sledovanému orgánu.
- Typickým příkladem je echokardiografie, kdy je srdce možné vyšetřovat jen přes úzký mezižeburní prostor.
- Nevýhodou je, že hustota ultrazvukových paprsků klesá s rostoucí vzdáleností od sondy a tím úměrně klesá i rozlišovací schopnost.

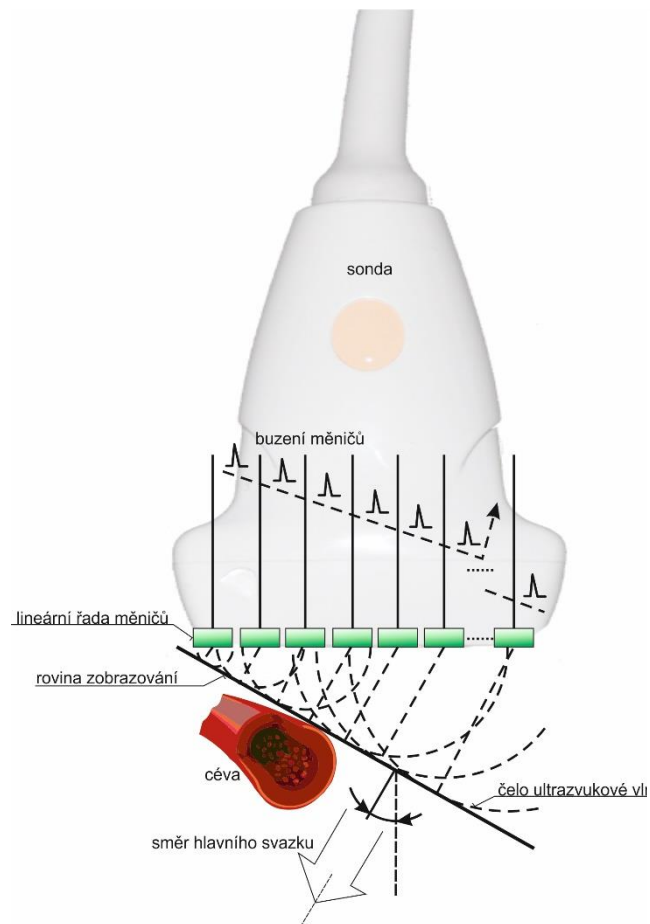


SEKTOROVÁ SONDA (PHASED ARRAY)

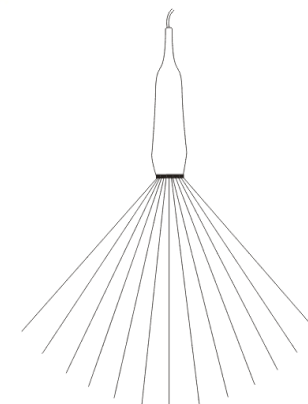
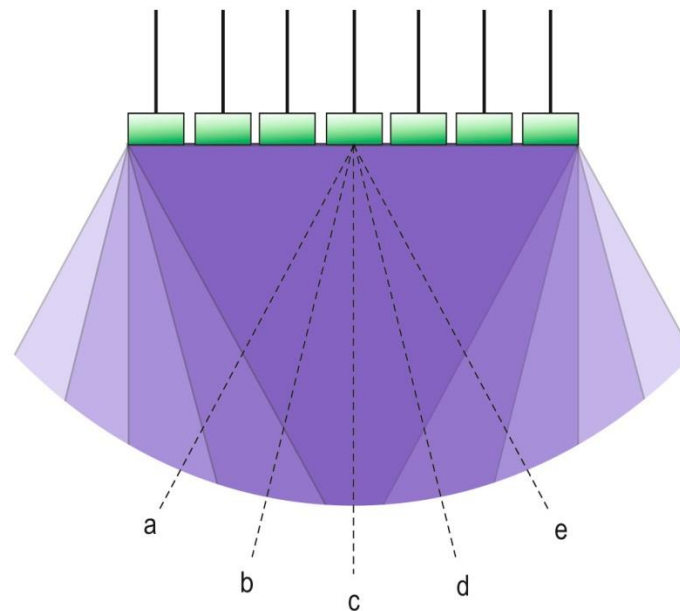
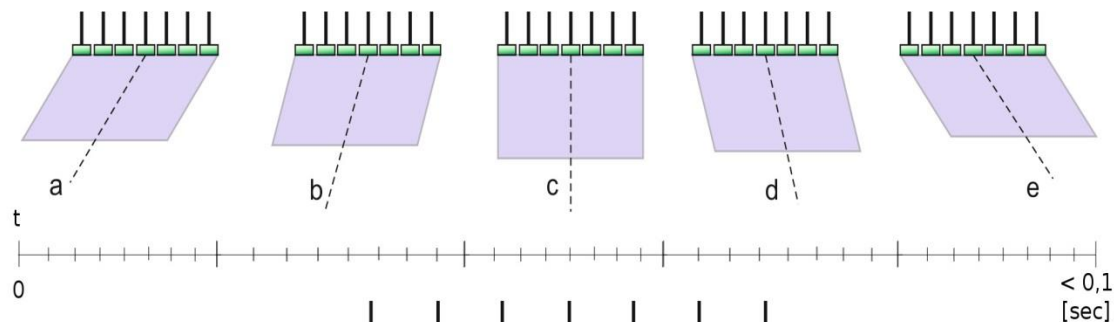


SEKTOROVÁ SONDA (PHASED ARRAY)

Princip vychylování

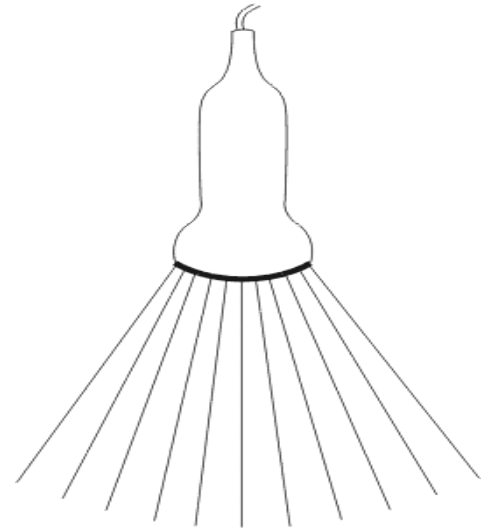


Princip phased array zobrazování



KONVEXNÍ SONDA

- Konvexní zobrazení spojuje výhody sektorového a lineárního zobrazení (ze kterého z principu vychází).
- Uspořádáním elementárních měničů odpovídají lineární sondě, konvexní tvar plochy s měniči však poskytuje obraz, který odpovídá sektorovému záběru.
- Pohledový úhel je závislý na příslušné poloměru a délce krystalové řady sondy.
- Tedy tvar obrazu konvexní sondy je dán úhlem a poloměrem.
- Přestože konvexní sondy spojují přednosti sond sektorových a lineárních, zároveň přebírají nevýhody sektorového zobrazení, rozšiřování mezer mezi jednotlivými ultrazvukovými liniemi s rostoucí hloubkou, což způsobuje ve větší vzdálenosti od sondy horší rozlišovací schopnost.



KONVEXNÍ SONDA



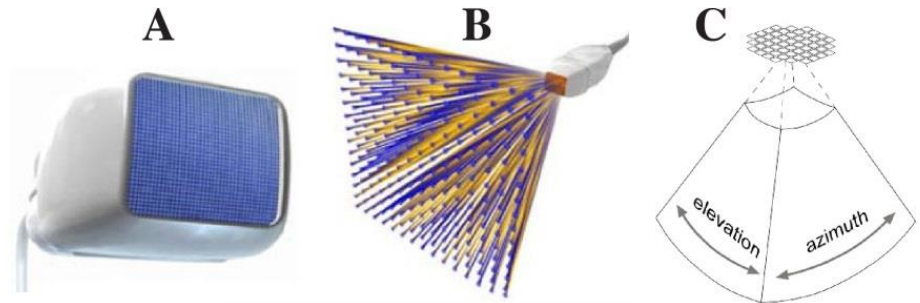
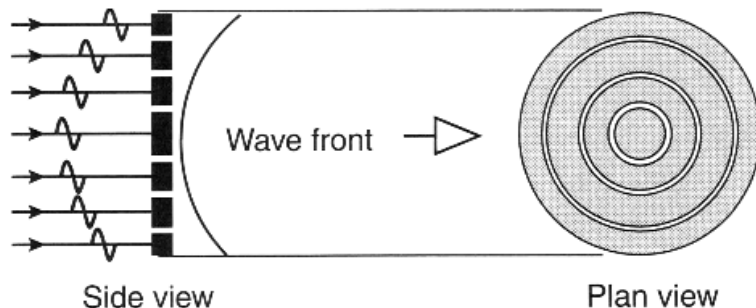
DALŠÍ TYPY SOND - PODLE USPOŘÁDÁNÍ MĚNIČŮ

Annular array:

- Uspořádání měničů v podobě mezikruží: vysoká kvalita obrazu a hloubka ostrosti.
- Nemožnost využití pro Dopplerovské měření a mechanický steering.

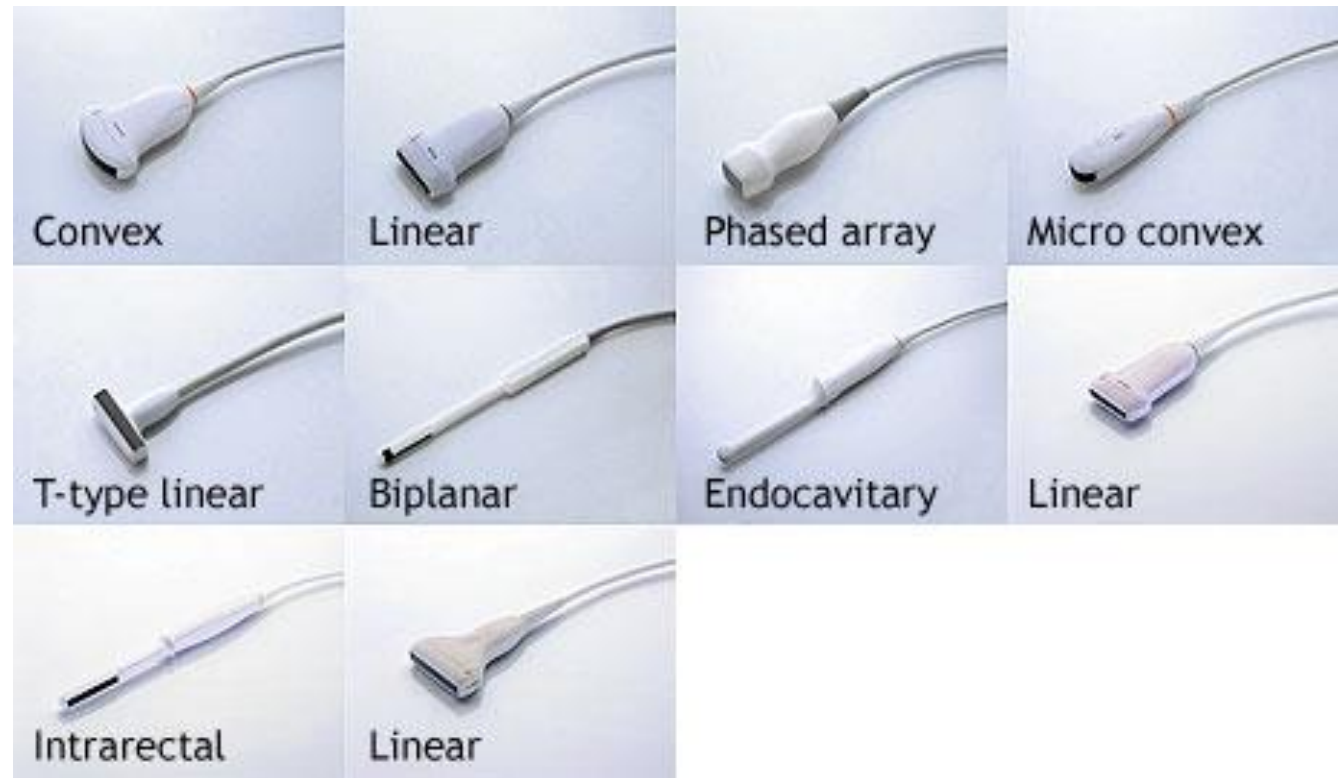
Matrix transducers

- Tzv. maticová sonda, poskytuje nejdokonalejší obraz.
- Ale složitá konstrukce, vysoká cena sond i přístrojů, které je umí využívat.



DALŠÍ TYPY SOND

- Podle účelu (místa) použití . Desítky typů, nejčastěji:
 - Laparoskopické
 - Transrektální
 - Transesofageální (často v kombinaci s EKG elektrodami)
 - Transvaginální
 - Vaskulární



Dopplerův jev

DOPPLERŮV JEV

- Dopplerův je fyzikální jev, který se projevuje změnou vlnové délky vlnění v závislosti na vzájemném pohybu přijímače a vysílače vlnění.
- Nejsnáze se tento jev demonstruje pomocí zvukových vln, projevuje se však také u elektromagnetických vln včetně rádiových vln a světla.
- Dopplerův jev je možné často pozorovat v praxi např. při silnici, kdy je zvuk sirény přijíždějící sanitky slyšen se zvyšujícím se kmitočtem a po minutí pozorovatele pak je zvuk vzdalující se sirény naopak slyšen s kmitočtem nižším než je kmitočet, který siréna skutečně vysílá.



Obr. 1.



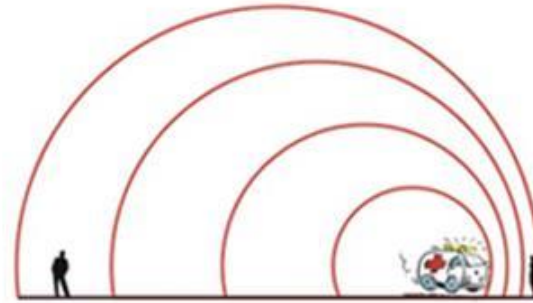
Obr.2

DOPPLERŮV JEV

- Všimněme si modelových situací zobrazených obrázcích.



Obr. 1.



Obr. 2

- Na obrázku 1. je nepohyblivý jak zdroj signálu (siréna na sanitce), tak i pozorovatelé.
- V tomto případě se za dobu t posunou znázorněné vlnoplochy do všech stran o vzdálenost $v \cdot t$ (v =rychlost vlnění v daném prostředí).
- Počet vlnových délek na tomto intervalu délky $v \cdot t$ odpovídá počtu vlnových délek, které projdou detektorem za dobu t (odpovídá frekvenci zaznamenané detektorem) je tedy:

$$f = \frac{vt/\lambda}{t} = \frac{v}{\lambda}$$

- V tomto případě je detektor v klidu a k Dopplerově jevu nedochází.

DOPPLERŮV JEV

- K Dopplerově jevu však dochází jak za situace, kdy se zdroj signálu pohybuje vůči detektoru (vpřed i vzad) – viz. obrázek 2 na předešlé stránce.
- K jevu dochází i v situaci, kdy se detektor pohybuje vůči zdroji signálu (vpřed i vzad).
- Spojením matematických výpočtů pro každý ze čtyř uvedených případů vznikne obecný vztah pro Dopplerův jev, kdy se detektor i zdroj pohybují vzhledem k okolnímu vzduchu:

$$f = f_0 \frac{v \pm v_D}{v \pm v_Z}$$

Kde: f je výsledná frekvence,
 f_0 je frekvence zdroje,
 v je rychlost zvuku v daném prostředí,
 v_Z je rychlost pohybu zdroje
 v_D je rychlost pohybu detektoru

- Dosazením $v_D=0$ do obecné rovnice pak dostaneme rovnici pro stav „**zdroj v pohybu, detektor v klidu**“:

$$f = f_0 \frac{v}{v \pm v_Z}$$

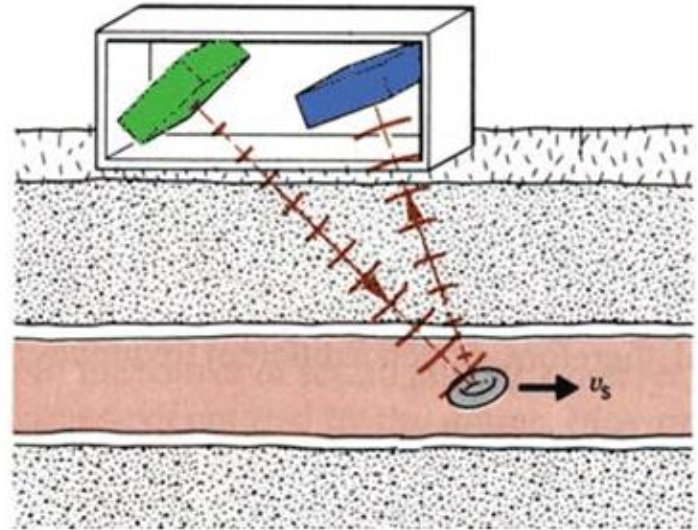
- Zdroj se pohybuje k detektoru, frekvence je tedy vyšší, ve jmenovateli tedy musí být znaménko **mínus**. V opačném případě (zdroj se vzdaluje od detektoru) použijeme znaménko **plus**.
- Dosazením $v_Z=0$ do obecné rovnice pak dostaneme rovnici pro stav „**zdroj v klidu, detektor v pohybu**“:

$$f = f_0 \frac{v \pm v_D}{v}$$

- V tomto případě se detektor pohybuje ke zdroji, frekvence je tedy opět vyšší, takže v čitateli použijeme znaménko **plus**.
- V opačném případě (detektor se vzdaluje od zdroje) použijeme znaménko **mínus**.

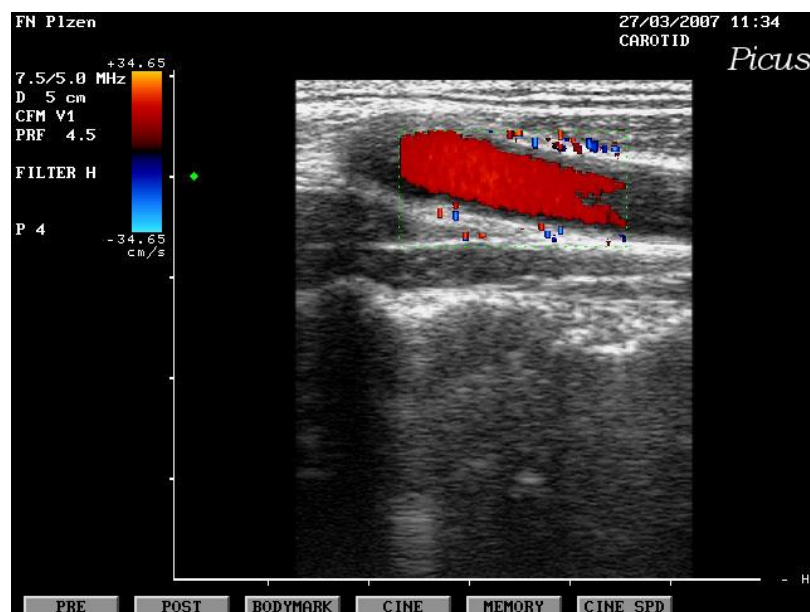
VYUŽITÍ DOPPLEROVA JEVU V MEDICÍNĚ

- Dopplerova jevu se v medicíně využívá k měření rychlosti a zjišťování směru proudění krve (viz obrázek).
- Piezoelektrický ultrazvukový měnič – vysílač (zelená barva) v ultrazvukové sondě vysílá pod úhlem jiným než kolmým ultrazvukové kmity směrem k cévě.
- Krvinky v proudící krvi působí jako odrazná plocha a stávají se tak vlastně pohyblivými zdroji signálu, který je zachycován piezoelektrickým přijímačem (zelená barva) – jedná se tedy o výše zmiňovaný případ, kdy zdroj signálu se pohybuje a detektor stojí.
- Kmitočet přijímaného signálu je pak porovnáván s kmitočtem signálu vysílaného a ze zjištěného Dopplerovského posunu je pak vypočítávána rychlost pohybu krve a jejich směr.

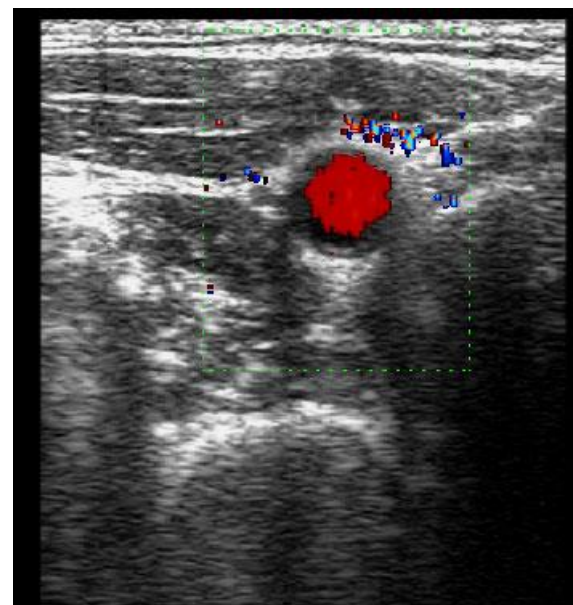


DOPPLERŮV JEV V LÉKAŘSKÉ DIAGNOSTICE

- Dopplerovský kmitočtový posun (tedy vlastně rozdíl) popsany v předchozím případě lze poměrně snadno převádět na akustický signál, z kterého lze detekovat změny rychlosti a směru proudění.
- Moderní diagnostické sonografické přístroje zvládají nejen akustickou interpretaci dopplerovských změn, ale též grafickou, a to jednak v podobě grafického záznamu a jednak v podobě barevného zobrazení proudění a to většinou současně.



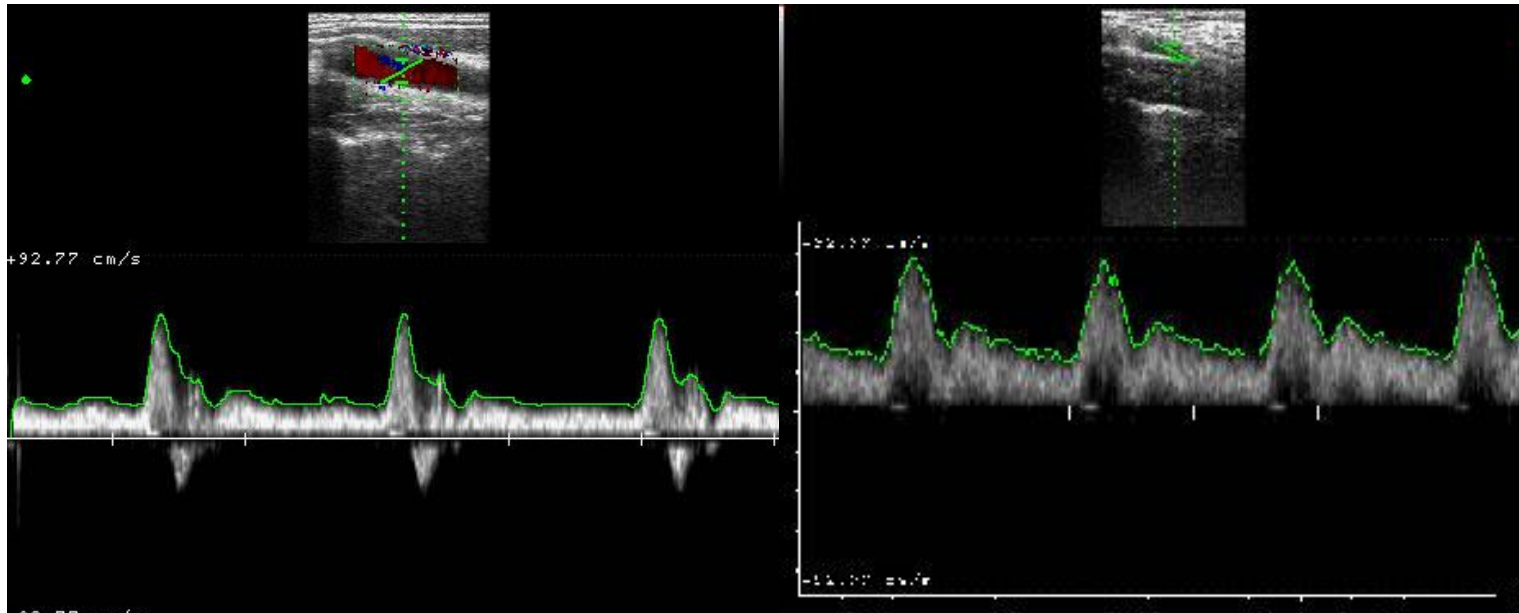
ACE v podélném řezu v místě odstupu ze sinus caroticus.
Rychlost proudění krve znázorněno barevným dopplerovským
zobrazováním



ACC v podélném řezu v místě sinus caroticus.
Rychlost proudění krve znázorněno barevným
dopplerovským zobrazováním

DOPPLERŮV JEV V LÉKAŘSKÉ DIAGNOSTICE

- Měřením rychlosti a změn rychlosti proudění krve v cévách a srdci, stejně jako určování jejich směru je významným diagnostickým postupem.
- V rámci ukázky praktik na ústavu Biofyziky si vyzkoušíte takovéto měření a pomocí něho rozlišit základní anatomické struktury – v tomto případě arteria carotis externa, která se vyznačuje vysokým hydrodynamickým odporem a a. carotis interna, kde má proudění nízkoodporový charakter.



1. ACE v podélném řezu v místě odstupu ze sinus caroticus. Znázorněn graf rychlosti proudění krve.

2. ACI v podélném řezu. Znázorněn graf rychlosti proudění krve.

Endoskopie

ENDOSKOPIE - ZÁKLADNÍ POJMY

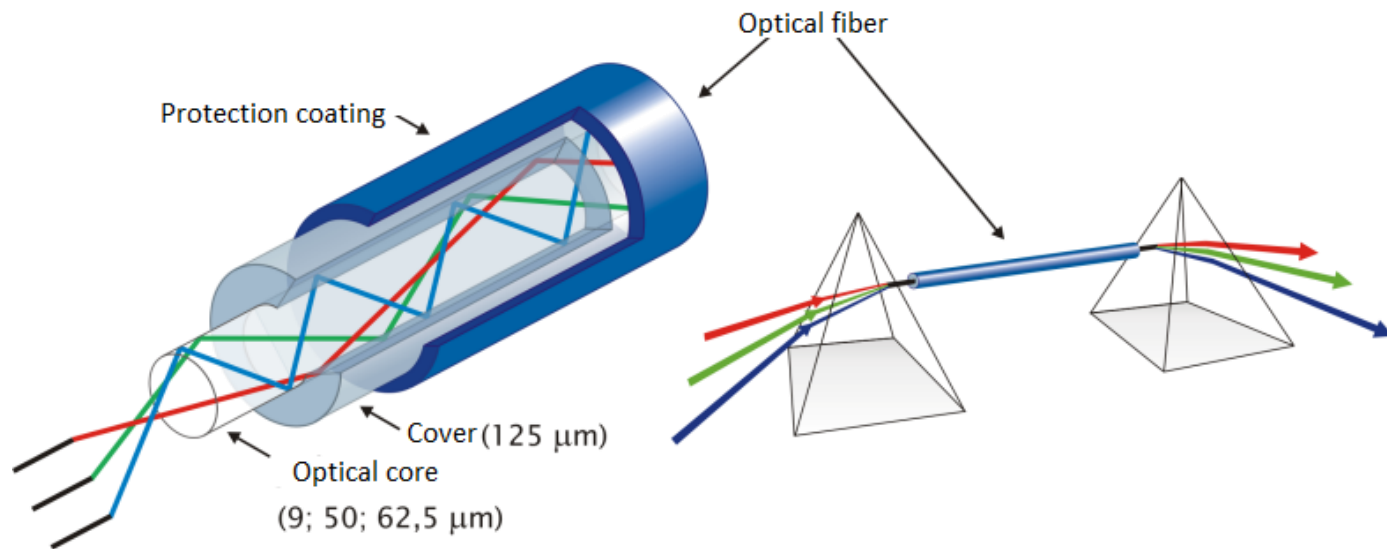
- Endoskopie je metoda, která umožňuje pozorování vnitřních prostor dutých objektů, které nelze vidět přímo.
- Přístroj, který tuto metodu umožňuje provádět se v technické praxi nazývá boroskop (endoskop), v humánní medicíně pak endoskop.
- Rozdělení těchto přístrojů do kategorií se řídí způsobem realizace přenosu obrazu od distálního konce endoskopu (sondy) k pozorovateli.
- Od prvních pokusů až do doby zavedení videoskopů všechny endoskopy využívaly pro přenos obrazu principů odrazu a lomu světla.

ZÁKLADNÍ POJMY – ZDROJ SVĚTLA

- Světlo je viditelná část spektra elektromagnetického vlnění.
- Na jedné straně svého spektra začíná červenými paprsky (cca $\lambda = 760\text{nm}$) a přes ostatní barvy pokračuje až na fialovou ($\lambda = 400\text{nm}$).
- Zdroje světla, např. žárovka či výbojka, vyzařují také neviditelné infračervené paprsky (IR, $\lambda = 760\text{nm} - 1\text{mm}$), které jsou zdrojem tepla.
- Tepelné paprsky je nutné odfiltrovat ještě před tím, než je světlo směřováno ze zdroje do světlovodných vláken.
- Mluvíme pak o „studeném“ zdroji světla.
- Filtrace IR paprsků se provádí proto, aby se distální konec endoskopické sondy významně nezahříval a nedráždil tak tkáň, se kterou přijde do styku.

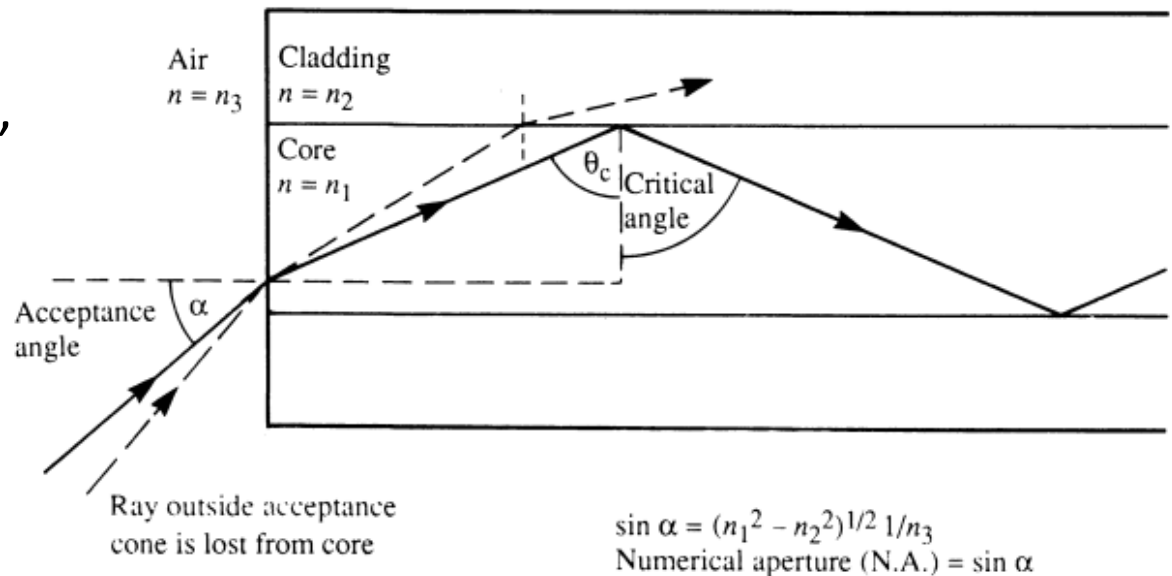
ZÁKLADNÍ POJMY - SVĚTLOVOD

- Světlovod je optický systém vedoucí světlo.
- Ohebný (flexibilní) světlovod je složen ze svazku (stovky tisíc) velmi tenkých skleněných vláken.
- Ta musí být zcela přesně uspořádaná tak, že každé vlákno musí být umístěno na stejném místě objektivového i okulárového konce fibroskopu.
- Vlákná jsou volně ohebná, pružná a mohou ve fibroskopech dosahovat délky kolem 3m.



ZÁKLADNÍ POJMY - SVĚTLOVOD

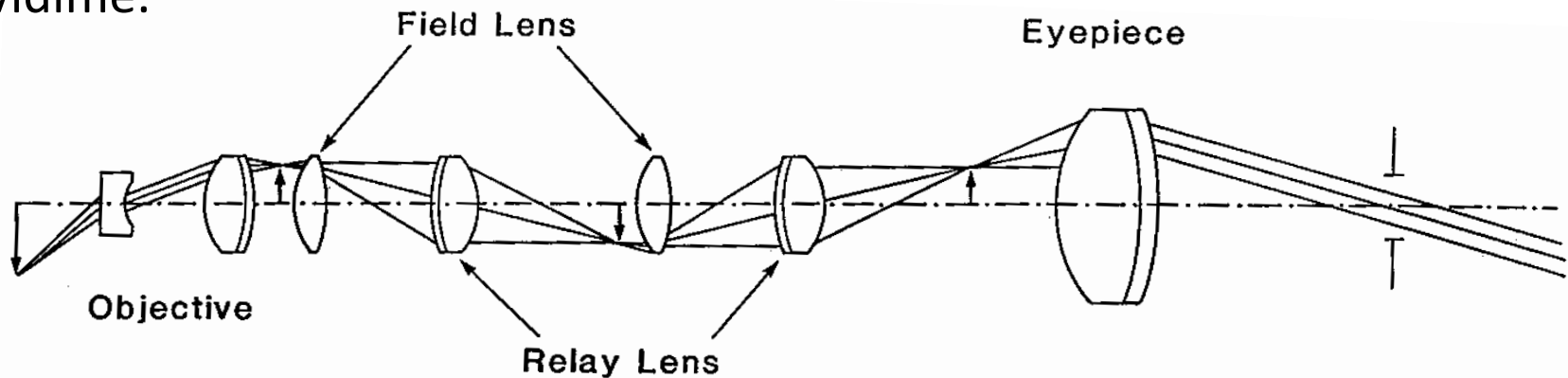
- Základem vedení světla těmito vlákny je několikanásobný úplný odraz světla na vnitřní ploše vlákna.
- Každé vlákno je dvouvrstvé, každá vrstva skla má různý index lomu (refrakční index n).
- Tenká povrchová vrstva ($n = 1,55$), která vytváří souvislý plášť, má nižší index lomu než vnitřní vrstva ($n=1,62$).
- Jádro je tedy vlastním světlovodným prostředím, povrchová vrstva zabraňuje nežádoucímu výstupu světla z vlákna.
- Protože se vnější vrstva vlákna chová jako zrcadlo, je vlákno schopno vést ve vnitřní vrstvě světlo při libovolném zakřivení osy.



Rigidní endoskop

RIGIDNÍ ENDOSKOP

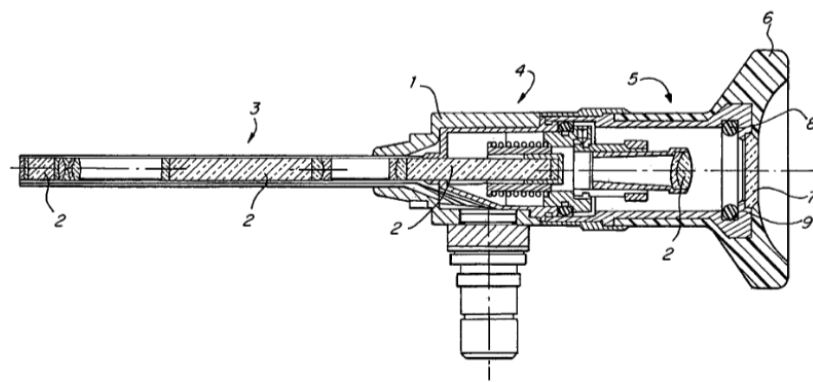
- Skládají se z několika částí, z nichž hlavní je optický systém, který si lze představit jako kovový tubus, který má tři hlavní části: objektiv, sadu přenášecích čoček a okulár.
- **Objektiv** určuje, pod jakým úhlem bude pozorovaný objekt snímán.
- Následující řada čoček vede obraz až do ohniska okuláru, ve kterém ho vidíme.



- Proti rušivému vlivu bočního světla je oko chráněno očníci.
- Většina optik má ještě ochranný plášť, který má vnitřní průměr o trochu větší než v něm zasunutý tubus.

RIGIDNÍ ENDOSKOP

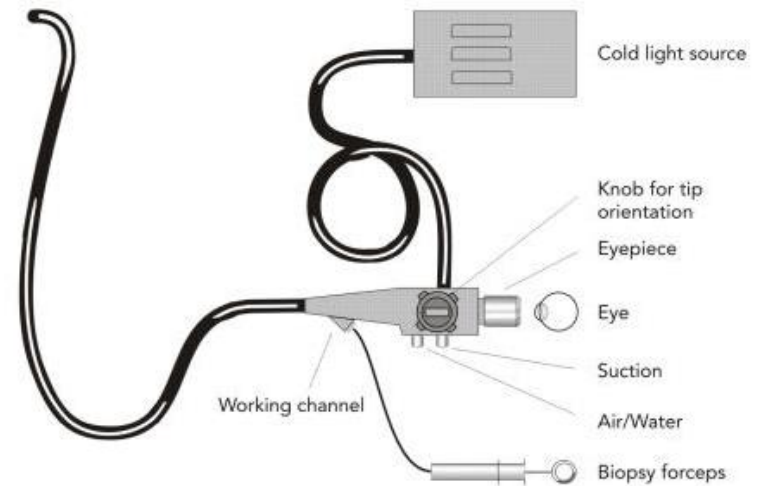
- Ve vzniklém prostoru jsou srovnána skleněná vlákna.
- Tato vlákna slouží pro přenos světla pomocí světlovodného kabelu, který se k optice připojuje.
- Vlastní rigidní optika se dále vsouvá do pracovního tubusu, který je vybaven pracovním kanálkem na odsávání, insuflaci a instrumentarium.
- Nevýhodou rigidních endoskopů je vyšší riziko poškození vyšetřovaného orgánu, např. perforace střeva.



Flexibilní endoskop

FLEXIBILNÍ ENDOSKOP - FIBROSKOP

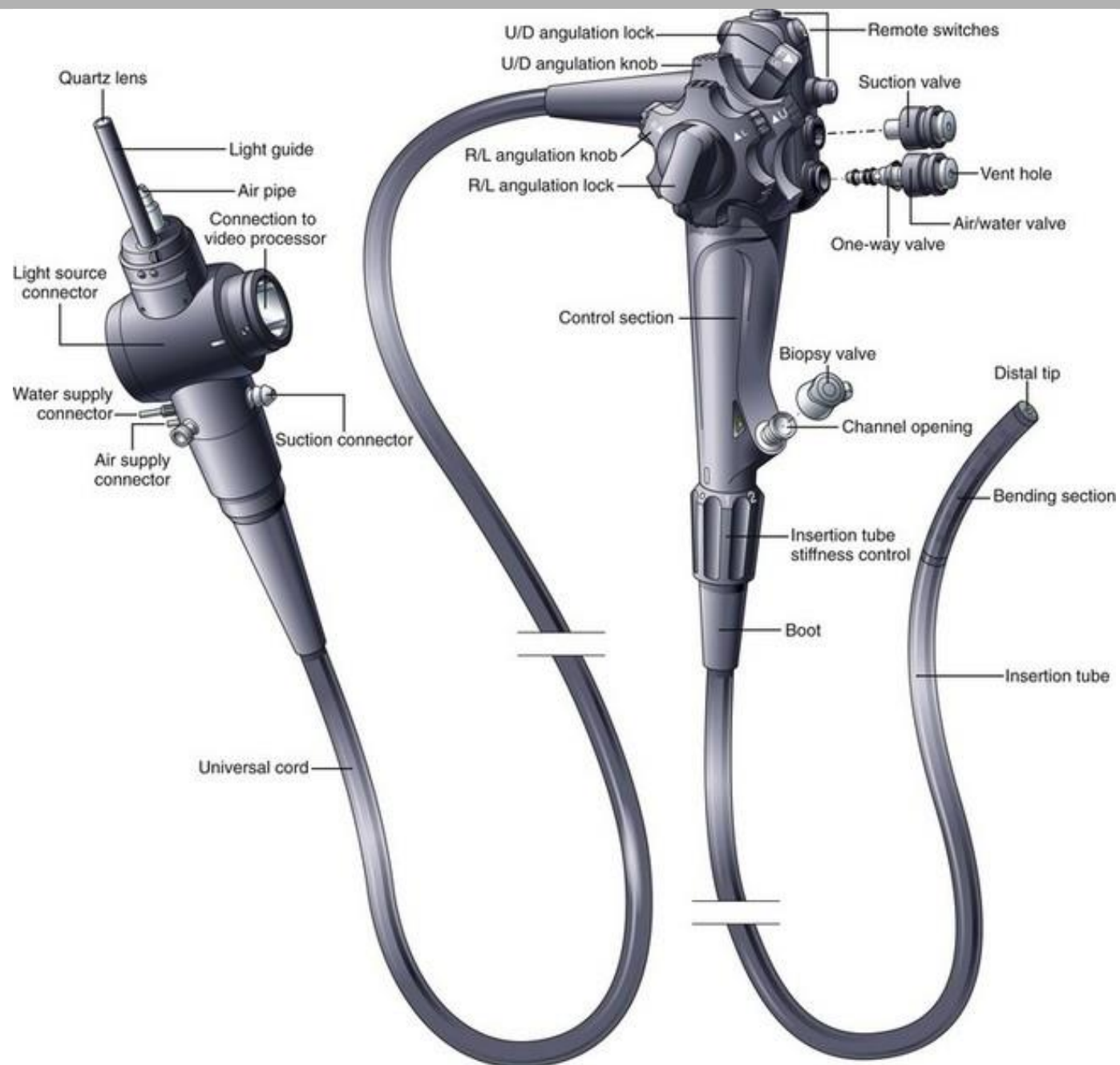
- Základní částí těchto endoskopů je svazek (svazky) optických vláken, uložený ve flexibilním tubusu - sondě.
- Hlavní svazek je určen pro vedení obrazu, další jeden až dva slabší svazky vedou světlo k distálnímu konci sondy, kde je rozptylováno do okolí objektivu a tím je osvětlena pozorovaná oblast.
- Zdrojem světla je u medicínských endoskopů většinou xenonová výbojka umístěná ve speciálním boxu na proximálním konci sondy.
- Světlo je pak vedeno většinou dvěma svazky optických vláken na distální konec sondy.



Distální konec sondy –
optický adaptér
flexibilního endoskopu s
miniaturním průměrem
(6mm)

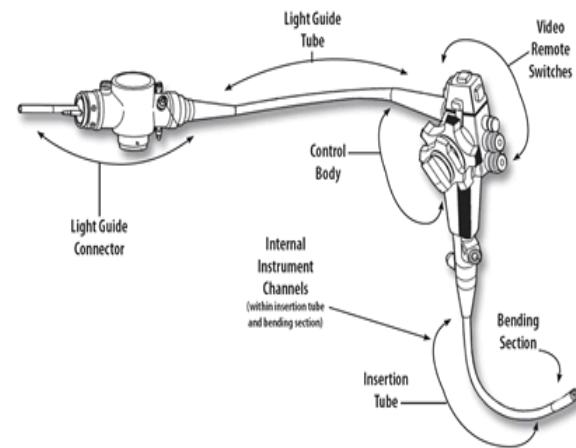


FLEXIBILNÍ ENDOSKOP - FIBROSKOP



FLEXIBILNÍ ENDOSKOP - FIBROSKOP

- V tubusu bývá kromě svazků optických vláken ještě pracovní kanál pro zavádění mikrochirurgických nástrojů a další kanál pro insuflaci tekutin a plynů.
- Na distální části tubusu je připojen tzv. optický adaptér, který nese objektiv vláknové optiky a zároveň zde vyúsťuje pracovní kanál, insuflační tryska a optikou zakončené světlovody.
- Existují také miniaturní sondy, které mají jen jediný pracovní kanál, nebo ho vůbec nemají.
- Povrch tubusu je tvořen hladkou a pružnou plastickou hmotou, která je odolná proti dezinfekčním prostředkům.



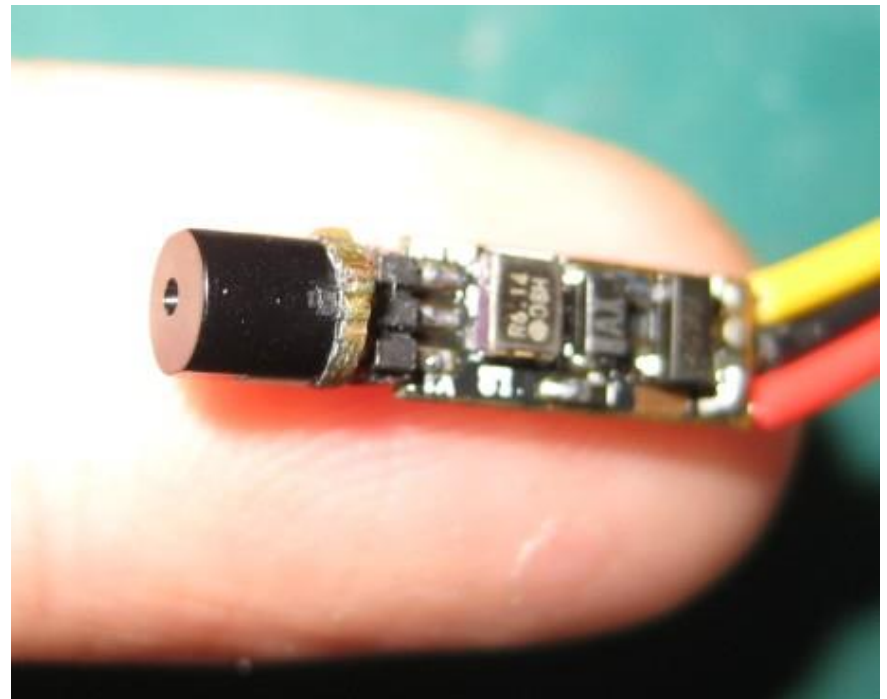
FLEXIBILNÍ ENDOSKOP - FIBROSKOP

- Proximální část tubusu je zakončena ovládací jednotkou, která, kromě jiného, poskytuje možnost ovládání zakřivení a natáčení distálního konce endoskopu.
- Vedle vlastního ovládání je v těchto místech vstup do pracovního kanálu.
- Nad ovládací jednotku vystupuje okulár, vybavený korekčním dioptrickým kroužkem.
- V okuláru jsou zabudovány kontakty pro přenos elektrického signálu při použití foto nebo TV zařízení.
- Výhodou je ohebnost systému, čímž se může fyziologicky přizpůsobovat zakřivením dutin vyšetřovaných orgánů.
- Tím je výrazně sníženo riziko perforace orgánů a následných, často život ohrožujících komplikací.
- Nevýhodou fibroskopů je omezená délka tubusu a relativně velká tloušťka vlastní sondy.

Video endoskop

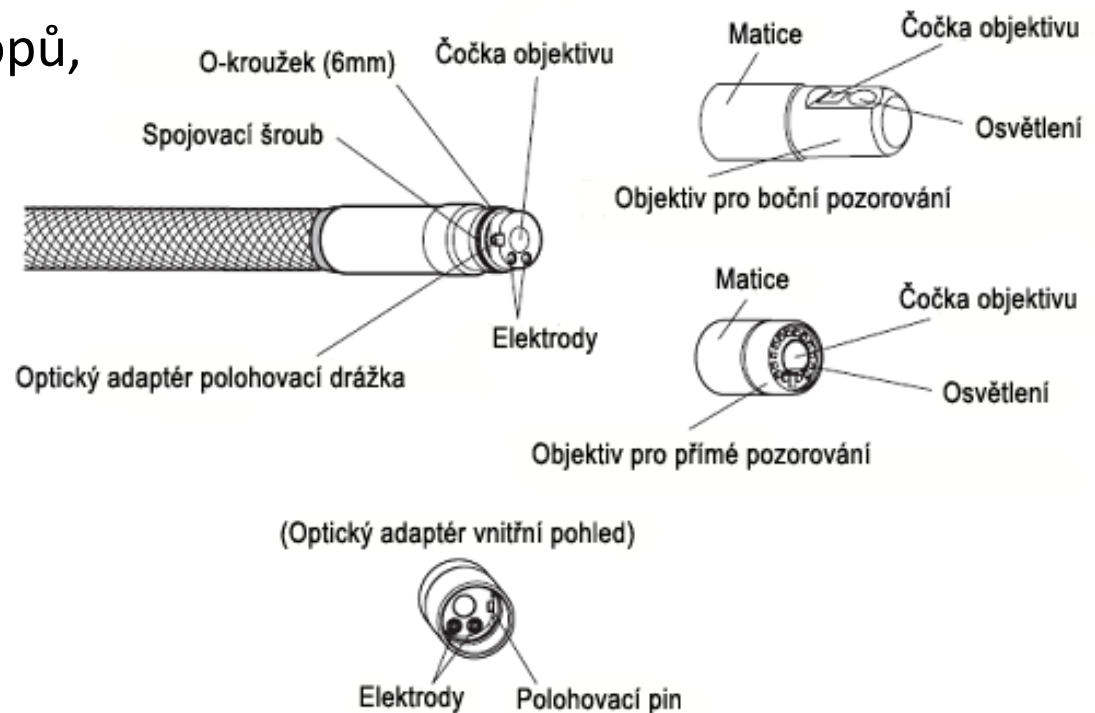
FLEXIBILNÍ ENDOSKOP – VIDEO ENDOSKOP

- Od osmdesátých let minulého století jsou do medicínské i technické praxe zaváděny tzv. videoendoskopy (videoskopy).
- Konstrukce je obdobná jako u fibroskopů, jen pro přenos obrazu není využíván svazek optických vláken, ale miniaturní kamera, umístěná v distálním konci endoskopu.
- Moderní videoskop je vybaven tzv. mikročipovou kamerou, což je kamera vytvořená na bázi miniaturního CCD polovodičového čipu (stejný princip jako v běžných komerčních digitálních videokamerách, jen výrazně menší).
- Před vlastní čip se pak nasazuje tzv. optický adaptér, jehož hlavní součástí je objektiv kamery.



FLEXIBILNÍ ENDOSKOP – VIDEO ENDOSKOP

- Objektivy určené pro snímání obrazů jsou buď určené pro přímé, nebo „boční“ pozorování.
- Vysoce kvalitní videoskopy mají k dispozici i objektivy pro stereoskopická pozorování, což umožňuje pozorovateli výrazně lepší orientaci při sledování, eventuálně měření pozorovaných objektů.
- U medicínských videoendoskopů je vedení světla do místa pozorování řešeno stejným způsobem, jako je u fibroskopů, tedy optickým vláknem.
- Takovému videoskopu se pak díky kombinaci vláknové techniky a elektronickému snímání obrazu říká též hybridní videoskop.



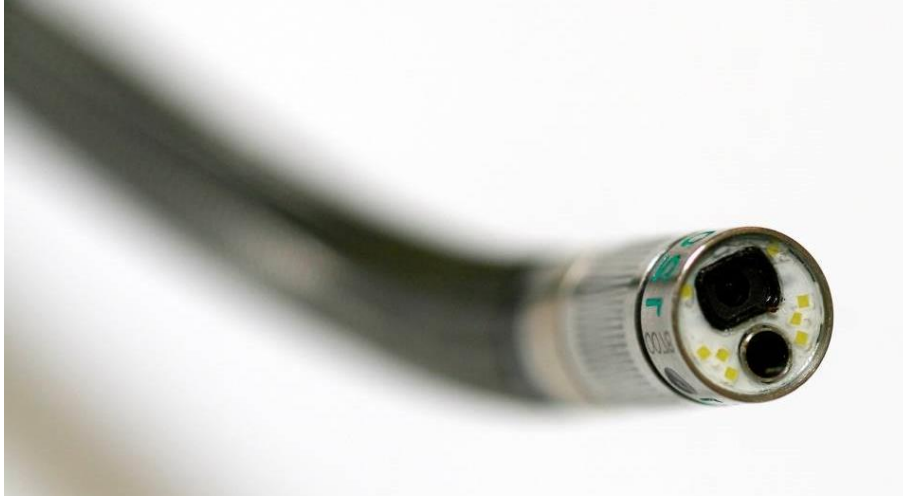
FLEXIBILNÍ ENDOSKOP – VIDEO ENDOSKOP

- U průmyslových videoskopů jsou u nejmodernějších přístrojů zdrojem bílého světla čipy na bázi technologie LED, které jsou umístěny přímo na přední ploše objektivu sondy.
- Nevýhodou tohoto řešení je velké množství tepla, které je sice menší, než u ekvivalentních světelných zdrojů žárovkových či výbojkových, nicméně je dostatečně velké, aby znemožňovalo jejich použití v medicíně. Obraz je z kamery přenášen elektronicky vodiči procházejícími pružným tubusem.
- Na proximálním konci videoskopu je také ovládací jednotka, není zde však okulár, obraz snímáný kamerou je zpracován v tzv. videoprocessoru a následně zobrazen na LCD monitoru.
- V případě, že je použit pracovní nástroj, je v místě ovládací jednotky též ovladač lanka nástroje .

FLEXIBILNÍ ENDOSKOP – VIDEO ENDOSKOP

- U průmyslových videoskopů jsou u nejmodernějších přístrojů zdrojem bílého světla čipy na bázi technologie LED, které jsou umístěny přímo na přední ploše objektivu sondy.
- Nevýhodou tohoto řešení je velké množství tepla, které je sice menší, než u ekvivalentních světelných zdrojů žárovkových či výbojkových, nicméně je dostatečně velké, aby znemožňovalo jejich použití v medicíně. Obraz je z kamery přenášen elektronicky vodiči procházejícími pružným tubusem.
- Na proximálním konci videoskopu je také ovládací jednotka, není zde však okulár, obraz snímáný kamerou je zpracován v tzv. videoprocessoru a následně zobrazen na LCD monitoru.
- V případě, že je použit pracovní nástroj, je v místě ovládací jednotky též ovladač lanka nástroje .

FLEXIBILNÍ ENDOSKOP – VIDEO ENDOSKOP



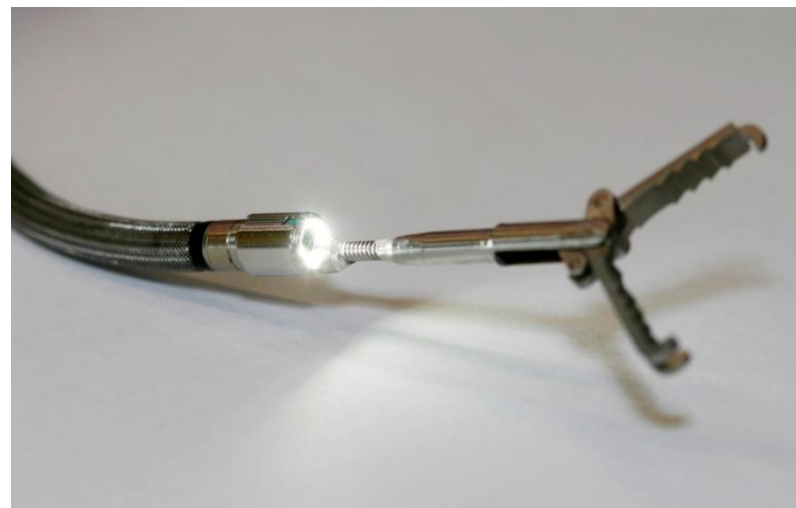
- ← Záběr na objektivovou část adaptéru průmyslového endoskopu (průměr 6mm).
- ← Žluté plošky na čelní ploše adaptéru jsou světelné zdroje na bázi LED. Nahoře je pak vlastní optika objektivu, dole vyústění prázdného pracovního kanálu.
- ← Ovládací jednotka endoskopu s viditelným bílým ovladačem lanka pracovního nástroje.



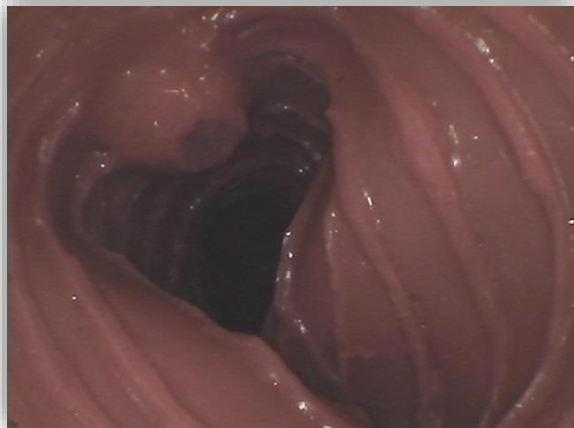
FLEXIBILNÍ ENDOSKOP – VIDEO ENDOSKOP

- K hlavním výhodám videoskopů patří možnost výrazného prodloužení délky vlastního tubusu.
- Zatímco u fibroskopů je limitující délka tubusu při zachování kvalitního zobrazení cca 3m, u videoskopů není v principu tato délka limitována, v praxi však dosahuje až desítky metrů.
- K dalším výhodám pak patří vyšší odolnost celého systému vůči nešetrnému zacházení a možnost přímého počítačového zpracování získaného obrazu – měření velikosti sledovaných objektů ve třech rozměrech, stereoskopické zobrazení, analýza zabarvení, archivace dat na paměťová média, atd..

Záběr na optické
adaptéry
videoskopů s
lankem ovládanými
pracovními nástroji



UKÁZKY SNÍMKŮ Z VIDEOSKOPU



Vaterova papila



Polyp



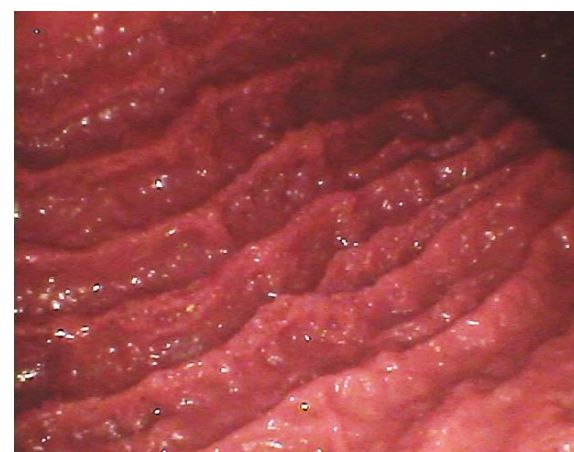
Dvanáctníkový vřed



Žaludeční vřed



Prekanceróza

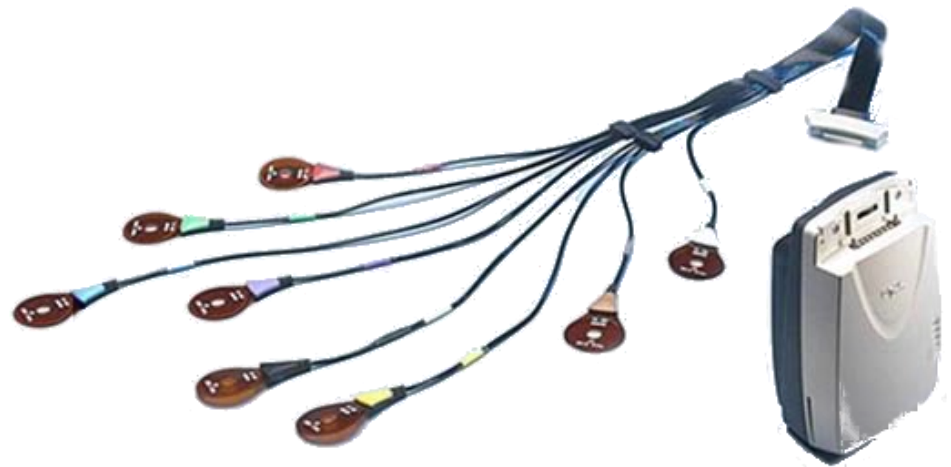
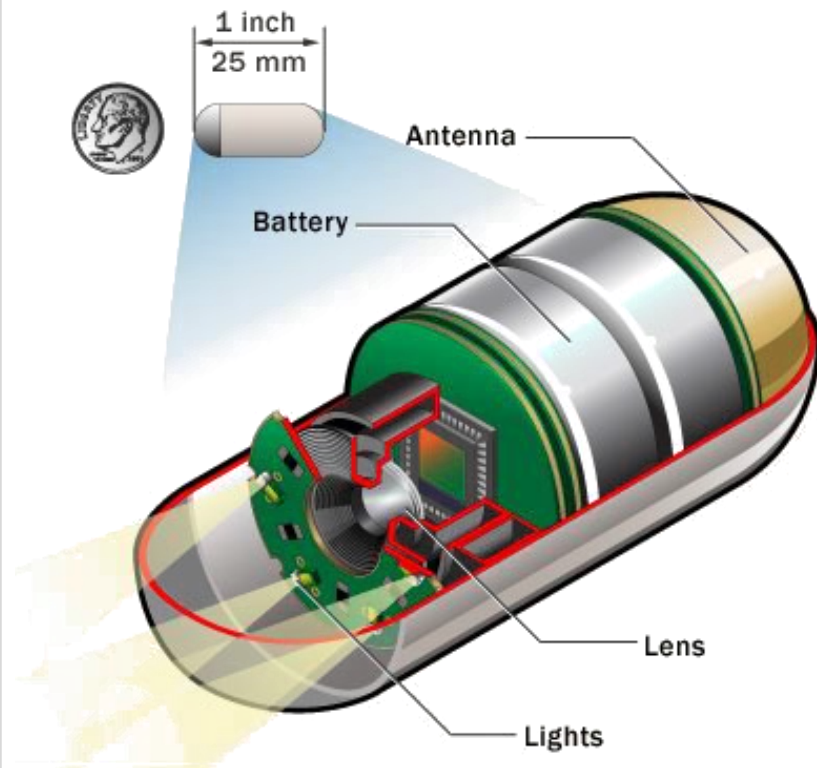


Plicae gastricae

KAPSLOVÁ ENDOSKOPIE

- Ke zvláštnímu typu endoskopie patří tzv. kapslová endoskopie. Jedná se o absolutně bezbolestné vyšetření tenkého střeva pomocí polykací kapsle velikosti větší vitamínové tablety.
- Kapsle má zabudovanou miniaturní kameru, kterou postupně snímá celý trávicí trakt tak, jak jím pomalu prochází.
- Vyšetření trvá 12 hodin, ale člověka nijak nezatěžuje – po spolknutí kapsle může svobodně odejít, ale s připevněným snímačem a musí dostatečně pít.
- Po uplynutí 12ti hodin se vyšetřovaný opět dostaví do nemocnice, tentokrát aby odevzdal snímací zařízení s uloženými daty a videozáznamem.
- V současné době se experimentuje s takzvanými „pavoučími roboty“ což je kombinace kapslové endoskopie a videoskopie.
- Jedná se o kapsli, která je spojena tenkým drátem s počítačem a je vybavena drápky pomocí kterých je možné ovládat její pohyb ve střevech.

KAPSLOVÁ ENDOSKOPIE



Stereoskopické měření

STEREOSKOPICKÉ MĚŘENÍ

- Při měření vzdálenosti mezi dvěma body pomocí optických zařízení máme v zásadě dvě možnosti - komparativní metodu a stereoskopické měření.
- Komparativní metoda využívá porovnání měřené vzdálenosti s referenčním předmětem o známé velikosti, který leží ve stejné vzdálenosti od kamery jako měřený objekt.
- Podmínkou přesnosti měření však je, aby oba body ležely na rovině kolmé ke kameře.
- Toho ovšem nelze vždy dosáhnout.
- Druhou, v praxi použitelnější metodou je stereoskopické měření.
- Není zde totiž zapotřebí, aby oba dva body měřené vzdálenosti ležely v rovině kolmé ke kameře.
- Stereoskopické měření vyžaduje speciální adaptér videoskopické sondy, který je osazen dvěma kamerami vedle sebe.

STEREOSKOPICKÉ MĚŘENÍ

- Právě toto uspořádání zajišťuje videoskopu "trojrozměrné vidění" v zásadě stejným způsobem jako pozice očí lidskému zraku.
- Pro výpočet, který provádí počítač videoskopu, je nezbytné získat polohu obou bodů v prostoru, která je v algoritmu výpočtu vyjádřena souřadnicemi ($A [a_1, a_2, a_3]$, $B [b_1, b_2, b_3]$).
- *Jak ale počítač tyto souřadnice získá?* Souřadnice každého bodu získá na základě posunutí obrazu bodu mezi oběma kamerami.
- U obou kamer platí, že tentýž pozorovaný bod leží na přímce, probíhající pozorovaný bodem, středem čočky (C, C') a obrazem bodu na CCD* snímači kamery (D, D').
- Prostorové souřadnice středu čočky a obrazu bodu na snímači jsou známy. a tyto dva body stačí k vyjádření rovnice přímky v prostoru.
- Pro jeden pozorovaný bod máme díky dvojici kamer tyto přímky dvě a průsečík těchto dvou přímek, jehož souřadnice může algoritmus spočítat, leží v pozorovaném bodě.

STEREOSKOPICKÉ MĚŘENÍ

- Vzorec pro výpočet vzdálenosti dvou bodů v prostoru:

$$|AB| = \sqrt{(a_1 - b_1)^2 + (a_2 - b_2)^2 + (a_3 - b_3)^2}$$

- Parametrické vyjádření obou přímk probíhajících pozorovaným bodem **A** pomocí dvou bodů **C**, **D** a **C'**, **D'**.

$$p \in \mathbb{R}, t \in \mathbb{R}$$

$$a_1 = c_1 + t(c_1 - d_1) \quad a_1 = c'_1 + p(c'_1 - d'_1)$$

$$a_2 = c_2 + t(c_2 - d_2) \quad a_2 = c'_2 + p(c'_2 - d'_2)$$

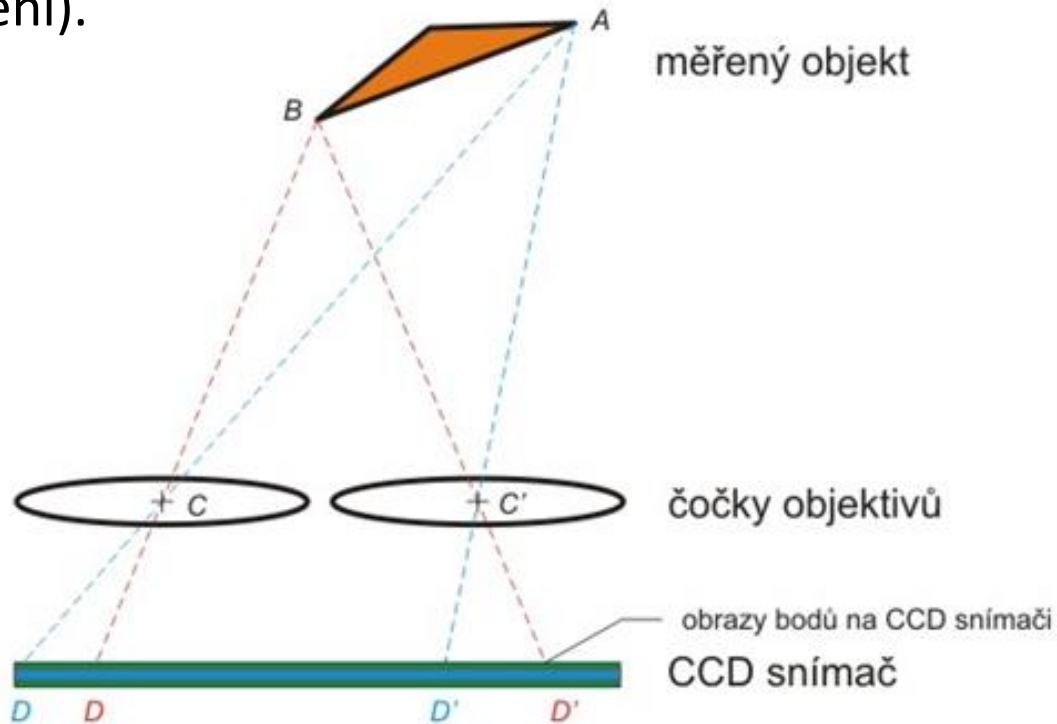
$$a_3 = c_3 + t(c_3 - d_3) \quad a_3 = c'_3 + p(c'_3 - d'_3)$$

- Z parametrického vyjádření přímk můžeme spočítat souřadnice pozorovaného bodu **A** $[a_1, a_2, a_3]$. Parametry p a t také patří mezi neznámé. Algoritmus počítá šest rovnic s pěti neznámými. Řešení výpočtu parametrů nezbytných pro dopočítání souřadnic a_1, a_2, a_3 :

$$t = \frac{d_2(c_1 - c'_1) + (c_2 - c'_2)(d'_1 - c'_1)}{c'_1(c_2 - d_2) + d'_1(d_2 - c_2) + c'_2(d_1 - c_1) - d'_2(d_1 + c_1)}$$
$$p = \frac{c_1 - c'_1 + t(c_1 - d_1)}{c'_1 - d'_1}$$

STEREOSKOPICKÉ MĚŘENÍ

- Stejným způsobem lze spočítat souřadnice bodu B.
- Přesnost měření je limitována rozlišením CCD snímáče kamery, vzdáleností čoček od sebe a vzdáleností měřeného objektu.
- Příliš vzdálené body vykazují malé posunutí obrazu bodu, na které již rozlišení CCD snímáče nestačí.
- Optimální vzdálenost měřeného objektu je 5-15 mm. (Zaručuje 95% přesnost měření).



Konec