

## Kapitola 3

# Diagnostika s obrazovým výstupem

V oblasti lékařské diagnostiky se v posledních letech uplatňují nové metody zobrazování, jež by nemohly vzniknout bez počítačové podpory při transformaci primárních dat produkovaných fyzikálními detektory na diagnosticky upotřebitelné obrazové výstupy. Jedná se o ultrazvukovou sonografii (US), počítačovou tomografii (CT), magnetickou rezonanci (MRI, fMRI), radioizotopové scintigrafické metody (planární scintigrafie, SPECT, PET). Všechny uvedené metody jsou v současné medicínské praxi úspěšně používány díky expandujícímu rozvoji, který v poslední době nastal hlavně v oblasti detektorů záření a informačních technologií při zpracování velkých objemů dat. V oblasti diagnostiky je proto nutná úzká spolupráce mezi medicínou, fyzikou a informatikou.

Z pochopitelných důvodů je zde prostor pouze pro fyzikální a inforatické základy uvedených metod. Další poučení může čtenář získat např. z monografií [6, 7, 28].

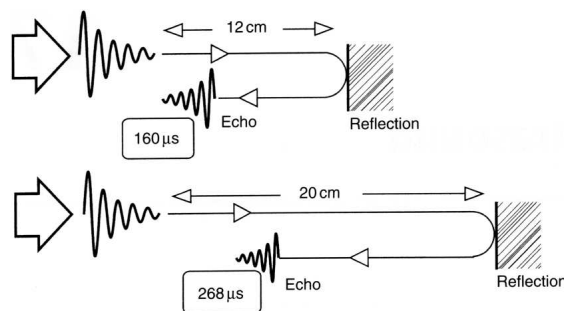
### 3.1. Ultrazvuková sonografie

Zvukové vlny vysoké frekvence (2.5–40 MHz)<sup>1</sup> mohou poskytovat 2D obrazové informace o tkáních *in vivo*. Dají se využít také pro funkční zobrazování v živých tkáních, např. na základě Dopplerova jevu. Zobrazování pomocí ultrazvuku (*sonografie*) je podobné nejběžnější zobrazovací metodě pomocí X-záření v tom, že využívá fyzikálního agens schopného prostupovat (pokud možno bez poškození) tkáněmi, liší se však v několika základních aspektech:

- Ultrazvuk, jakožto mechanické vlnění, potřebuje látkové prostředí, v němž se šíří.
- Na rozdíl od X-záření, jež je zářením elektromagnetickým, je ultrazvuk podélným vlněním, a jeho vlnová délka je podstatně větší. Pro frekvenci 2 MHz je vlnová délka v měkké tkáni 0.75 mm, pro frekvenci 10 MHz je vlnová

---

<sup>1</sup> Pro srovnání, horní mez slyšitelnosti je pro lidské ucho okolo 20 kHz, u dětí až 40 kHz.



**Obrázek 3.1.** K echolokačnímu principu ultrazvukové sonografie. Ultrazvukový puls odražený od vzdálenějšího rozhraní potřebuje delší dobu pro návrat echa a vyvolání odezvy v detektoru. Z časové prodlevy mezi vysláním pulsu a detekcí echa lze lokalizovat rozhraní. Převzato z [28].

délka 0.15 mm. Pro srovnání, charakteristické vlnové délky X-záření při urychlovacím napětí okolo 100 kV jsou  $10^7 \times$  větší.

- Pro zobrazování se namísto prošlého vlnění jako u rentgenového zobrazování využívá odraženého vlnění.

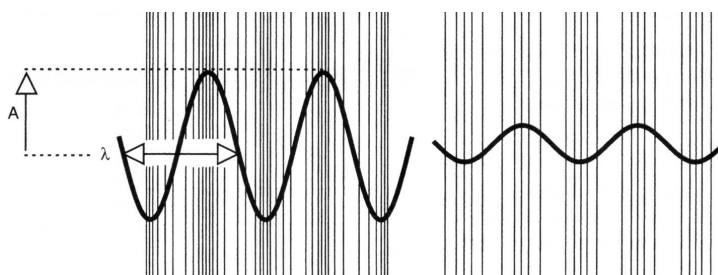
Ultrazvukový signál je vytvářen elektrickou stimulací krystalického materiálu. Jeho mechanické oscilace se přes vrstvu kontaktního gelu přenášejí do tkáně. Vzduch a různé druhy tkání (měkké tkáně, tuk, krev, mozek, svaly, kosti, apod.) se liší mechanickými vlastnostmi ovlivňujícími šíření ultrazvukových vln. Na rozhraní dvou různých tkání dochází k více či méně silnému odrazu ultrazvukové vlny. Zdroj ultrazvukového vlnění (transducer) vysílá posloupnost krátkých ultrazvukových pulsů a po vyslání každého pulsu se přepne do „naslouchacího“ režimu, v němž zaznamenává odražené pulsy (echa) přicházející z nitra vyšetřovaného organismu. Na základě časové prodlevy mezi vysláním pulsu a detekcí echa, intenzity echa a směrů, z nichž echa přicházejí, se konstruuje obraz. Tento echolokační princip je schematicky zachycen na obrázku 3.1.<sup>2</sup>

### 3.1.1. Základní pojmy ultrazvukové akustiky

V této sekci připomeneme základní pojmy z akustiky, jež jsou nezbytné pro pochopení ultrazvukové sonografie.

V plynném či kapalném prostředí se zvuk šíří ve formě *podélných* (longitudálních) vln, v pevném skupenství je možná i forma *příčných* (transverzálních) vln.

<sup>2</sup> Princip ultrazvukové echolokace není v přírodě neznámý — ultrazvukových vln o frekvencích 50–200 kHz používají k echolokaci netopýři. Vlastní medicínská aplikace ultrazvuku se vyvinula z vojenské technologie — sonaru („sound navigation and ranging“) pro lokalizaci nepřátelských ponorek [29]. Maximální frekvence zvuku leží okolo 600 MHz [28].



**Obrázek 3.2.** Místa zhuštění a zředění (a jim odpovídající malé změny výchylek a rychlostí molekul ve směru šíření) se šíří zleva doprava (nebo obráceně) fázovou rychlostí  $c$  jako podélná vlna. Ačkoli samy molekuly prostředí konají pouze malý oscilační pohyb okolo rovnovážné polohy, vlna sama přenáší energii a hybnost. Levý (pravý) panel reprezentuje vlnu s vysokou (nízkou) amplitudou a intenzitou. Převzato z [28].

Vzhledem k oblasti aplikací ultrazvuku v medicíně — vyšetření měkkých tkání, jež se svými vlastnostmi blíží spíše kapalině než pevnému skupenství — nás zde zajímají jen podélné vlny. Podélné vlny si můžeme představit takto: zařídíme-li nějakými vhodnými okrajovými podmínkami mechanické oscilace na povrchu tkáně, energie těchto oscilací se šíří do tkání postupným přenášením pohybu na sousedící molekuly tak, že výchylka molekul je rovnoběžná se směrem šíření rozruchu.<sup>3</sup> Ačkoli samotné molekuly konají v daném, zafixovaném místě jen malý oscilační pohyb okolo rovnovážné polohy, samotný oscilační rozruch, zahrnující kromě změny polohy molekul také malou změnu rychlosti, hustoty a tlaku, se šíří *fázovou rychlostí*  $c$  závislejší na mechanických vlastnostech tkáně — takový pohyb nazýváme vlnovým. Kinematicky je vlnový pohyb popsán *frekvencí*  $f$  (počet cyklů detekovaných pozorovatelem na fixním místě za jednu sekundu), případně periodou  $T = 1/f$ , vlnovou délkou

$$\lambda = \frac{c}{f} \quad (3.1)$$

a amplitudou  $A$ . Názorná představa podélné zvukové vlny je znázorněna na obrázku 3.2. Rychlosti šíření pro některá medicínsky důležitá prostředí jsou uvedeny v tabulce 3.1.

Prostředí, v němž se vlna šíří, není bezztrátové; energie nesená vlnou je disipována na teplo a intenzita, amplituda a další veličiny spojené s energií vlny (tlakové a hustotní změny, oscilační rychlost) klesají. Obrázek 3.2 zobrazuje rovinnou vlnu, jejíž plochy konstantní amplitudy (vlnoplochy) jsou roviny kolmé

<sup>3</sup> Molekuly kmitají podél směru šíření, odtud název podélné vlnění.

**Tabulka 3.1.** Rychlost šíření zvuku, hustota hmotnosti, akustická impedance a absorpce pro některá medicínsky důležitá prostředí. Hodnoty jsou pouze orientační a platí pro teplotu lidského organismu. Zpracováno podle [28].

Prostředí	Rychlost zvuku $c$ [ $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ ]	Hustota $\rho$ [ $\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$ ]	Akustická impedance $Z$ [ $10^6 \text{kg}\cdot\text{m}^{-2}\cdot\text{s}^{-1}$ ]	Absorpce (1 MHz) $\alpha$ [ $\text{dB}\cdot\text{cm}^{-1}$ ]
Vzduch	330	1.3	0.00043	–
Tuk	1470	970	1.42	0.6
Ricinový olej	1500	933	1.40	–
Voda	1492	1000	1.48	–
Měkká tkáň	1500	< 1000	~ 1.45	1.0
Mozek	1530	1020	1.56	0.85
Krev	1570	1020	1.60	0.18
Ledviny	1561	1030	1.61	–
Játra	1549	1060	1.64	0.9
Svaly	1568	1040	1.63	1.2 (3.3)*
Oční čočka	1620	1130	1.83	2.0
Kost	4080	1700	6.12	20.0

\*Podél (napříč) svalových vláken.

na směr šíření; v případě sférické vlny šířící se z určitého bodu mají vlnoplochy sférický tvar a jejich povrch se zvětšuje s druhou mocninou vzdálenosti. Intenzita vlny proto v důsledku zákona zachování energie musí klesat jako převrácená hodnota kvadrátu vzdálenosti, amplituda a akustický tlak musí klesat nepřímo úměrně vzdálenosti (viz dále).

Libovolný průběh akustické výchylky lze lineárně rozložit pomocí *Fourierovy transformace* (D.23) do harmonických složek popsanych funkcemi sinus a kosinus; stačí proto zabývat se vlnou s harmonickým průběhem šířící se ve směru osy  $x$

$$u(x, t) = u_{\max} \cos 2\pi f \left( t - \frac{x}{c} \right), \quad (3.2)$$

kde  $u_{\max}$  je amplituda výchylky z rovnovážné polohy. Okamžitá *akustická rychlost* kmitající částice prostředí podléhá zákonitosti podobné (3.2), ovšem s amplitudou rychlosti  $v_{\max}$ , pro niž derivací (3.2) podle času dostaneme

$$v_{\max} = 2\pi f u_{\max}. \quad (3.3)$$

Typická velikost je řádově několik desítek milimetrů za sekundu. Akustická vlna je provázána, kromě výchylek částic prostředí (3.2) a oscilací rychlosti s amplitudou (3.3), také oscilací tlaku kolem střední hodnoty, a to s amplitudou [20]

$$p_{\max} = \rho c v_{\max}, \quad (3.4)$$

kde  $\rho$  je hustota hmotnosti a  $c$  rychlost zvuku v prostředí.<sup>4</sup> Oscilační změny tlaku s amplitudou (3.4) nazýváme *akustickým tlakem*. Typická hodnota je několik setin MPa.

Okamžitá intenzita zvuku je zvuková energie prošlá za jednotku času jednotkovou plochou kolmou ke směru šíření ve fixním místě se souřadnicí  $x$ ,  $I(t) = \rho c v^2(t)$ . Taková intenzita však není příliš užitečná; její hodnota kolísá mezi nulou a maximální hodnotou odpovídající kladným i záporným extrémům rychlosti  $\pm v_{\max}$ . Místo ní se zavádí intenzita  $I$  vystředovaná přes jednu periodu  $T = 1/f$ ; protože střední hodnota z kvadrátu sinu či kosinu je rovna  $1/2$ , je taková vystředovaná intenzita rovna

$$I = \frac{1}{2} \rho c v_{\max}^2 = \frac{1}{2} p_{\max} v_{\max} . \quad (3.5)$$

Zavedeme-li *efektivní hodnoty* akustické rychlosti a tlaku

$$v_{\text{ef}} \equiv \frac{v_{\max}}{\sqrt{2}}, \quad p_{\text{ef}} \equiv \frac{p_{\max}}{\sqrt{2}}, \quad (3.6)$$

můžeme vztah pro střední intenzitu (3.5) napsat ve tvaru

$$I = \rho c v_{\text{ef}}^2 = \frac{p_{\text{ef}}^2}{\rho c} = p_{\text{ef}} v_{\text{ef}} . \quad (3.7)$$

Jednotkou intenzity je v soustavě SI  $\text{W} \cdot \text{m}^{-2}$ , avšak praktickou jednotkou pro ultrazvukovou sonografii je  $\text{mW} \cdot \text{mm}^{-2}$ . Typické intenzity pro medicínský ultrazvuk jsou mezi  $0.01 \text{ mW} \cdot \text{mm}^{-2}$  a  $1 \text{ mW} \cdot \text{mm}^{-2}$  [28]. Akustická intenzita není na průřezu ultrazvukovým polem konstantní, nýbrž má maximum uprostřed (SP = spatial peak) a průměrnou intenzitu označovanou jako SA = spatial average intensity.

Pro porovnání dvou intenzit  $I_1, I_2$  se obvykle používá logaritmické škály v *decibelech* definované pomocí dekadických logaritmů jako

$$L = 10 \log \frac{I_2}{I_1} . \quad (3.8)$$

Označuje-li například  $I_2$  intenzitu odražené vlny rovnou 0.0001 násobku intenzity dopadající vlny  $I_1$ , je  $L = -40 \text{ dB}$ . *Polotloušťka* materiálu je tloušťka, na které intenzita klesne na polovinu; a protože  $\log 0.5 \approx 0.3$ , říkáme, že klesne o 3 dB. Další užitečné hodnoty pro logaritmickou míru v dB jsou v tabulce 3.2.

<sup>4</sup> Ve skutečnosti ve vlně osciluje také tlak s amplitudou  $\rho_{\max} \ll \rho$  okolo rovnovážné hodnoty  $\rho$ . Součin amplitud  $\rho_{\max} v_{\max}$  je malá veličina druhého řádu, kterou zanedbáme vzhledem k veličině prvního řádu  $\rho v_{\max}$ .

**Tabulka 3.2.** Tabulka často užívaných přibližných hodnot decibelů. Například změna o +3 dB znamená násobení faktorem  $\sim 2$ , změna o  $-3$  dB znamená násobení faktorem  $\sim 1/2$ . Jiné hodnoty než jsou uvedeny v tabulce vhodně rozložíme, např. změna o 15 dB rozložíme do změn o 10 dB a 5 dB a vynásobíme odpovídající faktory  $10 \times 3 = 30$ .

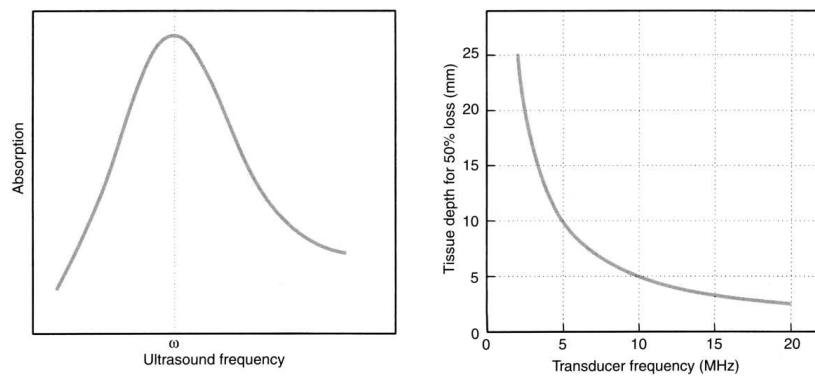
dB	faktor	dB	faktor
$\pm 3$	2	$\pm 7$	5
$\pm 5$	3	$\pm 9$	8
$\pm 6$	4	$\pm 10$	10

Na *útlumu ultrazvuku* se podílejí dva procesy: *absorpce* v tkáni, jež tvoří hlavní mechanismus (80 %), a *divergence ultrazvukového pole* způsobená odrazem a rozptylem. Frekvenční závislost absorpce je dána viskozitou média, relaxačním časem a frekvencí ultrazvuku, a má typickou závislost znázorněnou na obrázku 3.3 vlevo. Závislost intenzity na dráze  $s$  ураžené v homogenní tkáni je analogická exponenciálnímu zákonu pro X-záření (3.24)

$$I(s) = I_0 e^{-\beta s}, \quad (3.9)$$

kde  $I_0$  je počáteční intenzita ( $s = 0$ ),  $\beta$  je *absorpční koeficient*. Místo absorpčního koeficientu  $\beta$  se často udává *koeficient zeslabení*  $\alpha$  definovaný jako

$$\alpha = 10 \log \frac{I_0}{I(s)} \Big|_{s=1 \text{ cm}}, \quad (3.10)$$



**Obrázek 3.3.** Vlevo: Frekvenční závislost absorpce ultrazvuku pro tkáň s relaxační frekvencí  $\omega$ . Vpravo: Závislost polotloušťky tkáně způsobující 50 % ztrátu intenzity na frekvenci pro typickou hodnotu  $\alpha/f \sim 1 \text{ dB} \cdot \text{cm}^{-1} \cdot \text{MHz}^{-1}$ . Převzato z [28].

a udávaný v  $\text{dB} \cdot \text{cm}^{-1}$ . Absorpční koeficient  $\beta$  a koeficient zeslabení  $\alpha$  jsou frekvenčně závislé; pro některá běžná medicínská prostředí při frekvenci 1 MHz jsou uvedeny v tabulce 3.1. Důležitým experimentálním faktem je, že mezi koeficientem absorpce  $\alpha$  a frekvencí je v medicínsky relevantním rozsahu ultrazvukových frekvencí přibližně lineární závislost; jinými slovy poměr  $\alpha/f$  je ve frekvenčním rozsahu 2.5–40 MHz přibližně konstantní. Jednotlivé tkáně jsou proto charakterizovány hodnotou  $\alpha/f$  udávanou v  $\text{dB} \cdot \text{cm}^{-1} \cdot \text{MHz}^{-1}$ , jejíž typická hodnota pro měkké tkáně je zhruba  $\sim 1 \text{dB} \cdot \text{cm}^{-1} \cdot \text{MHz}^{-1}$  (viz obrázek 3.3 vpravo).

Je-li útlum ultrazvuku v tkáni pro zobrazování nežádoucí jev, pak odraz (reflexe) je naopak jev, jenž je podstatou ultrazvukového zobrazování. V akustice se pro popis reflexe používá *akustické impedance*  $Z$ , veličiny definované jako

$$Z = \frac{P_{\text{ef}}}{v_{\text{ef}}} = \rho c = \sqrt{K\rho}, \quad (3.11)$$

kde  $K$  je modul pružnosti prostředí [20]. Je zkonstruována z akustického tlaku a akustické rychlosti analogickým způsobem jako elektrický odpor z napětí a proudu v Ohmově zákonu. Typické hodnoty pro některé medicínsky relevantní tkáně jsou v tabulce 3.1. Akustická impedance hraje důležitou roli při popisu chování ultrazvuku na rozhraní dvou různých tkání.

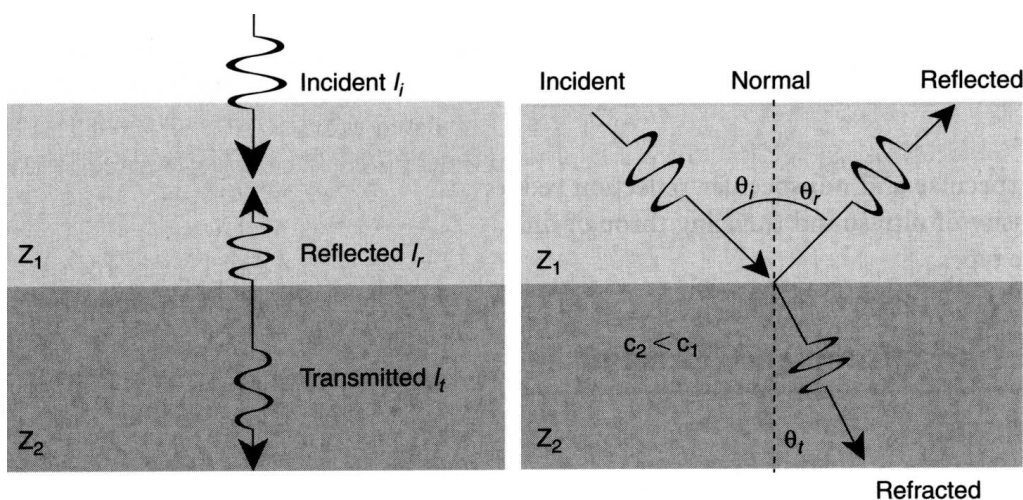
Rozlišujeme *zrcadlový odraz* na hladkém rozhraní<sup>5</sup> mezi dvěma tkáněmi s různou akustickou impedancí. Pro kolmý dopad je zrcadlový odraz znázorněn na obrázku 3.4 vlevo. Vztah pro *reflexivitu* a *transmisivitu* lze pomocí akustické impedance psát ve tvaru (viz obrázek 3.4 pro význam veličin)

$$R \equiv \frac{I_r}{I_i} = \left( \frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right)^2, \quad (3.12)$$

$$T \equiv \frac{I_t}{I_i} = \frac{4Z_1Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2}. \quad (3.13)$$

Snadno se ověří, že  $R + T = 1$ , jak vyžaduje splnění zákona zachování energie. Při průchodu rozhraním vzduch-tuk s podstatně odlišnými akustickými impedancemi se podle údajů v tabulce 3.1 a vztahů (3.12) a (3.13) odrazí  $R = 99.9\%$  intenzity (jedná se o *echogenní strukturu*), zatímco při průchodu rozhraním játra-ledviny s velmi podobnými akustickými impedancemi se odrazí pouze  $R = 0.0085\%$  intenzity a  $T = 99.9915\%$  intenzity prochází.

<sup>5</sup> Hladkým rozhraním rozumíme rozhraní, jehož nepravidelnosti jsou velmi malé ve srovnání s vlnovou délkou  $\lambda$  ultrazvukového svazku; např. pro frekvenci 2 MHz je v měkké tkáni  $\lambda = 0.75 \text{ mm}$ .



**Obrázek 3.4.** Vlevo: Odraz ultrazvukového svazku dopadajícího kolmo na hladké rozhraní mezi dvěma tkáněmi o akustických impedancích  $Z_1$  a  $Z_2$ . Intenzita dopadajícího svazku  $I_i$  se rozdělí mezi prošlý svazek  $I_t$  a odražený svazek  $I_r$ . Rozdělení intenzit závisí na akustických impedancích tkání  $Z_1$  a  $Z_2$  podle vztahů (3.12) a (3.13). Vpravo: Při dopadu pod nenulovým úhlem  $\theta_i$  dochází ke změně směru šíření prošlého svazku. Pro úhly lomu  $\theta_t$  a odrazu  $\theta_r$  platí analogické zákony jako v optice, zákon odrazu (3.14) a zákon lomu (3.15). Převzato z [28].

Při průchodu rozhraním s nepravidelnostmi nebo strukturou o velikosti srovnatelné s vlnovou délkou ultrazvuku, nebo při průchodu granulózním prostředím (krevní částice), dochází k *difrakčnímu jevu* — *rozptylu*. Rozptýlené ultrazvukové vlnění formuje kužel, jehož vrcholový úhel závisí nepřímo úměrně na vlnové délce  $\lambda$  a přímo úměrně na charakteristické velikostní škále nepravidlostí rozhraní. Rozptyl se také zvětšuje s rostoucím úhlem dopadu a jeho intenzita je úměrná  $f^4$ . Rozptyl nemusí být nutně jen parazitním jevem; charakteristické interferenční obrazce nazývané *speckle* totiž svým tvarem odpovídají určité morfologii rozhraní a mohou tak detekovat patologii projevující se právě změnou morfologie rozhraní — příkladem je diagnostika onemocnění jater. Difrakce se také projevuje obrazovými artefakty velikosti řádově vlnové délky použitého ultrazvuku při průchodu svazku kolem náhlých akustických stínění jako například kosti.

Kromě kolmého odrazu se při průchodu rozhraním pod nenulovým úhlem dopadu  $\theta_i$  uplatňují zákony analogické zákonům geometrické optiky (viz obrázek 3.4 vpravo), konkrétně známý *zákon odrazu*

$$\theta_r = \theta_i \quad (3.14)$$



a Snellův zákon lomu

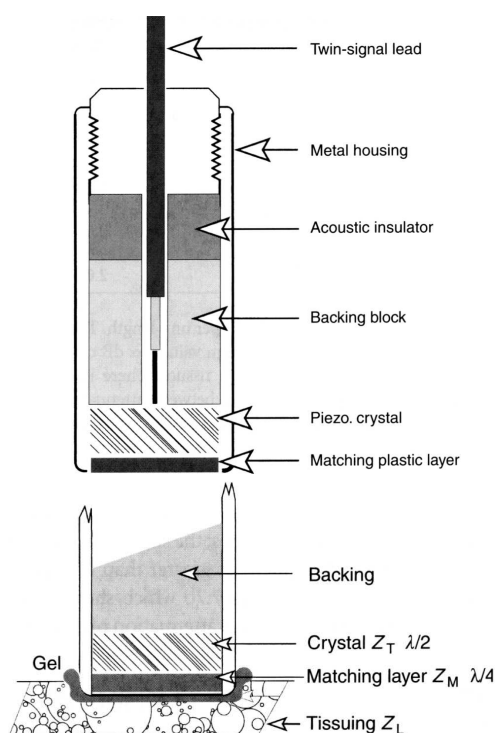
$$\frac{\sin \theta_i}{v_i} = \frac{\sin \theta_t}{v_t}, \quad (3.15)$$

kde  $v_i$  ( $v_t$ ) je fázová rychlost ultrazvuku v prostředí dopadajícího (prošlého) svazku.

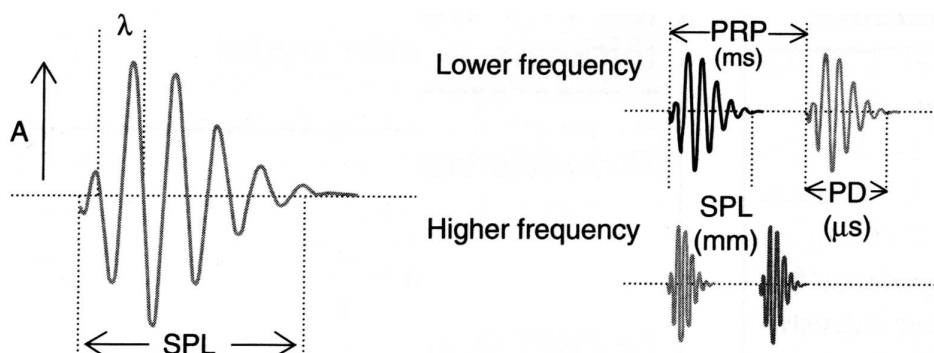
### 3.1.2. Ultrazvuková sonda

Ultrazvuková sonda (též ultrazvukový transducer) přeměňuje energii elektrických pulsů přiváděných z generátoru do sondy na energii ultrazvukových vln vysílaných do vyšetřovaného objektu, a opačně, dokáže přeměňovat energii ultrazvukových odrazů přicházejících z nitra vyšetřovaného objektu na dále zpracovatelný elektrický signál. Je obvykle založena na *piezoelektrickém jevu*, jenž umožňuje uvedený „oboustranný“ převod. Základní konstrukční schéma piezoelektrické ultrazvukové sondy je na obrázku 3.5.

Ultrazvukové pulsy vytvářené sondou jsou velmi krátké — obvykle obsahují jen dvě až tři vlny. Typický tvar pulsu je na obrázku 3.6. V Dodatku D je ukázáno, že čím více zkrátíme trvání pulsu (PD), tím je spektrum širší. Záleží také na obálce (tvaru) pulsu — tvar by se měl alespoň přibližovat Gaussově křivce, aby byly



**Obrázek 3.5.** Schéma konstrukce ultrazvukové sondy. *Nahoře:* Základem je piezoelektrický krystal (obvykle  $\text{Pb Zr Ti O}_4$ ) o tloušťce optimálně  $\lambda/2$ , pokrytý přírůbovací vrstvou (Matching plastic layer). Pro optimální přenos ultrazvuku z piezokrystalu by akustická impedance  $Z_M$  této vrstvy měla být geometrickým průměrem  $Z_M = \sqrt{Z_T Z_L}$  akustické impedance piezokrystalu  $Z_T$  a tkáně  $Z_L$ , a její tloušťka by měla být rovna čtvrtině vlnové délky. Za piezokrystalem se nachází tlumicí blok (Backing block) z jemných wolframových částicek suspendovaných v epoxidové pryskyřici (wolframové částičky rozptylují ultrazvuk, jenž je pak v pryskyřici pohlcován). *Dole:* Mezi sondu a pokožku či jiný povrch vyšetřovaného pacienta se nanáší tenká vrstva kontaktního gelu. Převzato z [28].



**Obrázek 3.6.** Geometrie ultrazvukových pulsů. *Vlevo:* Ultrazvukový puls obsahující tři cykly o vlnové délce  $\lambda$  s vhodně tvarovanou obálkou. Zkratka SPL značí *Spatial Pulse Length* (prostorovou délku pulsu), typická hodnota je 0.45 mm až 2.25 mm. *Vpravo:* Podobně PD značí *Pulse Duration* neboli trvání pulsu, které bývá v rozmezí 0.5  $\mu\text{s}$  až 3  $\mu\text{s}$ , PRP značí *Pulse Repetition Period* neboli opakovací periodu pulsů, která bývá v řádu ms, případně  $\text{PRF} = 1/\text{PRP}$  *Pulse Repetition Frequency* značí opakovací frekvenci pulsů. Převzato z [28].

potlačeny oscilační laloky vzdálené od základní frekvence. Opakovací frekvence pulsů (PRP) je řádově tisíc krát větší než trvání pulsu (PD), protože po vyslání každého pulsu se sonda přepne do „naslouchacího“ režimu, v němž registruje ultrazvuková echa přicházející z nitra vyšetřovaného pacienta, než opět vyšle krátký puls. Tento cyklus se neustále opakuje. Vzhledem k proporcím mezi PD a PRP je sonda zhruba 99.9 % času v naslouchacím režimu.

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

$$\text{PRF} < \frac{c}{2D} . \quad (3.16)$$

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

Frekvenční spektrum ultrazvukových pulsů má tvar Gaussovy křivky; faktor kvality piezokrystalu  $Q$  je dán poměrem rezonanční frekvence  $f_R$ , na níž má tato křivka maximum, a šířky křivky  $\Delta f$  (rozdílu frekvencí, pro něž spektrální

křivka poklesne na  $1/\sqrt{2} \approx 0.707$  maxima  $f_R$ , viz obrázek 3.7 vlevo):

$$Q = \frac{f_R}{\Delta f} . \quad (3.17)$$

Sondy s nižším  $Q$  (tj. širším spektrem a krátkými pulsy) se používají pro ultrazvukové zobrazování, kde potřebujeme pro dobré rozlišení co nejkratší SPL pro co nejvyšší *axiální rozlišovací schopnost* (ta se obvykle definuje jako SPL/2, je tedy typicky 0.2 mm až 1.2 mm) a nezáleží příliš na přesné frekvenci. Naopak sondy s vyšším  $Q$  se používají v dopplerovské sonografii (viz níže), kde záleží na přesné frekvenci a délka trvání pulsu může být velká (nebo kontinuální).

Tvar akustické apertury (profil ultrazvukového pole) je vhodné upravit tak, aby víceméně kopíroval Gaussovu křivku, opět z důvodů zřejmých z Dodatku D. Při obdélníkovém profilu bychom totiž dostali, jak už to u zdrojů vlnění bývá, kromě hlavního laloku navíc *postranní laloky*, které by způsobovaly degradaci kontrastu a rozlišení. Přízpůsobení akustické apertury se nazývá *apodizace* a její výsledek je na obrázku 3.7 vpravo. Apodizace se dosahuje tvarovanými akustickými čočkami a dynamickou fokusací (viz níže a obrázek 3.9).

Na závěr si všimneme chování ultrazvukového pole podél směru šíření, jež má vliv na *stranovou (laterální) rozlišovací schopnost*. Pole lze rozdělit do dvou oblastí: na *blízkou (Fresnelovu) zónu* a na *vzdálenou (Fraunhoferovu) zónu* (viz obrázek 3.8). Zatímco ve Fresnelově zóně o délce

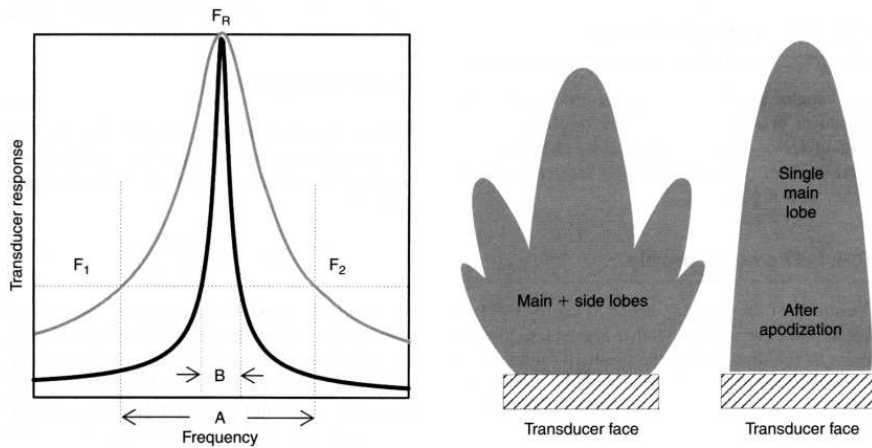
$$\ell_{\text{near}} = \frac{a^2}{\lambda} , \quad (3.18)$$

kde  $a$  je poloměr sondy, zachovává pole šířku sondy, ve vzdálené zóně se stává divergentním s úhlem divergence

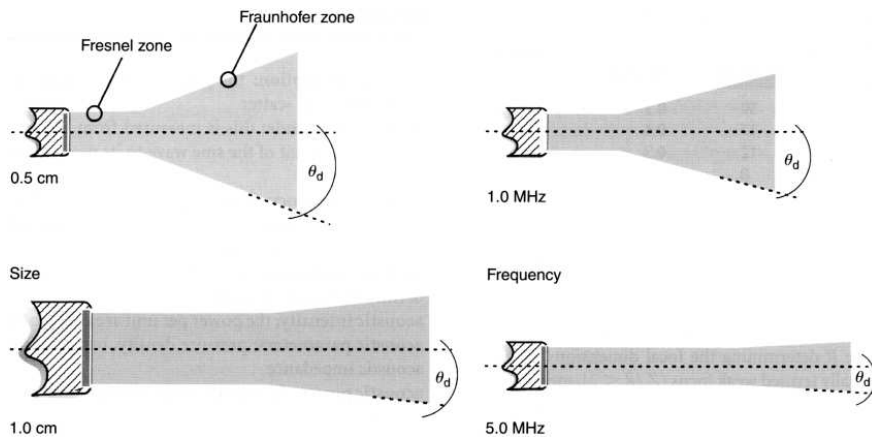
$$\theta_d = \arcsin \left( \frac{0.61\lambda}{a} \right) . \quad (3.19)$$

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

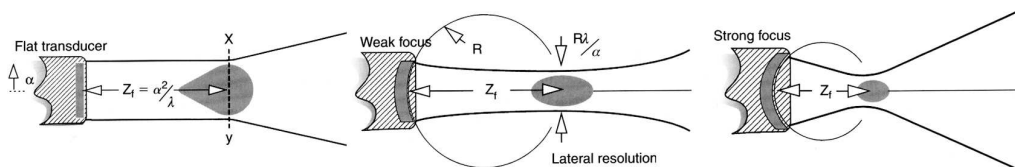
Laterální rozlišení lze ovlivnit vhodným tvarováním (fokusací) sondy, jak je vidět z obrázku 3.9.



**Obrázek 3.7.** Vlevo: Rozdíl  $\Delta f$  frekvencí, pro něž spektrální křivka poklesne na  $1/\sqrt{2} f_R \approx 0.707 f_R$ . Spektrum sondy s vysokým  $Q$  (malým  $\Delta f = B$ ) je vyznačeno černě, spektrum sondy s nízkým  $Q$  (vysokým  $\Delta f = A$ ) je vyznačeno šedě. Vpravo: Potlačení postranních laloků pomocí apodizace. Převzato z [28].



**Obrázek 3.8.** Ilustrace změny Fresnelovy a Fraunhoferovy zóny v závislosti na rozměru ultrazvuk produkujícího elementu sondy a na frekvenci. Převzato z [28].



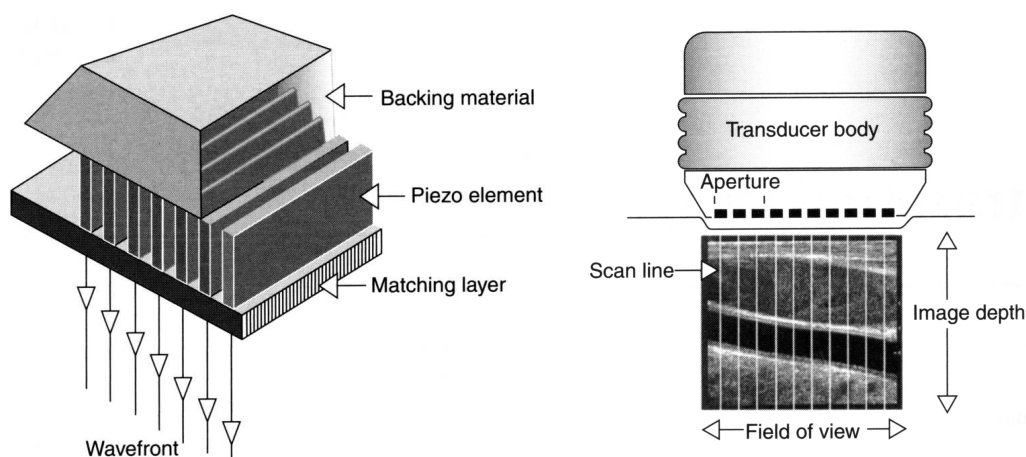
**Obrázek 3.9.** Vliv fokusace ultrazvukové sondy na tvar ultrazvukového pole. Zleva doprava: plochá sonda, slabě fokusovaná ( $\ell_{\text{near}}/R < 2$ ) a silně fokusovaná ( $\ell_{\text{near}}/R \approx 3-4$ ). Veličina  $\alpha$  na obrázku odpovídá poloměru sondy  $a$ . Převzato z [28].

### 3.1.3. Klinické zobrazování pomocí ultrazvuku

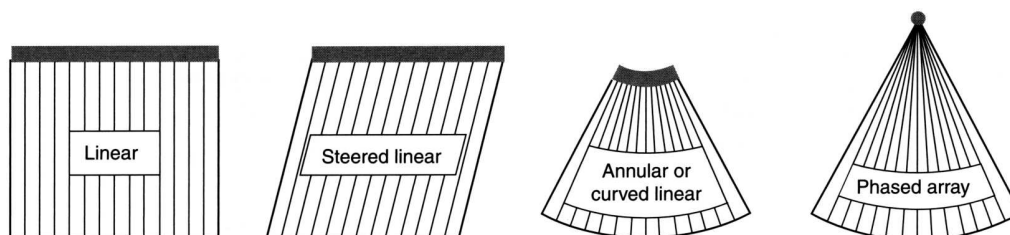
Skutečná konstrukce současných ultrazvukových sond využívá ne jediný piezokrystal, nýbrž soustavu (array) až 128 piezokrystalů (elementů), jejichž separátním napájením elektrickými pulsy lze dosáhnout mnohem lepších výsledků a variability než s použitím jednoho elementu. Mohou pracovat v tzv. *B-módu* poskytujícím 2D průřez vyšetřovaným objektem ve stupních šedi, a *M-módu*, kde zobrazujeme jeden prostorový rozměr versus čas (používá se při sledování pohybu srdečních chlopní apod.).<sup>6</sup>

Soustava elementů lineární multielementové ultrazvukové sondy je znázorněna na obrázku 3.10. Základní konstrukční varianty sond jsou *sekvenční* (*spínané*) sondy a *fázové* (*fázově řízené*) sondy (obrázek 3.11). Toto rozdělení je poněkud umělé, neboť v obou případech se využívá vhodně časovaného napájení soustavy elementů elektrickými impulsy vyvolávajícími jejich ultrazvukové vibrace. Podle Huygensova principu tak lze dosáhnout posuvu svazku, fokusace, naklánění a tvarování vlnoplochy. Princip činnosti soustav elementů ultrazvukových sond osvětlují obrázky 3.12 a 3.13. Příklad a výstup sekvenční sondy je na obrázku 3.14, fázové sondy na obrázku 3.15. Fázově řízené sondy mají oproti sekvenčním sondám menší rozměry a mohou tak být využity pro vnitřní použití (rektum, vagina, jícen).

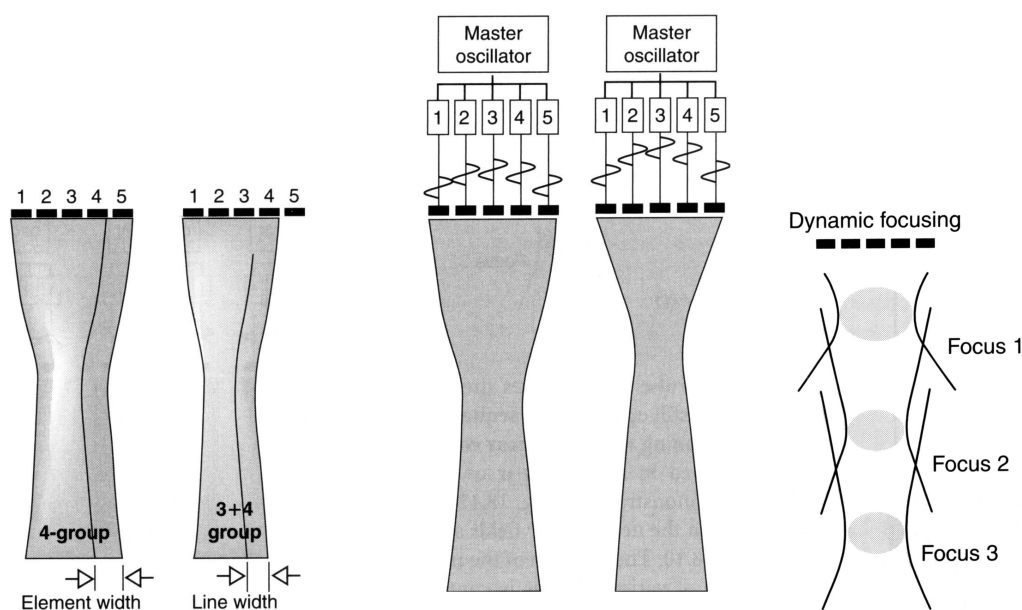
<sup>6</sup> Označení módů pochází z „Brightness (jasová) modulation“ a „Movement (pohybová) modulation“.



**Obrázek 3.10.** Základní schéma multielementové lineární ultrazvukové sondy. *Vlevo:* Jednotlivé piezoelementy se společnou přizpůsobovací vrstvou a tlumícím materiálem. *Vpravo:* Multielementová lineární sonda a její „zorné pole“. Převzato z [28].



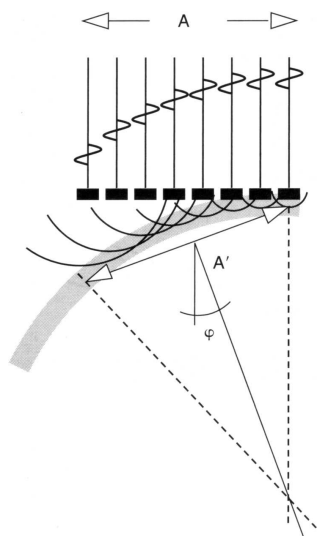
**Obrázek 3.11.** Ultrazvuková skenovací pole různých typů sond. Vlevo a druhá zleva: sekvenční lineární a lineární šikmá sonda. Třetí zleva: sekvenční konvexní sonda. Dole vpravo: fázově řízená sonda. Převzato z [28].



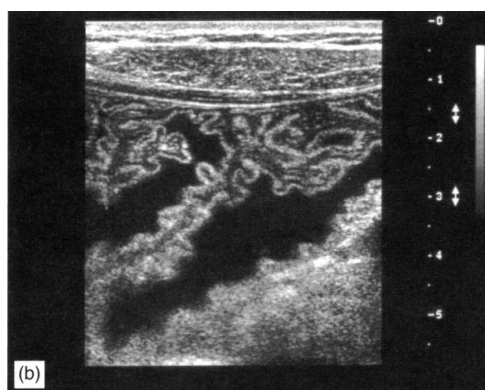
**Obrázek 3.12.** Vlevo: Posun apertury sekvenční sondy. Během činnosti sondy funguje současně vždy jen skupina několika piezoelementů, a tato skupina se přepínáním elementů posouvá podél celé délky sondy. Jakmile dojde na konec soustavy elementů, proces začne znova z opačného konce sondy. Zjemnění posuvu na polovinu šířky elementu se dá dosáhnout připojováním jediného elementu k aktivní skupině. Uprostřed a vpravo: Změnou časování napájení piezoelementů ve skupině lze ovlivňovat hloubku fokusace. Převzato z [28].

Existují další modifikace jako například anulární sonda, jejíž elementy tvoří soustředné kruhy (viz [28]).

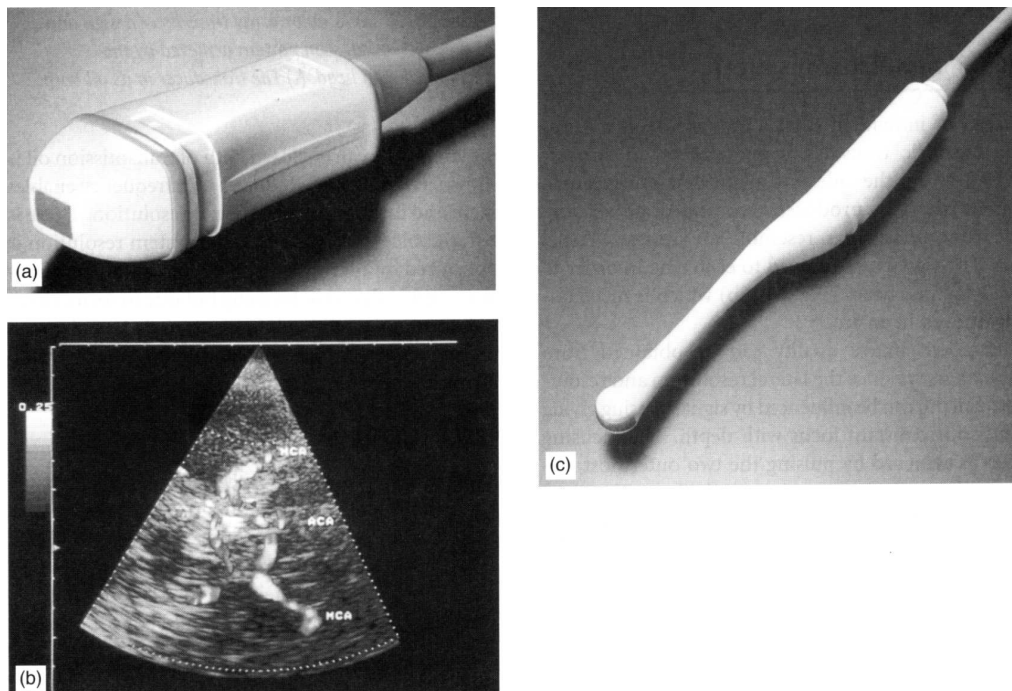
Principiální schéma zpracování obrazu podává obrázek 3.16. Jádrem *pulseru* jsou *systémové hodiny (clock)* ovládající veškeré časování (PRF, příjem dat z odraženého signálu, synchronizace dynamické fokusace, řízení dynamické



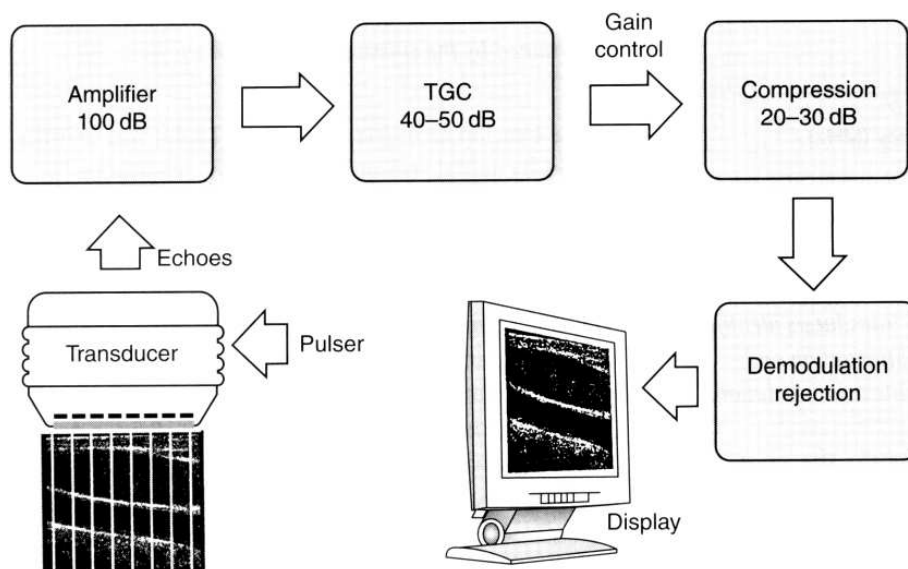
**Obrázek 3.13.** Princip fázově řízené sondy. Pro dosažení velkých úhlů odklonu  $\varphi$  je třeba, aby rozměry piezoelementů byly malé, okolo  $\lambda/2$ . Nelineárním časováním pulsů pak lze dosáhnout zakřivení vlnoplochy. Na rozdíl od sekvenčních sond pracují všechny elementy najednou. Efektivní apertura  $A'$  je rovna  $A \cos \varphi$ , kde  $A$  je totální apertura. Fázově řízené sondy mají menší počet elementů než sekvenční sondy, jsou menší a vhodnější pro obtížně přístupná místa. Převzato z [28].



**Obrázek 3.14.** (a) Sekvenční lineární sonda; (b) a jí vytvořený klinický obraz. (c) Sekvenční konvexní (sektorová) sonda (d) a jí vytvořený klinický obraz. Převzato z [28].



**Obrázek 3.15.** (a) Sonda s fázově řízenou soustavou elementů (b) Příklad zobrazení fázově řízenou sondou. (c) Fázově řízená sonda pro vnitřní vyšetření. Převzato z [28].



**Obrázek 3.16.** Zjednodušený blokový diagram zpracování signálu v ultrazvukové sonografii. Blíže viz text. Převzato z [28].



apertury). Dále pulser obsahuje zdroj elektrických pulsů, jež jsou na základě časování dodávány do piezoelektrických elementů sondy; typické napětí je od 5 V do několika set voltů.<sup>7</sup>

Většinu času — mimo vysílání krátkých ultrazvukových pulsů — je sonda přepnuta do přijímacího módu, v němž se ultrazvuková echa přicházející z nitra pacienta v elementech sondy přeměňují na elektrický signál o napětí řádu  $\mu\text{V}$ , jež je třeba nejprve lineárně zesílit na napětí řádu mV schopné dalšího zpracování.

Echa přicházející z větších hloubek těla pacienta mají v důsledku útlumu ultrazvuku při průchodu tkání menší amplitudu. Úkolem *TGC* (*time gain compensation*) je selektivní zesílení podle času návratu echa, a následně tedy podle hloubky a útlumu. Čím delší čas, tím větší hloubka a útlum, a tím větší zesílení musí jednotka TGC aplikovat.

Z TGC signál je dynamický rozsah signálu upraven v jednotce pro kompresi, jež aplikuje logaritmicky nelineární zesílení — slabé signály (10 až 20  $\mu\text{V}$ ) jsou zesilovány více než silnější signály (70 až 80  $\mu\text{V}$ ). Dynamika signálu se tím redukuje na cca 20 až 30 dB příhodnější pro další zpracování.

Předzpracování končí demodulační a prahovací jednotku, v níž se určí obálky pro jednotlivá echa a ta, jejichž amplituda leží pod jistou prahovou hodnotou a která nesou většinou jen akustický nebo elektronický šum, se potlačí. Nejmodernější přístroje využívají nejen amplitudovou informaci, ale i fázi echa, a zlepšují tím odstup signálu od šumu (SNR) a dynamický rozsah [28].

*Diskretizace* signálu sestává jednak ze vzorkování, kdy se síle echa určitého elementu sondy přiřadí určitá kvantizovaná hodnota, obvykle v rozsahu 6, 7 nebo 8-bitového celého čísla.<sup>8</sup> Mapování síly echa na rozsah úrovní šedi může být proměnný, např. na stejný rozsah úrovní šedi se může lineárně mapovat síla echa v rozsahu 0 až 60 dB nebo jen 30 až 60 dB, čímž lze vybírat zobrazování struktur podle oblasti zájmu. Vzorkování např. u 128-elementových sekvenčních sond se provádí na obrazovou matici  $256 \times 256$ , v níž ultrazvukový svazek 1 zabírá sloupce 1 a 2, svazek 2 zabírá sloupce 3 a 4, atd. Hloubka vypočtená z doby návratu echa je vzorkována do 256 řádků obrazové matice (obrázek 3.10).

#### 3.1.4. Ultrazvukové dopplerovské zobrazování

Ultrazvukové dopplerovské zobrazování využívá známého *Dopplerova posuvu*.<sup>9</sup> Dopadá-li na nepohyblivý objekt záření o frekvenci  $f_0$ , odráží se od něj se

<sup>7</sup> Piezoelektrické materiály snesou elektrické pole do cca  $1 \text{ kV} \cdot \text{mm}^{-1}$ .

<sup>8</sup> To odpovídá 64, 128 nebo 256 úrovním šedi.

<sup>9</sup> CHRISTIAN A. DOPPLER (1803–1853), rakouský astronom a matematik, od roku 1835 působící v Praze.

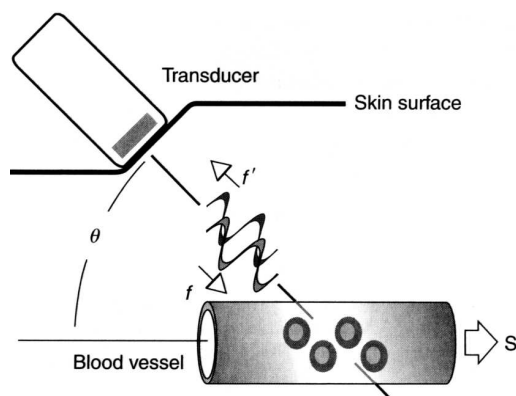
stejnou frekvencí. Pohybuje-li se však objekt rychlostí o velikosti  $v$  a svírá-li směr dopadajícího záření se směrem rychlosti úhel  $\theta$ , dojde ke změně frekvence odraženého záření o

$$\Delta f_D = -\frac{2f_0v}{c} \cos \theta, \quad (3.20)$$

kde  $c$  je rychlost šíření záření. Pro radiálně se vzdalující objekt máme  $\theta = 0$  a  $\Delta f_D = -2f_0v/c$  (přijímaná frekvence je nižší než vysílaná), pro radiálně se přibližující objekt máme  $\theta = 180^\circ$  a  $\Delta f_D = +2f_0v/c$  (přijímaná frekvence je vyšší než vysílaná).

Aplikujeme-li Dopplerův posuv na ultrazvuk a vezmeme-li jako pohybující se objekt krev (resp. krevní částice unášené krví, na nichž se ultrazvuk rozptyluje) proudící cévami, dostaneme pro charakteristickou rychlost proudění krve  $20 \text{ cm} \cdot \text{s}^{-1}$ , frekvenci ultrazvuku  $5 \text{ MHz}$  a úhel  $\theta$  rovný  $60^\circ$  ( $45^\circ$ ), a rychlost ultrazvuku v krvi  $1.57 \times 10^5 \text{ cm} \cdot \text{s}^{-1}$  (viz tabulka 3.1), obdržíme hodnoty Dopplerova posuvu  $637 \text{ Hz}$  ( $900 \text{ Hz}$ ), tj. v akustické oblasti. Ultrazvukové měřiče rychlosti proudění krve elektronicky mixují vysílaný signál o frekvenci  $f$  a přijímaný signál o frekvenci  $f' = f + \Delta f_D$  za vzniku *záznějů* (rozdílového kmitočtu) o frekvenci  $\Delta f_D$ , z nichž se dá pomocí (3.20) vypočíst průmět rychlosti proudění do směru šíření ultrazvuku  $v \cos \theta$  (viz obrázek 3.17).

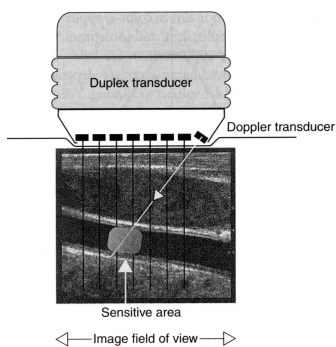
Požadavek na ultrazvuk používaný v dopplerovských průtokoměrech je protichůdný požadavku pro zobrazování: potřebujeme dobře definovanou frekvenci, takže puls (PD) musí být delší. Také se dává přednost vyšším frekvencím, jednak



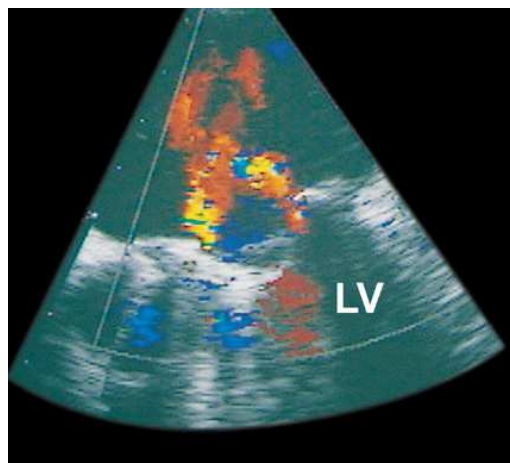
**Obrázek 3.17.** Základní geometrie dopplerovského měření průtoku. Směr šíření dopadajícího ultrazvukového vlnění o frekvenci  $f$  svírá se směrem rychlosti (označeno jako  $S$ ) úhel  $\theta$ . Echa odražená proudící krví mají frekvenci  $f'$  lišící se od  $f$  Dopplerovým posuvem (3.20). Převzato z [28].

kvůli většímu absolutnímu Dopplerovu posuvu a také pro  $f^4$ -závislost rozptylu na krevních částicích. Je však třeba mít na paměti, že s rostoucí frekvencí roste také útlum a hloubka vniku.

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



**Obrázek 3.18.** Duplexní sonda obsahující lineární zobrazovací část a dopplerovskou část. Převzato z [28].



**Obrázek 3.19.** Ukázky moderních sonografických výstupů. *Vlevo:* Zobrazení lidského plodu v děloze. *Uprostřed:* Diagnostika přes jícen. *Vpravo:* Vyšetření srdce plodu. Převzato z <http://www.sti-ultrasound.com/>, <http://www.southbaycardio.com/>, <http://www.engineering.ualberta.ca/>.

*Pulsní dopplerovské metody* se využívají téměř výhradně v kombinaci s echo-  
grafickými metodami (*duplexní zobrazování*), neboť využívají stejné sondy. Pulsní režim ultrazvukových vln umožňuje sledovat časový i frekvenční posun odraženého vlnění, a zobrazovat jakou rychlost měříme a kde ji měříme. Umožňují zobrazit směr toku krve a odečíst úhel  $\theta$ . Schéma konstrukčního řešení duplexní ultrazvukové sondy je na obrázku 3.18. Podle způsobu prezentace rychlosti na monitoru rozeznáváme režimy *CDI (Color Doppler Imaging)* nebo *CFM (Color Flow Mapping)*, v němž je rychlosti průtoku přiřazena barva (obvykle odstín červené), *spektrální dopplerovské zobrazení* zobrazující graf rychlostí v závislosti na čase, a *CDE (Color Doppler Energy)*, kdy se kromě rychlosti sleduje také intenzita odraženého echa, jež dává představu o hustotě pohybujících se krevních elementů a odpovídá „hustotě krvinek“.

Oblast ultrazvukové sonografie je dnes velmi dokonalá a propracovaná. Pro únosný rozsah jsme museli pominout některé zajímavé otázky jako odstraňování obrazových artefaktů, otázku bezpečnosti; tyto oblasti lze nastudovat např. z [28]. Zajímavý přehledový článek [30] shrnuje nejnovější pokroky v oblasti ultrazvukové sonografie. Na obrázku 3.19 jsou některé typické výstupy moderních ultrazvukových sonografů.

## 3.2. Digitální rentgen

Röntgenův objev slouží medicíně už více než celé století.<sup>10</sup> Zářením X našlo uplatnění jak v diagnostice, tak v terapii, vznikl samostatný lékařský obor — radiologie. *Rentgenová diagnostika (skiografie, skiaskopie)* je nejstarší, nejrozšířenější a dosud patrně nejdůležitější aplikací ionizujícího záření v medicíně.

X-zářením je elektromagnetické záření o vlnové délce 5 až 50 pm,<sup>11</sup> což odpovídá energii kvant záření v rozsahu 20 až 200 keV. Z hlediska použití v medicíně má tyto podstatné vlastnosti:

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

<sup>10</sup> Více o objevu X-zářením viz Dodatek C na stránce C.1.

<sup>11</sup> To je řádově  $10^7 \times$  kratší vlnová délka než v případě ultrazvukové sonografie.