

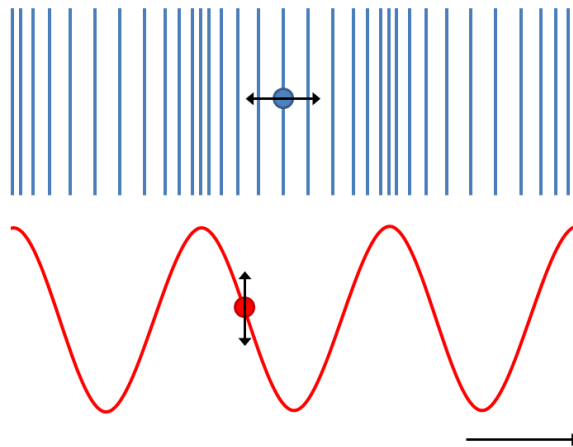
Ultrazvuková diagnostika

Biofyzikální ústav LF MU

Projekt FRVŠ 911/2013

- **Je mechanické kmitání částic látkového prostředí kolem rovnovážné klidové polohy s frekvencí vyšší než je horní frekvenční hranice slyšitelnosti lidského ucha (>20 kHz).**
- **Ultrazvuková diagnostika umožňuje získat příčné řezy tkání, které mohou nést důležité informace o jejich funkčním stavu a patologii.**
- **Nízkofrekvenční: cca 20 až 100 kHz**
→ ultrazvuková chirurgie, čištění nástrojů a materiálů
- **Vysokofrekvenční: od 100 kHz**
→ ultrazvuková terapie – asi 1 až 3 MHz
→ ultrazvuková diagnostika – asi 2 až 40 MHz
- **Hyperzvuk: >1 GHz**

- **Vznik a šíření mechanických vln je umožněno existencí vazebných sil mezi částicemi látky.**
- **Podélné vlnění:** Částice kmitají ve směru šíření vlnění. Dochází ke střídavému zhušťování a zředňování částic prostředí. Šíří se v plynech, kapalinách i pevných látkách.
- **Příčné vlnění:** Částice kmitají kolmo na směr šíření vlnění. Příčné vlny se mohou šířit pouze prostředím, které odolává namáhání ve smyku, tj. v tuhém prostředí.



Ultrazvuk

Rychlost šíření

- **Rychlost šíření závisí na vlastnostech prostředí.**
- **Mechanické kmity mohou vznikat pouze v prostředí, která vykazují setrvačnost a pružnost (elasticitu).**
 - Setrvačnost \sim hustota prostředí
 - Pružnost \sim schopnost vytvořit v látce napětí

$$c = \sqrt{\frac{K}{\rho}}$$

K ... modul objemové pružnosti [Pa]

ρ ... hustota prostředí [kg/m³]

- **Větší hustota a pevnost = rychlejší šíření ultrazvuku**

- **Veličina charakterizuje odpor prostředí vůči procházejícímu ultrazvukovému vlnění.**
- **Rovnice pro výpočet akustické impedance je obdobou Ohmova odporového zákona ($R=U/I$):**

$$z = \frac{p}{v} = \rho c$$

p ... akustický tlak [Pa]

v ... akustická rychlost* [m/s]

c ... rychlost šíření ultrazvuku [m/s]

ρ ... hustota prostředí [kg/m³]

- **Veličina má rozhodující význam při UZ zobrazování.**
- **Velikost rozdílu akustických impedancí dvou prostředí určuje míru odrazu UZ na tomto rozhraní. Podle velikosti odrazu je sestaven výsledný UZ obraz.**

* Rychlost kmitání částic prostředí kolem rovnovážné polohy.

Tabulka 2.1: Akustické vlastnosti biologických tkání.

| Tkáň | Hustota ($10^{-3} \cdot kg \cdot m^{-3}$) | Rychlost šíření podélných vln ($m \cdot s^{-1}$) | Akustický odpor ($10^{-6} \cdot Pa \cdot s \cdot m^{-1}$) |
|--------------|--|---|--|
| tuk | 0,97 | 1450 | 1,41 |
| mozek | 1,03 | 1500 | 1,56 |
| krev | 1,06 | 1580 | 1,65 |
| slezina | 1,05 | 1566 | 1,65 |
| sval | 1,07 | 1585 | 1,70 |
| kost | 1,70 | 3600 | 6,10 |
| lebeční kost | 1,90 | 4080 | 7,80 |
| ledvina | 1,036 | 1561 | 1,62 |
| játra | 1,06 | 1550 | 1,65 |
| oční čočka | 1,121 | 1647 | 1,85 |
| sklivec | 1,0037 | 1534 | 1,54 |
| bělima | 1,033 | 1650 | 1,61 |
| rohovka | 0,9447 | 1609 | 1,55 |
| měkká tkáň | — | 1540 | — |
| voda (20°C) | 0,9982 | 1492 | — |
| vzduch | 0,00013 | 331 | — |

- **Útlum UZ vlnění v látce je charakterizován snižováním intenzity (energie) vlny.**
 - Absorpce
 - Odraz, ohyb, lom, rozptyl
- **Při absorpci dochází k přeměně akustické energie UZ v teplo v důsledku vnitřního tření kmitajících částic.**
- **K útlumu odrazem, lomem, ohybem a rozptylem dochází na nehomogenitách prostředí.**
- **K odrazu vlny mimo původní směr dochází na rozhraní dvou prostředí, která jsou větší než je vlnová délka UZ. Část vlnění se na rozhraní odráží a část proniká lomem hlouběji do látky.**
- **Při dopadu vlny na částice prostředí, které jsou menší než vlnová délka UZ, dochází k rozptylu.**

Ultrazvuk

Útlum ultrazvuku

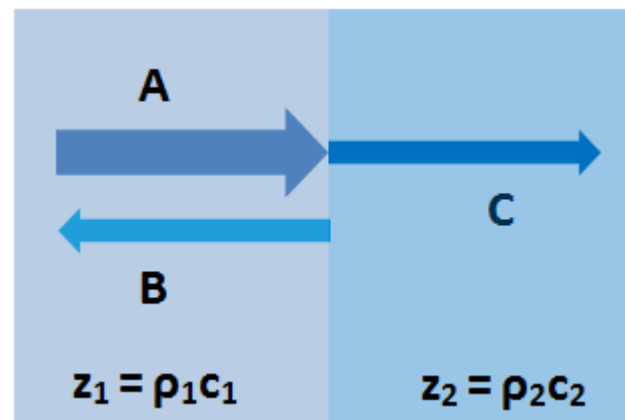
- **Míra odrazu vlnění na rozhraní dvou prostředí závisí na rozdílu akustických impedancí obou prostředí.**

→ **Koeficient průchodu D**

(poměr intenzit dopadající a prošlé vlny)

→ **Koeficient odrazu R**

(poměr intenzit dopadající a odražené vlny)



Zdroje a přijímače ultrazvuku

- **UZ vlnění se vysílá a přijímá pomocí měničů, které převádějí mechanickou energii ultrazvukové vlny na energii elektrickou a naopak.**
 - Piezoelektrické měniče (piezoelektrický jev)
 - Magnetostrikční měniče (magnetostrikční jev)
- Látky s **piezoelektrickými** vlastnostmi se vyskytují ve formě krystalů. Např. křemen, turmalín, Seignettova sůl, lithiumsulfát, niobát olova, polykrystalické látky nebo bariumtitanátová a zirkonátová keramika.
- Mezi látky s **magnetostrikčními** vlastnostmi patří některé feromagnetické materiály nebo keramické oxidy (ferity).

Zdroje a přijímače ultrazvuku

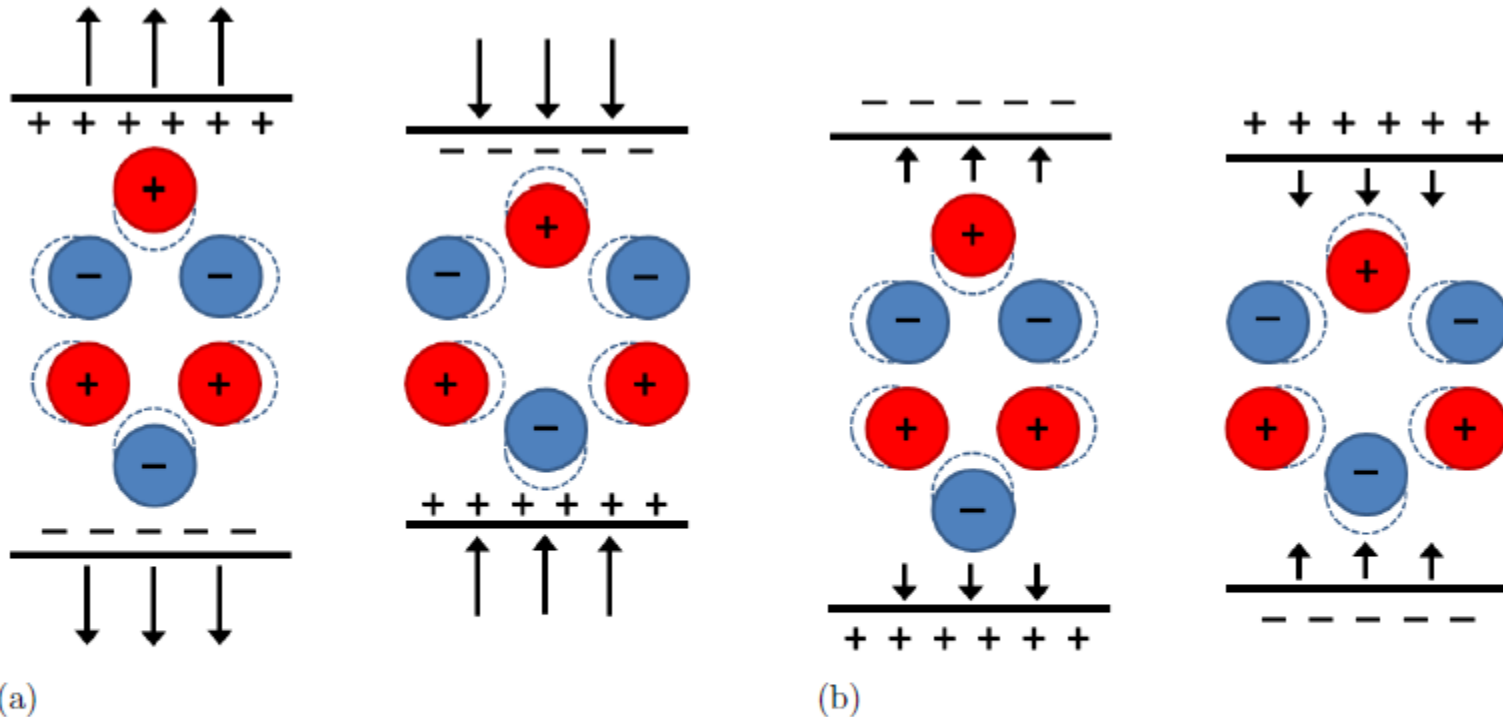
Piezoelektrický jev

- **Přímý piezoelektrický jev**
- Při deformaci piezokrystalu dochází k posunu kladných a záporných iontů v krystalové mřížce a na povrchu krystalu se vytvoří elektrický náboj.
- Velikost náboje je přímo úměrná deformaci krystalu.
- Přímého jevu se využívá k detekci ultrazvukových vln.

- **Nepřímý piezoelektrický jev**
- Přivedením el. napětí na povrch piezokrystalu dojde k posunu iontů v krystalové mřížce a krystal se deformuje.
- Velikost deformace je přímo úměrná přiloženému napětí.
- Nepřímého jevu se využívá ke generaci ultrazvukových vln.

Zdroje a přijímače ultrazvuku

Piezoelektrický jev



Obrázek 2.3: (a) Přímý piezoelektrický jev: Při deformaci krystalu piezoelektrické látky dochází k posunu kladných a záporných iontů v krystalové mřížce tak, že se na povrchu krystalu vytvoří měřitelný elektrický náboj. (b) Nepřímý piezoelektrický jev: Přivedením elektrického napětí na povrch krystalu piezoelektrické látky dojde k posunu kladných a záporných iontů v krystalové mřížce a krystal se deformuje.

Zdroje a přijímače ultrazvuku

Magnetostrikční jev

- **Přímý magnetostrikční jev**
- Při deformaci magnetostrikční látky dochází ke změně magnetizace a permeability této látky.

- **Nepřímý magnetostrikční jev**
- Vložením magnetostrikční látky do magnetického pole dochází k deformaci této látky.

- **Magnetostrikční měniče mohou produkovat ultrazvukové frekvence jen asi do 150 kHz. V medicíně jsou tedy nepoužitelné.**

Biologické účinky ultrazvuku

- **Aktivní ultrazvuk (do $0,1 \text{ W/cm}^2$):** Projevuje se fyzikálními nebo chemickými změnami prostředí. Využívá se v terapii a chirurgii.
- **Pasivní ultrazvuk ($> 0,1 \text{ W/cm}^2$):** Neprojevuje se žádnými významnými fyzikálními ani chemickými změnami prostředí. Má nízký výkon a využívá se v ultrazvukové diagnostice.
- **Ultrazvukové metody jsou všeobecně považovány za bezpečné. Přesto existují jistá biologická rizika.**
 - tepelné jevy
 - kavitační jevy
 - netepelné a nekavitační jevy

Biologické účinky ultrazvuku

Tepelné jevy

- **Projevují se tvorbou tepla, které vzniká v důsledku přeměny akustické energie během absorpce UZ vlnění ve tkáni.**
- **Při vzniku tepla rozlišujeme dvě kritické teploty:**
 - 39,5 °C:** poškození embryonální tkáně
 - 41,0 °C:** poškození tkáně dospělého jedince

Biologické účinky ultrazvuku

Kavitační jevy

- **UZ kavitací se rozumí narušení kontinuity tekutého prostředí v podtlakové fázi ultrazvukové vlny, spojené se vznikem plynových (kavitačních) bublin.**
- **Rezonanční kavitace:** Bubliny periodicky oscilují s frekvencí ultrazvuku. Amplituda oscilací nastává při ozvučování frekvencí blízkou objemové rezonanci bublin (závisí na velikosti bubliny).
- **Kolapsová kavitace:** Bubliny prudce kolabují. Jejich kolaps je doprovázen prudkým nárůstem teploty (až 10^3 K) a silným tlakovým rázem (až 10^6 Pa). Při kolapsu dochází k disociaci vodní páry v bublině za vzniku volných radikálů.
- **Práh kavitace závisí na vlastnostech prostředí (např. viskozita) a frekvenci ultrazvuku.**

Biologické účinky ultrazvuku

Netepelné a nekavitační jevy

- **Mechanické účinky akustického tlaku ($F=pS$).**
- **Projevují se změnami tlaku, napětí, pnutí, expanze, komprese, rychlosti nebo zrychlení částic prostředí.**
- **Důsledkem je např. vznik deformací povrchu buněčných membrán nebo translační a rotační pohyb malých částic.**
- **V tekutých prostředích (např. buněčná a mimobuněčná tekutina) se projevuje mikroproudění (cirkulace tekutiny), které může ovlivňovat některé biologické pochody.**

Bezpečnost ultrazvuku

- **Je doporučován princip ALARA (As Low As Reasonably Achievable):**

„Použitá intenzita ani doba vyšetření by neměla překročit hodnotu nezbytně nutnou k získání požadované diagnostické informace.“

- **Zavádějí se dva indexy, které souvisejí s potenciálními rizikovými faktory:**
 - **tepelný účinek (tepelný index)**
 - **kavitace (mechanický index)**

Bezpečnost ultrazvuku

Tepelný index (TI)

- **Poměr celkového použitého akustického výkonu přístroje k výkonu, který vyvolá zvýšení teploty tkáně o 1 °C za nejméně výhodných podmínek odvodu tepla.**
 - Tepelný index měkkých tkání
 - Tepelný index lebeční kosti
 - Kostní index
- **Teplotní riziko: při $TI > 4$; pro oko při $TI > 1$.**

Bezpečnost ultrazvuku

Mechanický index (MI)

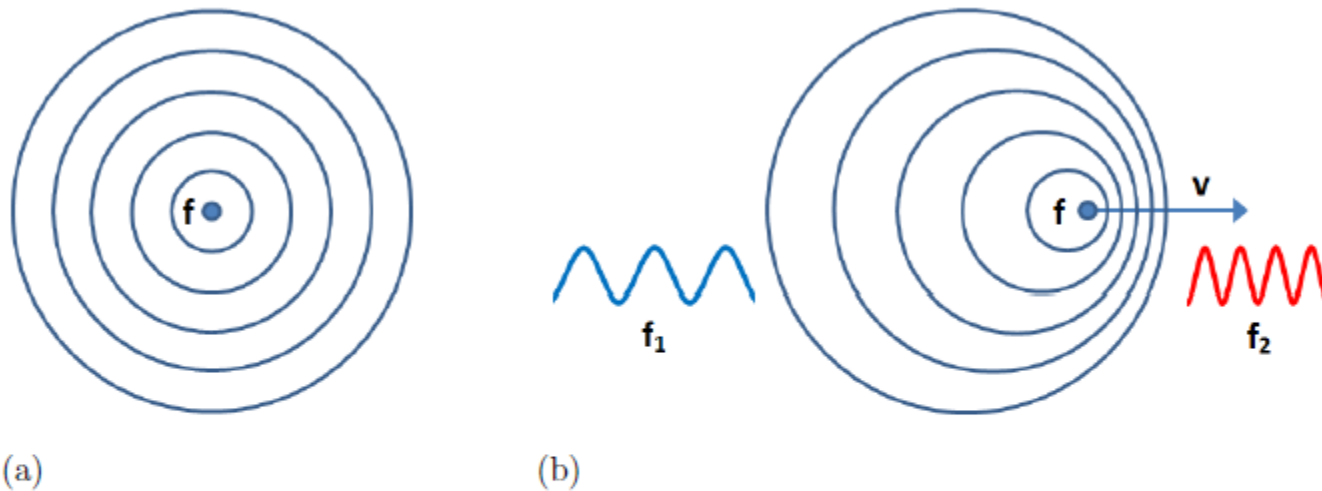
- **Vychází ze skutečnosti, že kavitace je prahovým jevem závislým na druhu ozvučované tkáně a na frekvenci UZ vln.**
- **Informuje o možnosti vzniku kolapsové kavitace a počítá se jako poměr negativní amplitudy akustického tlaku (v MPa) a druhé odmocniny frekvence ultrazvuku (v MHz).**

$$MI = \frac{p}{\sqrt{f}}$$

- **Riziko: při MI > 1,9; pro oko při MI > 0,2.**

- **Popisuje změnu detekované frekvence ultrazvuku oproti konstantní vysílané frekvenci, ke které dochází při vzájemném pohybu zdroje a přijímače vln.**
 - Pohyb zdroje vlnění směrem k detektoru nebo detektoru ke zdroji **zvvyšuje** frekvenci UZ.
 - Pohyb zdroje vlnění směrem od detektoru nebo detektoru od zdroje **snižuje** frekvenci UZ.
- **Změna frekvence je způsobena zhušťováním nebo zředováním zvukových vlnoploch ve směru nebo proti směru pohybu zdroje vlnění.**
- **Dopplerův jev se využívá k měření rychlosti pohybu těles (např. krve) nebo měření průtoku.**

Dopplerův jev



Obrázek 2.4: (a) Jsou-li vůči sobě zdroj vlnění i pozorovatel v klidu, potom nedochází k žádné změně vnímané frekvence. (b) Při vzájemném pohybu zdroje vlnění nebo pozorovatele dochází ke změně frekvence vlnění oproti konstantní vysílané frekvenci. Změna frekvence je způsobena nahušťováním, resp. zředčováním vlnoploch vlnění ve směru pohybu zdroje nebo pozorovatele.

Dopplerův jev

Aplikace v praxi

- **Na měřené pohybující se těleso necháme dopadat UZ vlnění o určité konstantní frekvenci, které se od tělesa odráží s pozměněnou frekvencí.**
- **Rozdíl mezi frekvencí vysílaného a přijímaného UZ vlnění je úměrný rychlosti pohybu měřeného tělesa.**

$$v = \frac{f_d c}{2f_v \cos \theta}$$

v ... rychlost pohybu tělesa [m/s]

c ... rychlost šíření UZ prostředím [m/s]

f_d ... detekovaná frekvence [Hz]

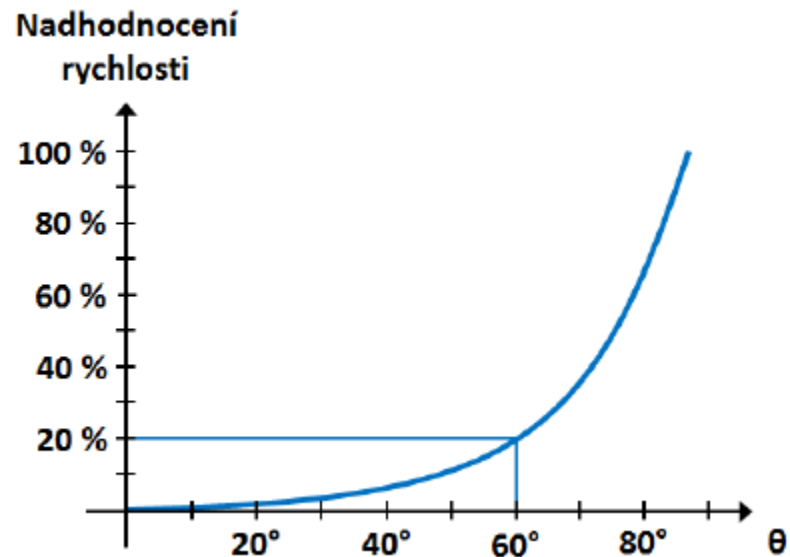
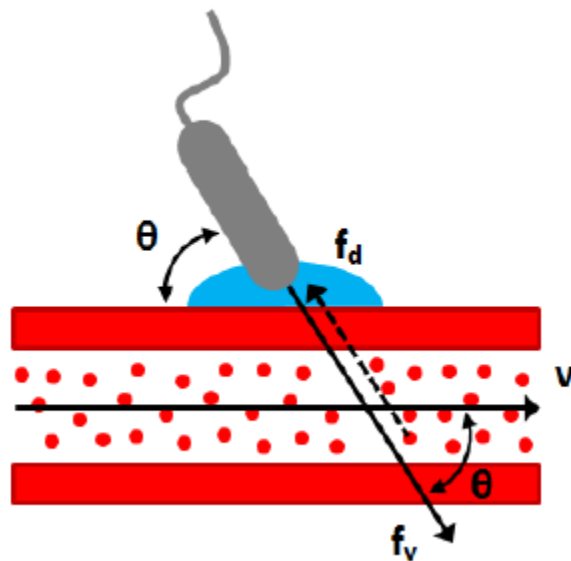
f_v ... vysílaná frekvence [Hz]

θ ... dopplerovský úhel

Dopplerův jev

Aplikace v praxi

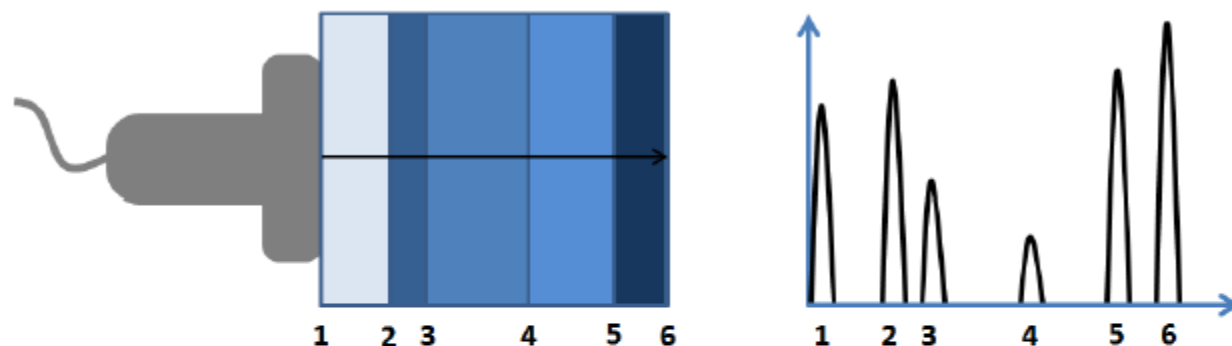
- Naměřená rychlost závisí na dopplerovském úhlu θ , který svírá směr UZ paprsku se směrem pohybu.
- Při velkých úhlech ($\theta > 60^\circ$) dochází ke značným chybám ($> 20\%$). Úhel 60° je uznáván jako doporučený úhel pro dopplerovská měření.



A-zobrazení

- **Jednorozměrné A-zobrazení (z angl. Amplitude) zaznamenává amplitudy (výchyly) elektrických signálů vzniklých na přijímacím měniči po příjmu ultrazvukových odrazů z jednotlivých rozhraní tkáně.**
- **Amplitudy jsou zobrazeny v odstupech, které jsou úměrné vzdálenostem jednotlivých rozhraní.**
- **Poloha výchylek odpovídá místu odrazu ultrazvuku; velikost amplitudy odpovídá množství odražené akustické energie.**
- **Uplatnění: např. v oftalmologii, otorinolaryngologii.**

A-zobrazení

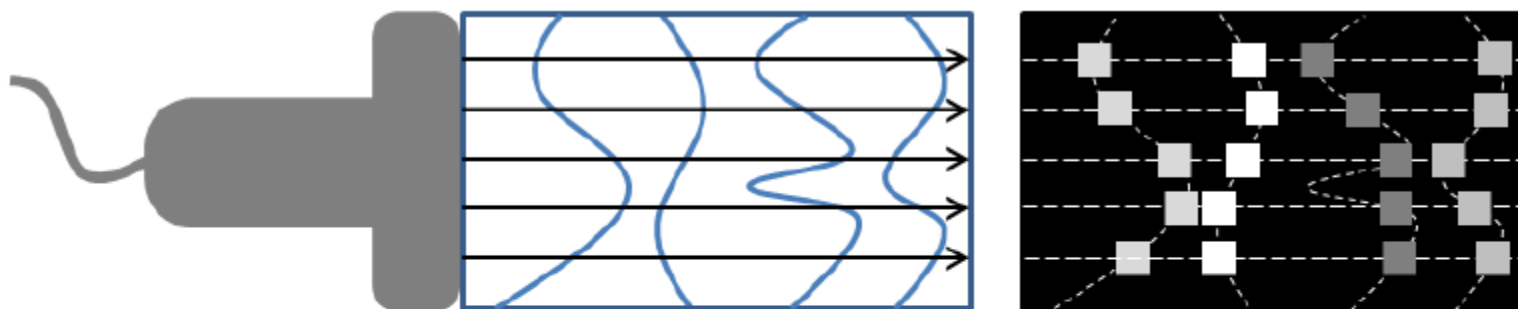


Obrázek 2.6: A-mód zobrazení: Odrazy ultrazvukových vln od akustických rozhraní vytvářejí jednorozměrný signál výchylek. Polohy výchylek v obraze odpovídají místům odrazu ultrazvuku ve tkáni; velikost amplitudy výchylek informuje o množství odražené akustické energie.

B-zobrazení

- **B-zobrazení poskytuje 2D obraz tkáně v podobě bodů (pixelů) o různém stupni jasu (z angl. Brightness).**
- **Jas každého pixelu odpovídá intenzitě odrazu UZ vlny, poloha bodu odpovídá místu odrazu ve tkáni.**
- **Jas se typicky kóduje škálou šedosti o 256 odstínech, příp. barevnou škálou.**
 - Statické B-zobrazení
 - Dynamické B-zobrazení
 - Statické 3D zobrazení
 - Dynamické 3D zobrazení (4D zobrazení)
- **3D (4D) zobrazení se získá počítačovou rekonstrukcí ze série 2D obrazů nebo pomocí tzv. 3D sond.**

B-zobrazení



Obrázek 2.7: B-mód zobrazení: Odrazy ultrazvukových vln od akustických rozhraní vytvářejí dvourozměrný obraz složený z jednotlivých světelných bodů. Jas každého bodu odpovídá velikosti odrazů ultrazvukových vln; poloha každého pixelu v obraze odpovídá místu odrazu ultrazvukového paprsku v měřené oblasti.

B-zobrazení

Echogenita tkání

- **Stupeň jasu obrazového bodu určuje echogenitu:**
- **Hyperechogenní:** Struktury vykazují silné odrazy ultrazvuku. Jsou zobrazeny jasnými/bílými pixely. Např. kosti, kalcifikace, aj.
- **Hypoechogenní:** Struktury vykazují slabé odrazy ultrazvuku. Jsou zobrazeny tmavými/šedými pixely. Např. tuhé orgány, léze, aj.
- **Anechogenní:** Struktury, které ultrazvuk neodrážejí. Jsou zobrazeny bez jasu/černými pixely. Např. homogenní struktury, tekutiny, aj.
- **Izoechogenní:** Jsou struktury, které se v obraze vyznačují stejnou echogenitou.

B-zobrazení

Echogenita tkání

- **Echogenitu lze zvýšit pomocí kontrastních látek.**
- **Typicky se jedná o plynové mikrobubliny (např. vzduch, těkavé uhlovodíky), které se vpravují do těla.**
 - volné
 - enkapsulové (uzavřené v obalu z biopolymeru)

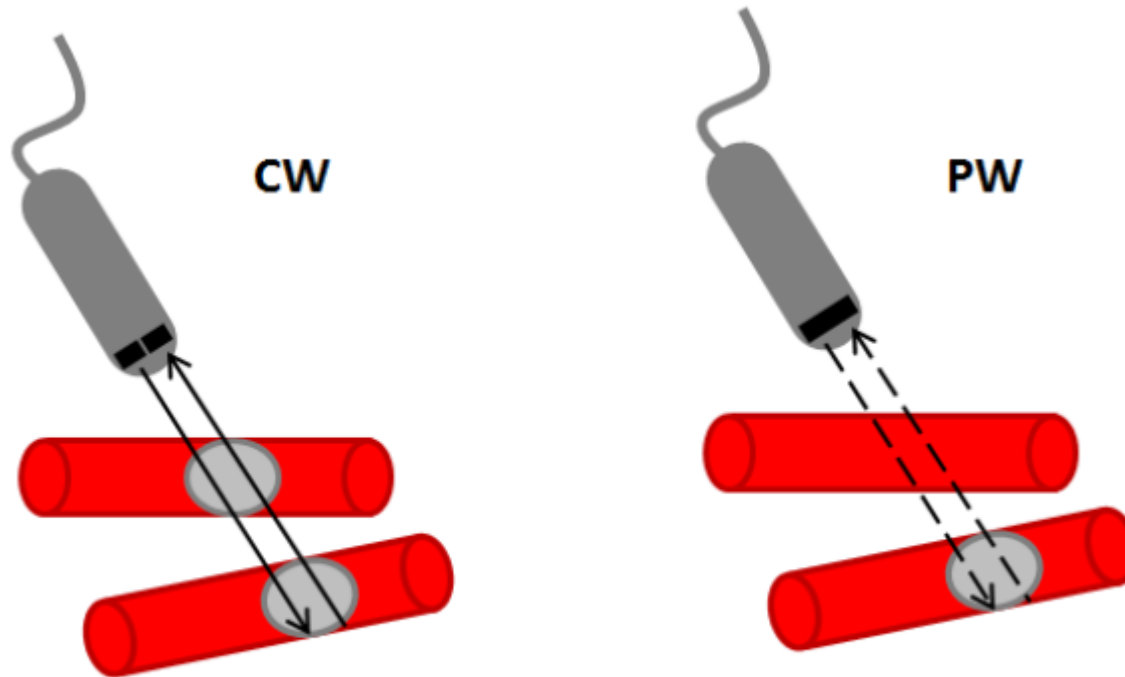
M-zobrazení

- **M-mód (z angl. Motion) nebo TM-mód (Time Motion) je dynamické 1D zobrazení (A-mód) v čase.**
- **Princip je stejný jako při A-zobrazení, výsledná křivka výchylek se ovšem překresluje v čase se zvolenou frekvencí (až okolo 5000 Hz).**
- **Takto lze zaznamenat časové průběhy i velmi rychlých pohybů ve vyšetřované oblasti – např. srdečních chlopní.**
- **Nejvýznamnější uplatnění v echokardiografii.**

Dopplerovské zobrazení (D-mód)

- **Spektrální Dopplery:** Detekují rychlost pohybu pouze v jednom směru (jeden UZ svazek). Výsledkem je spektrální křivka rychlosti.
 - **Pulzní Dopplery** (Pulsed Wave – PW)
 - **Kontinuální Dopplery** (Continuos Wave – CW)
- **Barevné Dopplery:** Vyhodnocují rychlost pohybu v tzv. barevném okně. Výsledkem je 2D barevný obraz rychlosti.
- **Power Dopplery (energetické Dopplery):** Zaznamenávají intenzitu (energii) pohybu. Neměří rychlost ani směr pohybu.

Dopplerovské zobrazení (D-mód)



Obrázek 2.9: Kontinuální (CW) a pulzní (PW) dopplerovské systémy.

Dopplerovské zobrazení (D-mód)

Pulzní Dopplery (PW)

- **Pracují s UZ signálem v podobě pulzů (Pulsed Wave).**
- **Vysílání i příjem signálu se děje jedním měničem.**
- **Četnost pulzů je dána tzv. opakovací (vzorkovací) frekvencí, která je omezena pouze dobou potřebnou k tomu, aby vyslaný pulz dosáhl měřeného místa a po odrazu se vrátil zpět k měniči.**
- **Časová prodleva mezi vysláním pulzu a jeho zachycením po odrazu určuje hloubku (tzv. vzorkovací objem), ve které lze rychlost pohybu měřit. Délka vysílaného pulzu určuje velikost vzorkovacího objemu.**

Dopplerovské zobrazení (D-mód)

Pulzní Dopplery (PW)

- **Využívají se k měření rychlosti a charakteru krevního toku (laminární X turbulentní).**
 - **Laminární** proudění se na spektrální křivce projevuje uspořádaným spektrem.
 - **Turbulentní** proudění se ve spektru vyznačuje naprostou vektorovou i energetickou nejednotností.
- **Při akustické kontrole se laminární proudění vyznačuje melodickým zvukem o různé frekvenci, turbulentní tok se pak projevuje „hrčivým“ nebo „harašivým“ tónem.**

Dopplerovské zobrazení (D-mód)

Pulzní Dopplery (PW)

- **Protože PW Dopplery pracují v pulzním režimu, musí splňovat Nyquistův limit:**
 - „Opakovací frekvence musí být rovna min. dvojnásobku nejvyšší frekvence obsažené ve vzorkovaném signálu.“*
- **Limit určuje max. rychlost, kterou lze ještě měřit.**
- **Není-li limit splněn, začne se v obraze projevovat tzv. aliasing – rychlosti vyšší než max. měřitelná rychlost se zobrazí v opačném směru proudění, než je tomu ve skutečnosti.**

Dopplerovské zobrazení (D-mód)

Kontinuální Dopplery (CW)

- **Pracují s kontinuálním signálem (Continuous Wave).**
- **Signál je neustále jedním měničem vysílán a druhým měničem přijímán. Měníče jsou vůči sobě skloněny ve velmi tupém úhlu, aby se vysílaný i detekovaný svazek ultrazvuku překrývaly v tzv. citlivé oblasti.**
 - **Nesměrové:** Detekují pouze průměrnou rychlost pohybu bez rozlišení směru.
 - **Směrové:** Rozlišují směr pohybu

Dopplerovské zobrazení (D-mód)

Kontinuální Dopplery (CW)

- **Mohou měřit libovolně velkou rychlost toku (neuplatňuje se opakovací frekvence a neexistuje Nyquistův limit).**
- **Systemy nemají axiální rozlišovací schopnost a nejsou schopny rozlišit signály z různých hloubek tkáně. Naměřený signál může obsahovat informace o rychlosti z více cév současně.**
- **Jsou vhodné zejména pro detekci toku krve v povrchových cévách.**

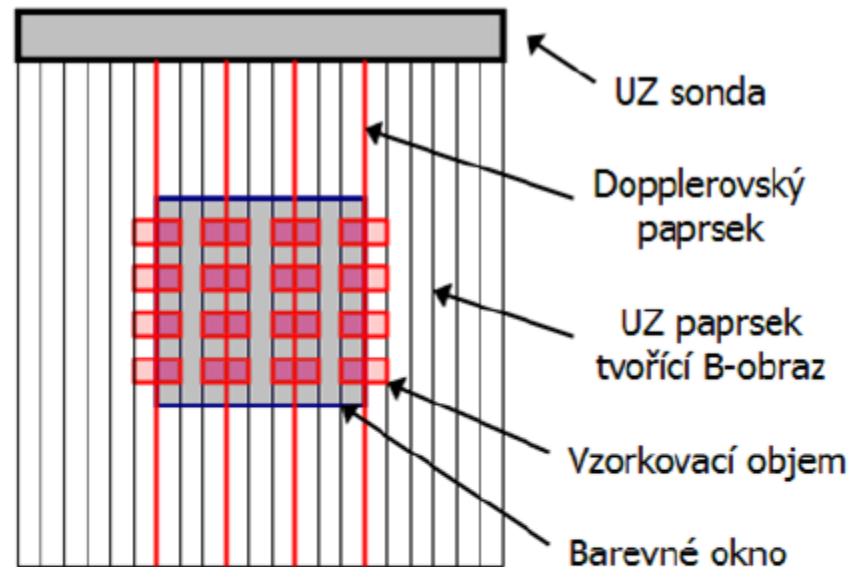
Dopplerovské zobrazení (D-mód)

Barevné Dopplery

- **Rychlost pohybu se vyhodnocuje v tzv. barevném okně a detekuje se pomocí několika UZ paprsků s velkým počtem měřících vzorkovacích objemů.**
- **Měření lze provést např. tak, že liché ultrazvukové paprsky tvoří B-obraz a sudé paprsky detekují rychlost toku.**
- **Výsledkem je 2D mapa rychlosti. Rychlost se pro každý pixel okna kóduje barvou, která nese informaci o směru (např. červená pohyb k sondě, modrá pohyb od sondy) i o velikosti rychlosti (sytost barvy).**
- **Nevýhodou je nízká citlivost pro malé rychlosti a malé toky. Systémy vyhodnocují pouze střední rychlosti toku.**

Dopplerovské zobrazení (D-mód)

Barevné Dopplery



Obrázek 2.10: Barevný Doppler: Rychlost pohybu je měřena pomocí několika ultrazvukových paprsků s velkým počtem měřících vzorkovacích objemů. Výsledkem je dvou-rozměrný ultrazvukový B-obraz, přes který je superponován barevný dopplerovský signál rychlosti. Rychlost pohybu je vyhodnocována pouze v definovaném barevném okně. Některé ultrazvukové paprsky tvoří B.obraz, jiné vyhodnocují rychlost pohybu.

Dopplerovské zobrazení (D-mód)

Power Dopplery

- **Nedetekují rychlost ani směr toku, ale velikost (energii) toku. Energie je získána časovou integrací rychlostního spektra.**
- **Výsledek je užitečný pro hodnocení charakteru průtoku (perfuze) krve ve tkáních.**
- **Princip získání obrazu je obdobný jako u barevných Dopplerů. Tok se kóduje odstíny oranžové barvy.**
- **Výhodou je nezávislost na dopplerovském úhlu. I při kolmé aplikaci (90°) je spektrum toku dostatečně široké na to, aby byla integrace větší než nula.**
- **Vhodné pro zobrazování pomalých a malých průtoků.**

Dopplerovské zobrazení (D-mód)

Tkáňové Dopplery (DTI)

- **Systemy zobrazují pohyb tkání.**
- **Metoda je obdobou barevných Dopplerů, ale je uzpůsobena pro detekci malých rychlostí pohybu.**
- **Z obrazu rychlosti pohybu lze usuzovat na velikost a rychlost deformace tkáně.**
- **S technikou se lze setkat v kardiologických aplikacích nebo při studiu pohybu cév.**
- **Metoda má stejné nevýhody jako pulzní Dopplery, zejména omezení související s opakovací frekvencí pulzů a závislost měření na dopplerovském úhlu.**

- **Duplexní metody**
- Kombinace 2D dynamického B-módu se spektrálním Dopplerem.
- B-zobrazení poskytuje informaci o morfologii oblasti, pulzní Doppler měří rychlostní spektrum toku ve zvoleném vzorkovacím objemu.

- **Triplexní metody**
- Kombinace dynamického B-módu s barevným a spektrálním Dopplerem.

Harmonické zobrazení

Tissue Harmonic Imaging (THI)

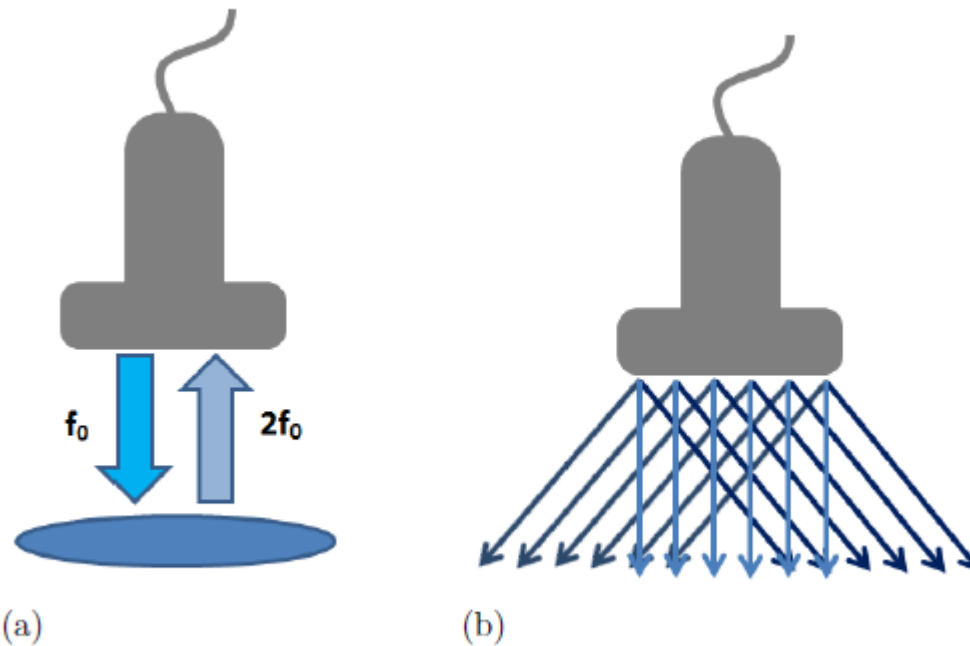
- **Ultrazvuk o frekvenci f_0 se při šíření prostředím částečně transformuje a vznikají vlny o vyšších harmonických frekvencích: $2f_0$, $3f_0$, atd.**
- **Zdrojem harmonických frekvencí je sama tkáň. Transformace je výrazná u silných odrazů. U slabých odrazů (např. artefakty), je transformace slabší.**
- **Při THI jsou detekovány pouze druhé harmonické frekvence $2f_0$. Ostatní signály jsou potlačeny.**
- **Výsledkem je jasnější obraz s vyšším rozlišením.**
- **Nutné jsou měniče s širokým frekvenčním rozsahem a pásmové filtry pro výběr vhodného rozsahu frekvencí.**

Compound imaging

- **Technika kombinuje mnoho ultrazvukových snímků pořízených z více úhlů do jediného obrazu.**
- **Vychylování UZ paprsků se provádí elektronicky.**
- **Výsledkem je vyšší kontrastní rozlišení obrazu a potlačení některých obrazových artefaktů. Lepší kontrast umožňuje snadnější diferenciaci tkání.**
- **Technika je užitečná např. u objektů se zakřivenými hranicemi, protože jen UZ vlny dopadající kolmo na rozhraní se odrážejí zpět k měniči.**

Harmonické zobrazení

Compound imaging

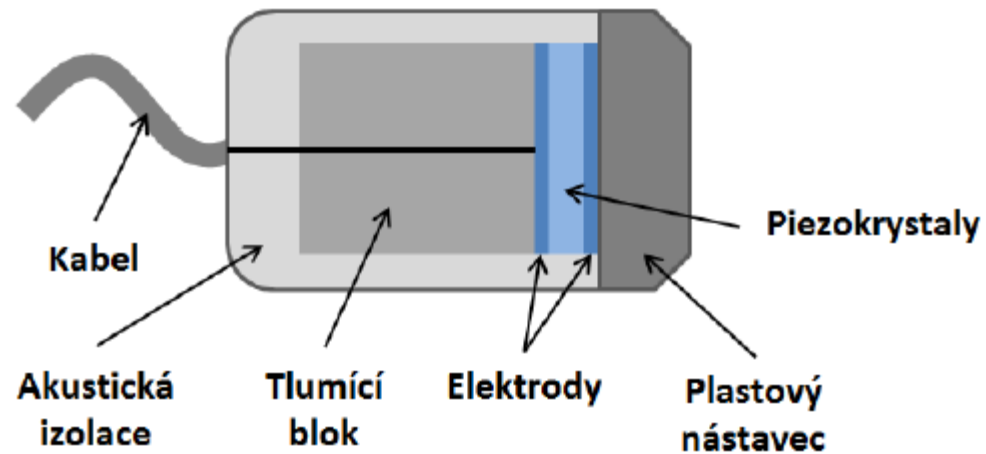


Obrázek 2.11: (a) Harmonické zobrazení: (b) Compound Imaging:.

Ultrazvukové sondy

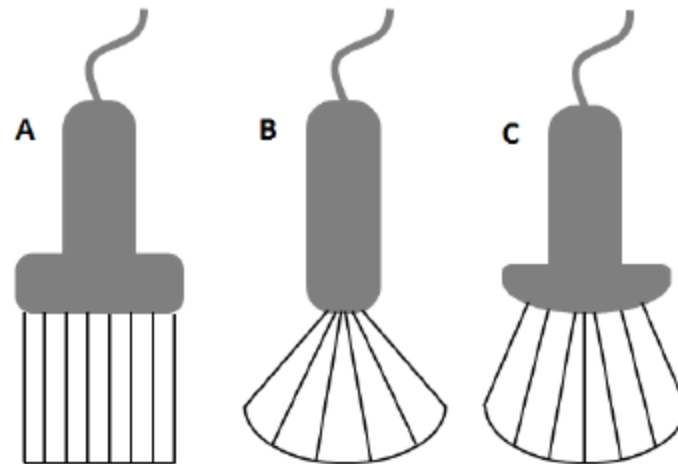
- **Jsou tvořeny jedním nebo více elektroakustickými měniči sestavenými do skupin (apertura sondy) a slouží pro vysílání a příjem ultrazvukových vln.**
- **Elektroakustické měniče v ultrazvukových sondách pracují střídavě jako vysílač (asi 99,5 % provozní doby) a přijímač (asi 0,5 %) ultrazvuku.**
- **Rozlišujeme sondy piezoelektrické a magnetostrikční.**
- **Podle konstrukce, geometrického tvaru UZ pole a obrazu, který poskytují, rozlišujeme sondy:**
 - lineární
 - sektorové
 - konvexní
 - speciální

Ultrazvukové sondy



Obrázek 2.12: Konstrukce ultrazvukové sondy.

Ultrazvukové sondy



Obrázek 2.14: (A) Lineární sonda, (B) Sektorová sonda, (C) Konvexní sonda.

Ultrazvukové sondy

Lineární sondy

- **Jsou tvořeny větším počtem měničů uspořádaných lineárně v řadě (linear array) nebo v podobě několika soustředných prstenců (annular array).**
- **Uspořádání annular array umožňuje lepší fokusaci UZ svazku a tím i vysokou rozlišovací schopnost.**
- **Měniče jsou buzeny současně, UZ paprsky se šíří navzájem paralelně a vytvářejí pravoúhlý obraz.**
- **Frekvence: asi 5 až 15 MHz.**

Ultrazvukové sondy

Sektorové sondy

- **Elektronické sektorové sondy jsou tvořeny více měniči, které jsou buzeny postupně (phased array). Vhodným časovým řízením buzení lze vytvořit ultrazvukové pole o úhlu typicky 80° a 90° .**
- **Produkují sektorový obraz (tvar vějíře).**
- **Sondami lze snímat z velmi malé plochy (tzv. akustického okna), což je důležité např. při vyšetření srdce nebo jater z mezižebních prostor.**
- **Frekvence: asi 2 až 7 MHz.**

Ultrazvukové sondy

Konvexní sondy

- **Uspořádání měničů odpovídá uspořádání měničů v lineární sondě, konvexní tvar plochy s měniči poskytuje obraz ve tvaru výseče mezikružší, což odpovídá sektorovému záběru.**
- **Výsledný tvar obrazu je kombinací pravoúhlého i sektorového zobrazení.**
- **Ultrazvukové pole má většinou úhel mezi 60 a 90°.**
- **Frekvence: asi 2,5 až 9 MHz.**

Ultrazvukové sondy

Speciální sondy

- **Používají se při speciálních vyšetřeních.**
- **Endoskopické sondy:** zavádějí se do těla
 - Intravaskulární sondy
 - Rektální sondy
 - Vaginální sondy
 - Esofageální sondy
- **3D sondy:** vhodné pro 3D a 4D objemové zobrazení

- **Proces zaměření UZ vlny do cílového místa – ohniska.**
- **V ohnisku je dosaženo maximálního rozlišení obrazu. Špatná fokusace se v obraze projeví neostrotí.**
- **Při UZ zobrazování je nutné volit sondu se správnou ohniskovou délkou a fokusací.**
- **U moderních sond lze nastavit více ohnisek současně.**
- **Fokusaci lze provést:**
 - Vybroušením měničů na požadovanou křivost
 - Představenými akustickými čočkami a zakřivenými zrcadly
 - Elektronicky (vhodným časově řízeným buzením)

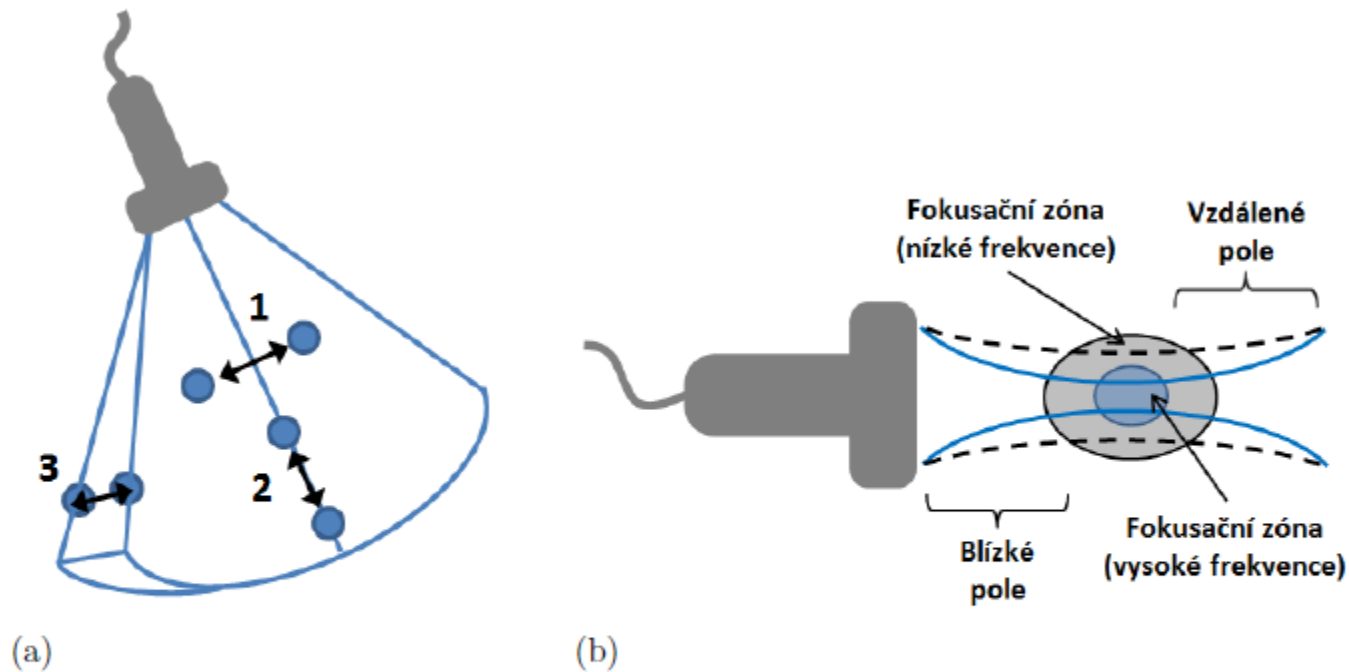
Ultrazvukové sondy

Rozlišovací schopnost

- **Je nejmenší vzdálenost mezi dvěma strukturami, které se v obraze zobrazí jako odlišitelné objekty.**
- **Axiální (hloubková):** Ve směru šíření UZ vlnění. Je určena délkou UZ impulsu. Lepší axiální rozlišení poskytují vyšší frekvence a kratší pulzy.
- **Laterální (stranová):** V rovině kolmé na směr šíření UZ. Je dána šířkou ultrazvukového svazku. Lepší laterální rozlišení poskytují vyšší frekvence a užší svazek.
- **Elevační:** Popisuje schopnost rozlišit dvě zobrazované tomoroviny. Určuje tloušťku zobrazované vrstvy a je dána hlavně frekvencí a geometrií UZ svazku.

Ultrazvukové sondy

Rozlišovací schopnost



Obrázek 2.13: (a) Rozlišovací schopnost ultrazvukové sondy: (1) laterální rozlišení, (2) axiální rozlišení, (3) elevační rozlišení. (b) Fokusace ultrazvukového svazku. Ultrazvukové vlny s vyšší frekvencí lze fokusovat mnohem lépe než vlny s frekvencí nižší.

Ultrazvukové sondy

Rozlišovací schopnost

- **Při UZ zobrazování se vždy snažíme použít maximální možnou frekvenci.**
- **Vyšší frekvence UZ vlnění poskytuje lepší axiální, laterální i elevační rozlišení, ale s vyšší frekvencí se zvyšuje útlum a snižuje se penetrace UZ vlnění.**

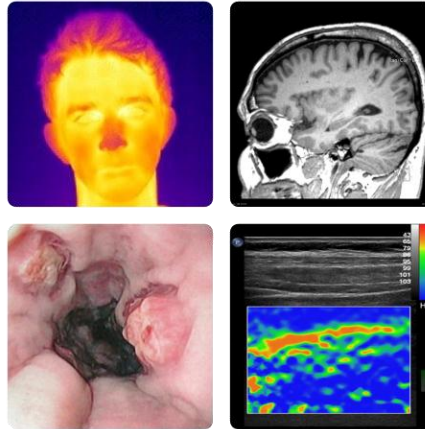
↑ Frekvence = ↑ Rozlišení = ↑ Útlum = ↓ Penetrace

- **Vyšetření podpovrchových struktur:** Je vhodné použít vyšší frekvence (nad 7 MHz; typicky 10-15 MHz).
- **Vyšetření hlouběji uložených struktur:** Je nutné použít nižší frekvence (pod 7 MHz).

Ultrazvukové přístroje

Konstrukce přístrojů

- **Generátory elektrických impulzů:** Přeměňují elektrickou energii ze sítě (50 Hz) na energii elektrických impulzů, které slouží k buzení piezoelektrických (>100 kHz) nebo magnetostrikčních (cca 20 až 100 kHz) měničů.
- **Hardware a software pro zpracování signálů:** Slouží ke zpracování a záznam signálů a zobrazení obrazů. Důležité jsou také systémy pro okamžité zmrazení (freeze) obrazu, dynamickou fokusaci sondy a algoritmy pro manipulaci s obrazem, výpočty, měření, apod.
- **Zobrazovací jednotky:** Obrazovka nebo displej pro zobrazení výsledků.
- **Záznamové jednotky:** Umožňují zhotovení trvalých záznamů vyšetření (tiskárny nebo paměťová média).



Děkuji za pozornost !