

**ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI  
FAKULTA ELEKTROTECHNICKÁ**

**KATEDRA TECHNOLOGIÍ A MĚŘENÍ**

# **BAKALÁŘSKÁ PRÁCE**

**Ultrazvuková diagnostika**

**vedoucí práce: Ing. Josef Girg  
autor: Petr Kadlec**

**2012**

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI

Fakulta elektrotechnická

Akademický rok: 2011/2012

## ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Petr KADLEC**  
Osobní číslo: **E09B0137P**  
Studijní program: **B2612 Elektrotechnika a informatika**  
Studijní obor: **Komerční elektrotechnika**  
Název tématu: **Ultrazvuková diagnostika**  
Zadávací katedra: **Katedra technologií a měření**

### Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

1. Provedte stručný rozbor problematiky, uveďte stručnou teorii ultrazvukového vlnění.
2. Popište základní principy a materiály, které se používají v ultrazvukových měničích.
3. Práci orientujte na diagnostiku v lékařské praxi.
4. Popište současné ultrazvukové přístroje (základní funkční bloky, zobrazovací monitory, sondy a jejich parametry apod.).
5. Porovnejte parametry nejběžnějších ultrazvukových přístrojů.



Rozsah grafických prací: **podle doporučení vedoucího**

Rozsah pracovní zprávy: **20 - 30 stran**


Forma zpracování bakalářské práce: **tištěná/elektronická**

Seznam odborné literatury:

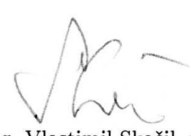
**1. www stránky**

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Josef Girg**  
Katedra technologií a měření

Datum zadání bakalářské práce: **17. října 2011**  
Termín odevzdání bakalářské práce: **3. června 2012**

  
Doc. Ing. Jiří Hammerbauer, Ph.D.  
děkan



  
Doc. Ing. Vlastimil Skočil, CSc.  
vedoucí katedry

V Plzni dne 17. října 2011

## **Abstrakt**

Tato bakalářská práce se zabývá lékařskou ultrazvukovou diagnostikou. V první části práce jsou uvedeny základy teorie ultrazvukového vlnění. Především je popsán princip šíření vlnění v tkáních a jeho kontakt s akustickým rozhraním. Stručně jsou vysvětleny základní akustické veličiny a problematika Dopplerova jevu. Další část je věnována piezoelektrickým měničům. V této části je vysvětlen základní princip funkce měniče, jsou zmíněny nejčastěji používané piezoelektrické materiály a popsáno nejčastější provedení měničů v lékařské diagnostice. Uvedena je také stručná historie ultrazvukové diagnostiky. Hlavní část práce je věnována konstrukčnímu řešení používaných ultrazvukových přístrojů. Podrobně je popsáno provedení ultrazvukových sond. Dále je uvedeno vysvětlení jednotlivých zobrazení včetně dopplerovských zobrazení a 3D/4D režimu. V poslední části práce je řešeno praktické využití ultrazvukové diagnostiky v jednotlivých oborech lékařství se zaměřením na gynekologii a porodnictví, oftalmologii a ORL. V rámci práce jsou srovnávány parametry používaných ultrazvukových přístrojů.

## **Klíčová slova**

Ultrazvukové vlnění, ultrazvuk, ultrazvuková lékařská diagnostika, ultrasonografie, echografie, Dopplerův jev, piezoelektrický jev, piezoelektrický měnič, lineární sonda, konvexní sonda, sektorová sonda, zobrazení A, zobrazení B, zobrazení M, dopplerovská zobrazení, 3D/4D režim, ultrazvuková diagnostika v gynekologii a porodnictví, ultrazvuková diagnostika v oftalmologii, ultrazvuková diagnostika v ORL

## **Abstract**

Subject: Ultrasonic diagnostics

This Bachelor's thesis deals with medical ultrasonic diagnostics. In the first part of the thesis basics of the theory of an ultrasonic wave are mentioned. Above all, the principle of the propagation of an ultrasonic wave in tissues and its contact with acoustic interface are described. Basic acoustic quantities and the issue of the Doppler effect are explained shortly. Next part is focuses on piezoelectric transducers. The basic principle of the function of a crystal transducer is explained, most often used piezoelectric materials are mentioned and the most frequent type of transducers in medical diagnostics is described. Brief history of ultrasonic diagnostics is also mentioned. The main part of the thesis is concerned with the type of construction of the used ultrasonic devices. Versions and design of ultrasonic probes are described in detail. Further a definition of ultrasonic imaging modes including Doppler imaging and 3D/4D mode is mentioned. In the last part of the thesis is solved practical ultrasonic diagnostics usage in separate branches of the medicine with focus on gynecology and obstetrics, ophthalmology and otorhinolaryngology. Within the thesis specifications of used ultrasonic devices are compared.

## **Key words**

Ultrasonic wave, ultrasound, ultrasonic medical diagnostics, ultrasonography, echography, Doppler effect, piezoelectric effect, crystal transducer, linear probe, convex probe, sector probe, A scan, A-mode, B scan, B-mode, M-mode, Doppler imaging, 3D/4D mode, ultrasonic diagnostics in gynecology and obstetrics, ultrasonic diagnostics in ophthalmology, ultrasonic diagnostics in otorhinolaryngology

## Prohlášení

Předkládám tímto k posouzení a obhajobě bakalářskou práci, zpracovanou na závěr studia na Fakultě elektrotechnické Západočeské univerzity v Plzni.

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracoval samostatně, s použitím odborné literatury a pramenů uvedených v seznamu, který je součástí této bakalářské práce.

Dále prohlašuji, že veškerý software, použitý při řešení této bakalářské práce, je legální.

V Plzni dne 6.6.2012

Petr Kadlec

.....

## **Poděkování**

Tímto bych rád poděkoval vedoucímu bakalářské práce Ing. Josefu Girgovi za cenné profesionální rady, připomínky a metodické vedení práce. Dále bych rád poděkoval Ing. Janu Sládkovi za umožnění pořízení fotografické dokumentace a konzultace ohledně využívané ultrazvukové techniky ve Fakultní nemocnici Plzeň. Poděkován patří i MUDr. Vladimíru Miňovskému, MUDr. Liboru Andělovi a MUDr. Janě Vackové za umožnění exkurze v ordinacích, seznámení s používanými diagnostickými ultrazvukovými přístroji a pořízení fotografické dokumentace. V neposlední řadě děkuji za umožnění exkurze i Očnímu laserovému centru a centru mikrochirurgie oka Ofta.

# Obsah

<b>OBSAH.....</b>	<b>8</b>
<b>ÚVOD.....</b>	<b>10</b>
<b>SEZNAM SYMBOLŮ.....</b>	<b>11</b>
<b>SEZNAM ZKRATEK.....</b>	<b>12</b>
<b>1 TEORIE ULTRAZVUKOVÝCH VLN .....</b>	<b>14</b>
1.1 RYCHLOST ŠÍŘENÍ VLNĚNÍ V PROSTŘEDÍ .....	15
1.2 AKUSTICKÁ IMPEDANCE .....	17
1.3 DOPAD VLNĚNÍ NA ROZHRAŇÍ .....	18
1.4 ENERGETICKÁ BILANCE PRŮCHODU VLNĚNÍ.....	21
1.5 ZÁKLADNÍ POPIS ŠÍŘENÍ VLNĚNÍ .....	23
1.6 DOPPLERŮV JEV .....	26
<b>2 TEORIE A KONSTRUKCE PIEZOELEKTRICKÝCH MĚNIČŮ .....</b>	<b>29</b>
2.1 PIEZOELEKTRICKÝ JEV.....	29
2.2 PROVEDENÍ PIEZOELEKTRICKÝCH MĚNIČŮ .....	32
<b>3 ZÁKLADY BIOFYZIKY.....</b>	<b>33</b>
<b>4 STRUČNÁ HISTORIE ULTRAZVUKOVÉ DIAGNOSTIKY V LÉKAŘSTVÍ.....</b>	<b>35</b>
<b>5 PROVEDENÍ MODERNÍCH ULTRAZVUKOVÝCH PŘÍSTROJŮ.....</b>	<b>36</b>
5.1 KONSTRUKCE ZÁKLADNÍ JEDNOTKY .....	38
5.2 ROZLIŠOVACÍ SCHOPNOST.....	39
5.3 DRUHY SOND .....	41
5.3.1 <i>Lineární sondy</i> .....	42
5.3.2 <i>Sektorové sondy</i> .....	43
5.3.3 <i>Konvexní sondy</i> .....	44
5.3.4 <i>Tužkové sondy</i> .....	44
5.3.5 <i>Endokavitární sondy</i> .....	45
5.4 DRUHY MECHANIZMŮ PRO VYTVÁŘENÍ DVOUROZMĚRNÉHO OBRAZU .....	46
5.5 SONDY PRO 3D/4D REŽIM .....	48
<b>6 ZOBRAZOVÁNÍ.....</b>	<b>49</b>
6.1 ZOBRAZENÍ A.....	50
6.2 ZOBRAZENÍ M .....	51
6.3 ZOBRAZENÍ B .....	52
6.4 DOPPLEROVSKÁ ZOBRAZENÍ .....	52
6.4.1 <i>Spektrální dopplerovský záznam</i> .....	57
6.4.2 <i>Barevná dopplerovská zobrazení</i> .....	58
6.5 SPECIÁLNÍ ZOBRAZOVACÍ METODY.....	61
6.6 3D/4D MAPOVÁNÍ (OBJEMOVÝ REŽIM) .....	63
<b>7 SPECIFIKACE PRO JEDNOTLIVÉ OBORY MEDICÍNY .....</b>	<b>65</b>
7.1 GYNEKOLOGIE A PORODNICTVÍ .....	66
7.2 OFTALMOLOGIE .....	68
7.2.1 <i>Celková biometrie oka</i> .....	69
7.2.2 <i>Pachymetrie</i> .....	70
7.3 OTORHINOLARYNGOLOGIE (ORL).....	71



<b>8 POROVNÁNÍ ULTRASONOGRAFŮ.....</b>	<b>75</b>
8.1 PŘÍSTROJ VOLUSON® E8 .....	76
8.1.1 <i>Vybrané technické parametry</i> .....	77
8.2 PŘÍSTROJ ACUSON X300 .....	78
8.3 PŘÍSTROJ SONOSCAPE SSI-8000 .....	78
<b>ZÁVĚR.....</b>	<b>80</b>
<b>SEZNAM LITERATURY A OSTATNÍCH INFORMAČNÍCH ZDROJŮ.....</b>	<b>81</b>
<b>PŘÍLOHA I – FOTOGRAFICKÁ DOKUMENTACE UZ SOND .....</b>	<b>91</b>
<b>PŘÍLOHA II – VÝSTUPY Z VYŠETŘENÍ PŘÍSTROJEM VOLUSON® E8 .....</b>	<b>94</b>
<b>PŘÍLOHA III – AKUSTICKÝ TLAK A AKUSTICKÁ RYCHLOST.....</b>	<b>97</b>
<b>PŘÍLOHA IV – HEMODYNAMIKA.....</b>	<b>99</b>
<b>PŘÍLOHA V – REAKCE TKÁNÍ NA ULTRAZVUKOVÉ VLNĚNÍ.....</b>	<b>102</b>
V.1 MECHANICKÉ ÚČINKY .....	102
V.2 TEPELNÉ ÚČINKY .....	103
V.3 OSTATNÍ BIOLOGICKÉ ÚČINKY .....	103
V.4 LEGISLATIVA .....	103
<b>PŘÍLOHA VI – OVLÁDÁNÍ UZ PŘÍSTROJŮ .....</b>	<b>105</b>
<b>PŘÍLOHA VII – DOPLNĚNÍ PROBLEMATIKY 3D/4D ZOBRAZENÍ .....</b>	<b>108</b>
<b>PŘÍLOHA VIII – PŘÍKLADY SOND MODERNÍCH UZ PŘÍSTROJŮ.....</b>	<b>111</b>
<b>PŘÍLOHA IX – ULTRAZVUKOVÉ PŘÍSTROJE PRO OFTALMOLOGII.....</b>	<b>116</b>
IX.1 PACHYMETR TOMHEY SP – 100 .....	116
IX.2 ULTRAZVUKOVÝ ECHOGRAF AXIS – II .....	117
IX.3 ULTRAZVUKOVÝ PŘÍSTROJ B-SCAN PLUS .....	118
<b>PŘÍLOHA X – KARDIOLOGIE.....</b>	<b>119</b>
X.1 TRANSTHORAKÁLNÍ DIAGNOSTIKA .....	119
X.2 TRANSESOFAGEÁLNÍ DIAGNOSTIKA .....	120

## Úvod

Možnosti moderní medicíny záleží samozřejmě na odborné způsobilosti lékařů, ale stále významnější postavení získává v lékařství přístrojové vybavení. Využití diagnostických přístrojů umožňuje lékařům získat co nejpřesnější informace o stavu pacienta a zvolit nejvhodnější řešení léčby zdravotních problémů. Lze se setkat s řadou diagnostických metod, které jsou specifické pro jednotlivé lékařské obory, ale existují i takové možnosti vyšetřování, které nacházejí uplatnění téměř ve všech lékařských oborech. Mezi komplexně využívané diagnostické metody patří ultrazvuková diagnostika. Jedná se o diagnostickou zobrazovací metodu, díky které je možné v současné době odhalit řadu závažných onemocnění a nežádoucích stavů v lidském organismu. Ultrazvuková diagnostika není sice jedinou zobrazovací metodou pro celotělové vyšetřování a zobrazování, ale vzhledem k využívání ultrazvukového vlnění je pro člověka velmi bezpečnou metodou. Ultrazvukovou diagnostiku však nelze použít pro vyšetřování veškerých částí lidského těla. Není tedy možné říci, že je schopná plně nahradit zobrazovací metody založené na elektromagnetickém záření (rentgenové záření), ale jednoznačně celotělovou diagnostiku zrychluje, zjednodušuje a v neposlední řadě i zlevňuje.

Ultrasonografie se v lékařství používá již několik desítek let a za tuto dobu prodělaly využívané technologie obrovský vývoj. Změnily se metody zobrazování, používané sondy samotná konstrukce přístrojů. Vývoj ultrazvukových přístrojů velmi úzce souvisí s vývojem počítačové techniky. V dnešní době se již poměrně často využívá trojrozměrného zobrazení, které by nebylo bez výkonné počítačové jednotky realizovatelné. Díky řadě softwarových funkcí sloužících pro zpracování nasnímaných dat nabízí moderní ultrasonografie obrovské možnosti. Ultrazvukové přístroje již nemusí být pouze velkými nepřenosnými přístroji, ale mohou být podobné notebooku nebo kompaktnímu panelu s dotykovou obrazovkou.

Tato práce je věnována zhodnocení jak moderních trendů v ultrazvukové diagnostice, tak částečně i historickému vývoji a je koncipována jako souhrn informací potřebných pro pochopení a alespoň základní orientaci v dané problematice. V dostatečném rozsahu je vysvětlena i problematika samotného šíření ultrazvukového vlnění. Práce má rozsah odpovídající obsažnosti zvoleného tématu a je doplněna řadou názorných autorských obrázků vytvořených na základě uváděných zdrojů informací. V přílohách je uvedena vlastní fotografická dokumentace vztahující se především k ultrazvukovým sondám a zobrazovacím režimům.

## Seznam symbolů

$Z_a$	$[\text{Pa}\cdot\text{s}\cdot\text{m}^{-1}]$	akustická impedance
$c$	$[\text{m}\cdot\text{s}^{-1}]$	rychlost šíření vlnění v daném prostředí fázová rychlost (ultrazvukového vlnění)
$p_a$	$[\text{kg}\cdot\text{m}^{-1}\cdot\text{s}^{-2} = \text{Pa}]$	akustický tlak
$v_a$	$[\text{m}\cdot\text{s}^{-1}]$	akustická rychlost
$W$	$[\text{kg}\cdot\text{m}^2\cdot\text{s}^{-2} = \text{J}]$	akustická energie
$y$	$[\text{m}]$	akustická výchylka
$P$	$[\text{m}^2\cdot\text{kg}\cdot\text{s}^{-3} = \text{W}]$	akustický výkon
$N$	$[\text{kg}\cdot\text{s}^{-3} = \text{W}\cdot\text{m}^{-2}]$	měrný akustický výkon
$I$	$[\text{kg}\cdot\text{s}^{-3} = \text{W}\cdot\text{m}^{-2}]$	intenzita vlnění
$\rho$	$[\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}]$	hustota látky
$K$	$[\text{Pa} = \text{N}/\text{m}^2]$	modul objemové pružnosti
$E$	$[\text{Pa} = \text{N}/\text{m}^2]$	modul pružnosti v tahu
$\kappa$	$[-]$	Poissonova konstanta pro daný plyn
$p_0$	$[\text{Pa}]$	tlak v plynném prostředí
$\lambda$	$[\text{m}]$	vlnová délka
$f$	$[\text{s}^{-1} = \text{Hz}]$	frekvence
$T$	$[\text{s}]$	perioda harmonického pohybu
$x$	$[\text{m}]$	vzdálenost bodu postupné vlny v daném čase $\tau$
$V$	$[\text{m}^3]$	objem
$S$	$[\text{m}^2]$	plocha
$\beta$	$[\text{m}^2\cdot\text{N}^{-1} = \text{Pa}^{-1}]$	stlačitelnost
$f_p$	$[\text{Hz}]$	frekvence přijímané vlny při dopplerovské diagnostice
$f_v$	$[\text{Hz}]$	frekvence vysílané vlny při dopplerovské diagnostice
$f_d$	$[\text{Hz}]$	dopplerovský frekvenční posuv
$v$	$[\text{m}\cdot\text{s}^{-1}]$	rychlost pohybu těles pro účely vysvětlení problematiky Dopplerova jevu (rychlost pohybu červených krvinek)
$\delta$	$[\text{ }^\circ]$	dopplerovský úhel
$\vartheta$	$[\text{ }^\circ\text{C}]$	teplota
$d$	$[\text{dB}\cdot\text{cm}^{-1}]$	koeficient útlumu (lineární) vlnění o $f = 1 \text{ MHz}$
$p_r$	$[\text{MPa}]$	špičkový zředňující akustický tlak
$\omega$	$[\text{s}^{-1}]$	úhlový kmitočet
$k$	$[\text{m}^{-1}]$	vlnočet
$I_{SPTA}$	$[\text{mW}\cdot\text{cm}^{-2}]$	prostorově špičková a časově průměrná intenzita

Pozn.1: Uváděné veličiny a jednotky odpovídají internetovému zdroji [0].

## Seznam zkratek

UZ	ultrazvukové vlnění (ultrazvuk)
ORL	Otorhinolaryngologie
USG	ultrasonografie (někdy také uváděno pouze sonografie)
CFM	barevné mapování toku
A/D	analogově-digitální (analogově-číslicový)
TI	tepelný (teplotní) index
TIB	tepelný index kosti
TIC	tepelný index lebeční kosti
TIS	tepelný index měkké tkáně
MI	mechanický index
TGC	kompensační časové zesílení
CT	počítačová tomografie
CW	spojitá vlna (kontinuální dopplerovské vyšetření)
CD	kontinuální dopplerovské vyšetření
PW	pulzní vlnění, pulzní dopplerovské vyšetření
PRF	pulzní repetiční frekvence (opakovací frekvence)
PWD	spektrální dopplerovská křivka (záznam)
CDE	barevná záznam dopplerovské energie
CPA	barevná záznam dopplerovské energie
PD	silový Doppler
HD-Flow	směrový silový Doppler
TD	tkáňový Doppler
HI	harmonické zobrazení
THI	harmonické zobrazení tkání
XTD	rozšířené zobrazení
PSV	vrchol systoly
EDV	konec diastoly
TTE	transthorakální echokardiografie
TEE	transesofageální echokardiografie
NiMH	nikl-metal hydridový akumulátor
LCD	displej z tekutých krystalů

---

EKG	elektrokardiografie, elektrokardiogram
HDD	pevný disk
USB	univerzální sérová sběrnice (konektor)
IOL	umělá intraokulární čočka
FIFO	typ paměti; nejdříve jsou čtena data uložena jako první
XBeam CRI	složené zobrazení
2D	dvourozměrné nebo dvou-dimenzionální
S/N	signál/šum
MRI	magnetická rezonance
PZT	druh piezoelektrické keramiky
IVUS	intravaskulární ultrazvukové vyšetřování
SonoAVC	automatické vyhodnocování objemů
VOCAL	počítačová orgánová analýza
VCAD	počítačem podporovaná diagnóza
VCI	objemové kontrastní zobrazení
STIC	časoprostorová objemová korelace
FDA	Federální komise pro kontrolu léků a potravin
SÚKL	Státní ústav pro kontrolu léčiv

# 1 Teorie ultrazvukových vln

Za ultrazvukové vlnění je v lékařské praxi považováno vlnění o frekvenci vyšší než 16 kHz (případně 20 kHz v oblasti elektroniky). V lékařské diagnostice se však používají frekvence daleko vyšší, pohybující se řádově od jednotek do desítek MHz. Ve vzduchu se ultrazvuk (UZ) jako jedno z mechanických vlnění šíří podélným postupným vlněním, kdy „částice pružného prostředí kmitají ve směru postupu vlny“.[1] Ultrazvukové vlnění nezpůsobuje přenos hmoty, ale jedná se o přenos energie. Zdroj vlnění způsobí rozkmitání částic prostředí v rytmu určité frekvence (intervalu frekvencí) a v určitém směru. Částice si poté předávají energii a při přenosu ultrazvuku stejně jako slyšitelného zvuku je vyvoláváno periodicky se opakující stlačování a rozpínání prostředí (např. vzduchu), které je závislé na frekvenci vytvářeného vlnění.[2] Vzhledem k základnímu principu šíření ultrazvukových vln musí vykazovat látkové prostředí určitou pružnost. Příkladem takového látkového prostředí může být vzduch přítomný všude kolem nás. Šíření UZ je umožněno díky poměrně vysoké hodnotě atmosférického tlaku<sup>1</sup>, který je někdy také označován jako barometrický. Pokud by byl atmosférický tlak výrazně nižší, tak by došlo k zhoršení přenosových vlastností a ve vakuu by nastal úplný útlum vlnění. Pro ultrazvukovou diagnostiku v lékařství také označovanou jako ultrasonografie (USG) je však ještě důležitější než šíření ve vzduchu jako v plynném prostředí šíření v kapalinách a pevných látkách. V kapalném prostředí se UZ přenáší obdobně jako v plynném prostředí podélným vlněním. Speciálním případem je vznik příčného vlnění na povrchu kapalin.[3] U pevných látek je však situace složitější a vlnění se v těchto látkách šíří nejen podélným, ale i příčným vlněním, při kterém „částice pružného prostředí kmitají kolmo na směr postupu vlny“.[1] Podmínkou vzniku příčného vlnění je existence smykových napětí, která vznikají právě v pevných látkách. Rychlost příčného vlnění v dané látce je odlišná od rychlosti podélného vlnění. Pokud je prostředí dostatečně pružné, tak se UZ šíří podélnými vlnami. Mezi pružné prostředí v lidském těle patří měkké tkáně (včetně krve a dalších tělních tekutin). Za velmi málo pružné prostředí se považují kosti, v kterých se projevuje příčné vlnění ultrazvukových vln.[4, 5]

---

<sup>1</sup> Pro výpočty se často používá smluvní průměrná hodnota normálního atmosférického tlaku  $p_n = 1013,25 \text{ hPa}$ . [6]

## 1.1 Rychlost šíření vlnění v prostředí

Rychlosti šíření UZ vlnění  $c$  (fázová rychlost  $v_\varphi$  [11]) se v jednotlivých látkách v lidském těle výrazně liší. Nejvyšší rychlostí se pohybuje vlnění v mineralizovaných tkáních (pevných látkách), mezi které patří především kosti. Nižších rychlostí dosahuje vlnění v kapalinách. Velmi podobnými rychlostmi jako u kapalin prostupuje vlnění měkkými tkáněmi obsahujícími vysoký podíl vody. Nejpomaleji se vlnění šíří v plynném prostředí, které nalezneme např. v plicích nebo v trávicím traktu. Často se alespoň pro základní představu o skutečných rychlostech uvádí hodnota  $1540 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  jako průměrná rychlost šíření v měkkých tkáních. S touto rychlostí také většinou počítají ultrazvukové přístroje, protože ve většině diagnostikovaných tkání se rychlost UZ vlnění od této hodnoty odchyluje jen velmi málo.[7] Pokud je rozdíl mezi skutečnou rychlostí šíření vlnění v dané tkáni a hodnotou nastavenou pro zpracování odrazů vlnění vracejících se z tkáně k sondě velmi malý (řádově v jednotkách až desítkách  $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ ), tak nedochází k jednoznačně pozorovatelnému zkreslení výsledného obrazu. Nastavení odpovídající rychlosti šíření vlnění ve vyšetřované oblasti je v případě využití pulzního vysílání UZ vln důležité pro správný výpočet hloubky, z které přicházejí sondou registrované vlny odražené od rozhraní v tkáních (viz dále). Vlny (pulzy) vracející se k sondě se běžně označují jako echa (ozvěny). Hloubka představující vzdálenost místa odrazu a sondy se vypočítává jako součin rychlosti  $c$  a délky časového intervalu mezi vysláním a příjmem UZ pulzu.[7] Podstatný nárůst rychlosti  $c$  však nastává v kostech, kde se vlnění šíří rychlostí vyšší než  $2500 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  (viz Tab. 1). Naopak výrazně nižší rychlost šíření lze zaregistrovat v oblastech vyplněných plynem.[8] Pro oblast plynů je nejčastěji zmiňována rychlost  $c$  pro suchý vzduch, která je při teplotě  $0 \text{ }^\circ\text{C}$  přibližně  $331 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ . Je třeba totiž ještě zmínit, že rychlosti jsou teplotně závislé.[9] Vliv této skutečnosti je však v souvislosti se sonografií nevýznamný. Rychlost šíření v prostředí nezávisí na pracovní frekvenci sondy.[4] Vzhledem k rozdílným rychlostem šíření vlnění v různých látkových prostředích (tkáních) je pro jednotlivá prostředí rozdílná i vlnová délka vlnění o stále stejné frekvenci. Např. vlnová délka vlnění o frekvenci  $8 \text{ MHz}$ , což je reálná hodnota při ultrazvukové diagnostice, nabývá při uvažování průměrné rychlosti šíření UZ v měkkých tkáních ( $1540 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ) dle vztahu (1.1) hodnoty přibližně  $0,2 \text{ mm}$ .

$$\lambda = \frac{c}{f} \quad (1.1)$$

Rychlosti šíření vlnění se určují v kapalném, plynném i pevném prostředí z částečně odlišných výpočtových vztahů, které však vycházejí ze stejného teoretického základu. Obecně je rychlost  $c$  závislá na elastických neboli pružných ( $'p'$ ) a setrvačných ( $'s'$ ) vlastnostech

prostředí dle vztahu (1.2). Elastické vlastnosti jsou spojeny s potenciální (polohovou) energií a „setrvačné vlastnosti souvisejí s kinetickou energií částic prostředí“.[10] Pro všechna prostředí lze tedy zjednodušeně říci, že je rychlost šíření vlnění dána odmocninou podílu. Ve jmenovateli se objevuje jako vyjádření setrvačnosti hustota  $\rho$  dané látky (prostředí) a v čitateli se jako vyjádření elasticity objevuje modul pružnosti pro danou látku. Vzhledem k výrazně nižší stlačitelnosti kapalného prostředí oproti plynnému má modul pružnosti pro kapaliny o několik řádů vyšší hodnotu než pro plyny.[10] Stejně tak jsou výrazně vyšší hustoty kapalin než plynů (vlastnosti krve viz Příloha IV). V kapalném a plynném prostředí se určuje rychlost šíření jen pro podélné vlnění, protože příčné vlnění v objemu těchto látek nevzniká (viz výše). V obecném pevném prostředí se vlnění šíří podélně i příčně a je tedy třeba stanovit odděleně složku rychlosti pro podélné vlnění  $c_l^2$  a složku rychlosti pro příčné vlnění  $c_t^3$  (výpočtové vztahy viz [1]). Pokud se látkou šíří podélné vlnění a dochází tedy k jejímu stlačování a rozpínání, tak vnikají normálové pružné síly. Při šíření příčného vlnění vznikají tečné pružné síly.[11]

$$c = \sqrt{\frac{p'}{s'}} \quad [10] \quad (1.2)$$

Šíření vlnění v kapalinách:

$$c = \sqrt{\frac{K}{\rho}} \quad [1] \quad (1.3)$$

Převrácenou hodnotou modulu objemové pružnosti je stlačitelnost. Tato veličina někdy označovaná  $\beta$  nabývá pro vodu ( $\vartheta = 25 \text{ }^\circ\text{C}$ ) hodnoty  $4,6 \cdot 10^{-10} \text{ Pa}^{-1}$ . [12]

Šíření vlnění v plynech:

$$c = \sqrt{\frac{K}{\rho}} = \sqrt{\frac{\kappa \cdot p_0}{\rho}} \quad [1] \quad (1.4)$$

$K = \kappa \cdot p_0$  – platí pro prostředí bez tepelných výměn (adiabatický děj)

Poissonova konstanta nabývá pro suchý vzduch hodnoty  $\kappa = 1,405$  ([1], v tomto zdroji označována  $\gamma$ ) a tlak v plynném prostředí  $p_0$  odpovídá ve vzduchu tlaku atmosférickému.

Pozn.2: Více se lze o výše popisované problematice dozvědět z informačních zdrojů [1, 13, 14].

<sup>2</sup> dolní index l odvozen z angl. překladu výrazu podélné vlnění (Longitudinal Waves)

<sup>3</sup> dolní index t odvozen z angl. překladu výrazu příčné vlnění (Transverse Waves)



Výpočet fázové rychlosti podélného vlnění v kostní tkáni s průměrnými vlastnostmi:

modul pružnosti v tahu  $E = 17,7 \text{ GPa}$  [15]

hustota kostní tkáně  $\rho = 1,62 \cdot 10^3 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-3}$  [16]

$$c_l = \sqrt{\frac{E}{\rho}} = \sqrt{\frac{17,7 \cdot 10^9}{1,62 \cdot 10^3}} \text{ m} \cdot \text{s}^{-1} = 3305,4 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1} \quad (\text{výpočtový vztah viz [1]})$$

Výsledná hodnota fázové rychlosti v kostní tkáni se nachází v intervalu dle Tab. 1.

## 1.2 Akustická impedance

Důležitým parametrem, na kterém je závislá rychlost šíření ultrazvuku v prostředí, je akustická<sup>4</sup> impedance. V případě, že uvažujeme pouze reálnou složku impedance, tak hovoříme o akustickém odporu. Obecně akustická impedance charakterizuje prostupnost vlnění látkami (prostředím) s danou strukturou. V případě, že se prostředím šíří postupné rovinné vlnění, tak se  $Z_a$  stanovuje pouze jako součin hustoty látky a rychlosti zvuku v látce, kterou se UZ šíří dle vztahu (1.6a). Na základě teoretických předpokladů je možné akustickou impedanci vypočítat i jako podíl efektivní hodnoty akustického tlaku a efektivní hodnoty akustické rychlosti dle vztahu (1.5).[17] Uvedená definice akustické impedance platí pro podélné vlnění v pružném prostředí.[13] Stejná hodnota akustické impedance vyjde samozřejmě i při uvažování podílu maximálních hodnot. Vztahy (1.5) a (1.6a) lze dát do rovnosti pouze v případě postupného rovinného vlnění, kdy je akustická rychlost ve fázi s akustickým tlakem (viz dále). V případě postupného vlnění vytvářejícího jiné než rovinné akustické pole je třeba zohlednit fázový posuv  $\Delta\varphi$  mezi  $v_a$  a  $p_a$  (1.6b).[17, 18] Především je třeba fázový posuv uvažovat v případě, kdy hodnotíme akustické pole v blízkosti zdroje. Pokud je vzdálenost od zdroje vlnění výrazně větší než vlnová délka, tak již lze fázový posuv zanedbat a část kulové vlnoplochy nahradit vlnoplochou rovinnou.[17] Akustickou impedanci v oblasti šíření mechanického UZ vlnění lze přirovnat k indexu lomu u elektromagnetického záření.[4] Index lomu se nejčastěji spojuje s šířením světelného záření ve viditelném spektru. Ze vztahu (1.5) je možné pozorovat jistou podobnost s Ohmovým zákonem, kdy akustický tlak odpovídá elektrickému napětí a akustická rychlost elektrickému proudu.[17] V konkrétní látce uvažujeme v celém jejím objemu akustickou impedanci konstantní. K výraznější změně impedance dochází na přechodu mezi oblastmi vyplněnými látkami s odlišnými strukturálními vlastnostmi. Takovýto přechod se označuje jako **akustické rozhraní**.

---

<sup>4</sup> Přestože je tato práce věnována šíření ultrazvukového vlnění, tak se řada využívaných veličin a pojmů vztahuje všeobecně k šíření akustického vlnění, které zahrnuje infrazvuk, zvuk a ultrazvuk. [17]

Příkladem rozhraní dvou prostředí, mezi kterými je velký rozdíl impedancí, může být přechod mezi kostí a měkkou tkání nebo cévní stěnou a proudící krví.[4]

$$Z_a = \frac{P_{a(m)}}{v_{a(m)}} = \frac{P_{a(ef)}}{v_{a(ef)}} \quad [2][17] \quad (1.5)$$

$$\text{a) } Z_a = \rho \cdot c \quad \text{b) } Z_a = \rho \cdot c \cdot \cos \Delta\varphi \quad (1.6)$$

*Pozn.3:* Definice fázového posuvu  $\Delta\varphi$  pro kulovou vlnu postupující od bodového zdroje viz [17, str. 305].

Výpočet akustické impedance kostní tkáně ze vztahu (1.5):

rychlost šíření vlnění v kostech (minimum z intervalu dle Tab. 1)  $c = 2,5 \cdot 10^3 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$

hustota kostní tkáně  $\rho = 1,62 \cdot 10^3 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-3}$

$$Z_a = \rho \cdot c = 1,62 \cdot 10^3 \cdot 2,5 \cdot 10^3 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{s}^{-1} = 4,05 \cdot 10^6 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$$

Výsledná hodnota akustické impedance odpovídá spodní hranici intervalu podle Tab. 1.

*Pozn.4:* Více informací o dané problematice viz informační zdroj [19].

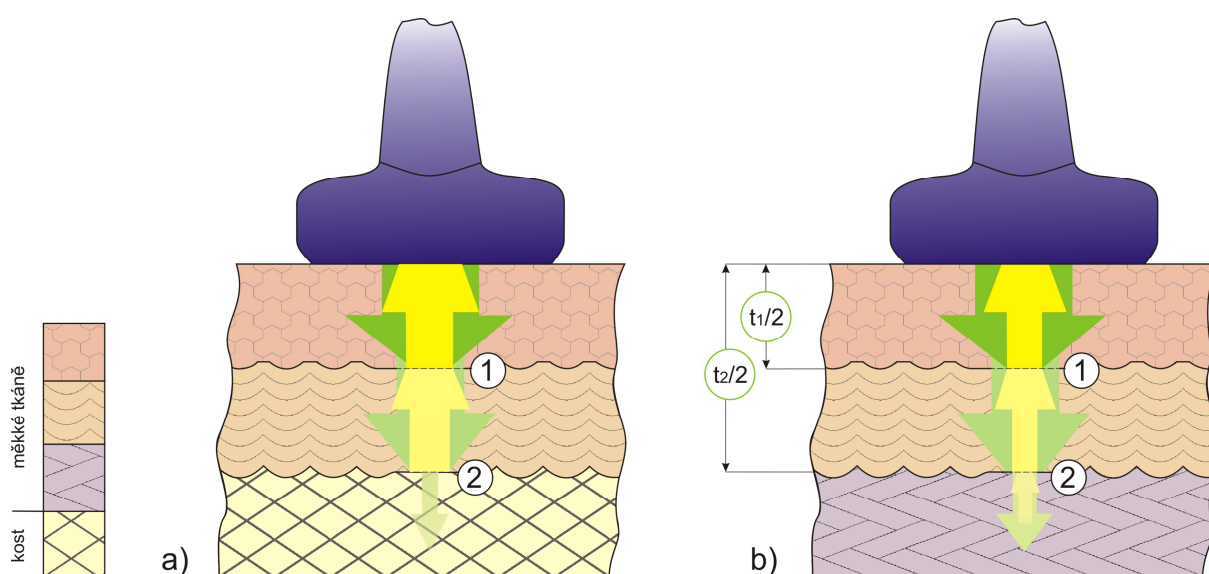
### 1.3 Dopad vlnění na rozhraní

Na rozhraní dvou prostředí o rozdílných akustických impedancích dochází při dopadu UZ vlnění vždy k určitým změnám jeho šíření. Charakter změny šíření na rozhraní záleží v idealizovaném případě na velikosti rozdílu akustických impedancí prostředí a velikosti úhlu dopadu. Na rozhraní dopadá vlnění zprostředkovávající přenos energie a tato energie se na rozhraní rozdělí do složky vlnění odraženého a lomeného. Součet energií musí být v ideálním případě (uvažován pouze odraz a lom) rovný energii vlnění dopadajícího na rozhraní.[13] Na rozhraní platí dvě základní podmínky spojitosti vlnění. První podmínka vyjadřuje rovnost akustických rychlostí vlnění na obou stranách rozhraní. Druhá podmínka vyjadřuje rovnost akustických tlaků. Na základě podobnosti šíření mechanického vlnění a elektromagnetického záření lze aplikovat při lomu UZ vlnění na rozhraní **Snellův zákon** (1.7). Stejně tak platí, že se „úhel dopadu na rozhraní  $\alpha$  rovná úhlu odrazu  $\alpha$ “.[5]

$$\frac{\sin \alpha}{\sin \beta} = \frac{c_1}{c_2} \quad (1.7)$$

Pokud dopadá vlnění **kolmo na rozhraní** (obr. 1), tak dochází k odrazu určitého procenta dopadajícího vlnění zpět k sondě a současně k prostupu části vlnění rozhraním do oblasti o jiné akustické impedanci. Odraz se také označuje jako **reflexe** a pro prostup rozhraním se používá termín **transmise**. [4] Pokud je rozdíl akustických impedancí na

rozhraní malý, tak dochází k výrazné transmisi a jen menší část vlnění dopadajícího na rozhraní je odražena. Naopak pokud se impedance jednotlivých prostředí výrazněji liší, tak dojde na rozhraní k reflexi velké části vlnění.[7] Doba návratu odraženého vlnění závisí především na hloubce uložení rozhraní, ale také na rychlostech šíření v jednotlivých tkáních. Echa odražená na rozhraní tkání uloženého v menší vzdálenosti od sondy jsou zaznamenána jednoznačně rychleji (doba  $t_1$ ) než echa přicházející z větší vzdálenosti (doba  $t_2$ ) dle (obr. 1b). Při dopadu UZ vlnění na silně mineralizovanou tkáň (kost) dojde k velmi výraznému odrazu, který se na zobrazovacím monitoru projeví vznikem černé stopy postupující do větší hloubky za rozhraní (akustický stín).[7]

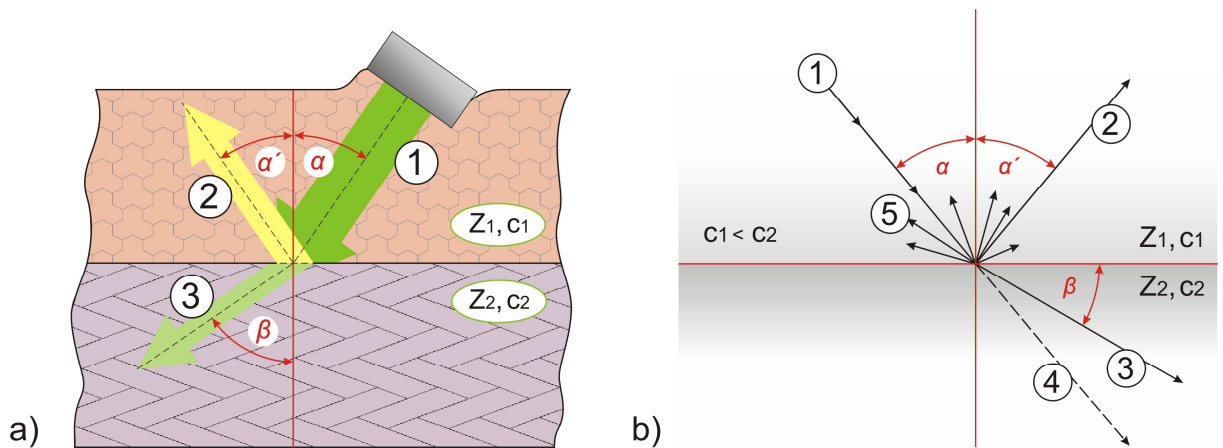


Obr. 1: Popis šíření vlnění v kolmém směru [4, 5, 7]

a) šíření vlnění v prostředí s mineralizovanou tkání (kost), b) šíření vlnění v prostředí obsahujícím jen měkké tkáně s mírně odlišnou impedancí

1 – šíření vlnění na prvním rozhraní, 2 – šíření vlnění na druhém rozhraní

Pokud dopadá vlnění **šikmo na rozhraní** (obr. 2), tedy když není dopadový úhel nulový, je problematika šíření vlnění komplikovanější. Závislost prostupnosti tkání v závislosti na akustické impedanci je však obdobná. Dochází k odrazu pod úhlem  $\alpha'$  a současně k lomu dle Snellova zákona. **Lom** představuje druh průchodu vlnění rozhraním (transmise). V případě nižší rychlosti  $c_1$  (obr. 2) dochází k lomu od kolmice (normály). V případě, kdy je nižší rychlost  $c_2$ , tak se vlnění láme ke kolmici. Při lomu od kolmice je úhel lomu  $\beta$  větší než úhel dopadu  $\alpha$  viz (obr. 2b).[2, 20]



Obr. 2: Šikmý dopad vlnění [4, 5, 2]

- a) zjednodušený náčrt šíření vlnění při šikmém umístění piezoelektrického měniče, b) náčrt všech vznikajících jevů na rozhraní; znázornění lomu od kolmice při  $c_1 < c_2$  (a  $Z_1 < Z_2$ )  
 1 – svazek vlnění dopadajícího na rozhraní, 2 – odražené vlnění, 3 – lomené vlnění, 4 – absorpce, 5 - rozptyl

Kromě reflexe a transmise dochází během šíření vlnění také k pohlcování, při kterém se část energie ultrazvukového vlnění transformuje na tepelnou energii.[4] Přestože se v případě vlnění o frekvencích využívaných pro lékařskou diagnostiku nejedná o příliš významný jev, tak ho není možné opomenout. Pohlcování, které probíhá v určitém objemu látky, se nazývá **absorpce**. [21] Absorpci lze také popsat jako přeměnu usměrněného (podélného) vlnění na tepelný neuspořádaný pohyb (výraznější molekulový pohyb) [2]. Podíl absorpce na celkovém šíření se zvyšuje s rostoucí frekvencí vlnění. Posledním mechanismem uplatňovaným pro šíření vlnění je rozptyl označovaný také jako **disperze**. Rozptyl je vyvolán dopadem vlnění s kratší vlnovou délkou, než jsou rozměry rozhraní, na které vlnění dopadá. Výsledkem rozptylu je šíření vlnění ve všech směrech.[4] Např. při diagnostice orgánů a dalších tkáňových struktur je rozptyl nežádoucí, ale při hodnocení průtoku krve v cévách je rozptyl naopak klíčový a umožňuje využití Dopplerova jevu v ultrasonografii (viz dále). Při reálném vysílání UZ vlnění se uplatňují více či méně všechny druhy šíření. Každé rozhraní dvou prostředí lze charakterizovat koeficientem odrazivosti, koeficientem propustnosti, odrazivostí a propustností, jejichž hodnota vždy závisí na velikosti akustických impedancí prostředí, mezi kterými se nachází dané rozhraní.[13, 22]

Vlnění vycházející z piezoelektrických měničů uložených v sondě a pronikající do lidského těla se po uplynutí určitého časového intervalu přijímá sondou zpět ke zpracování. Ultrazvukové vlny (impulzy) přijímané z vyšetřované oblasti lidského těla jsou nositeli částečně zkreslených informací o vyšetřované oblasti. Tyto informace jsou vyjádřeny v

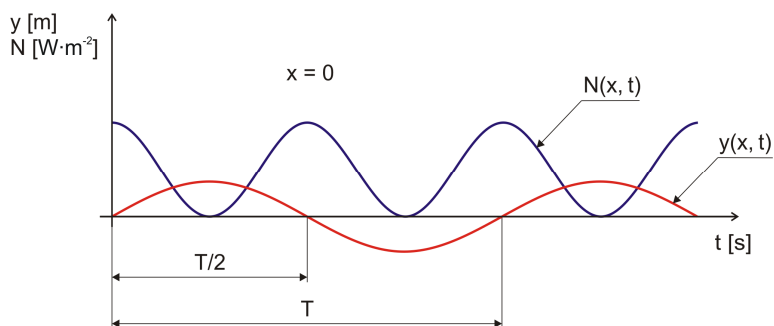
přijímaných intenzitách a frekvencích vlnění. Aby bylo možné zaznamenat na výstupu přístroje obraz, tak musí dojít při průchodu UZ látkovým prostředím (tkáně, tělní tekutiny, plyny) k dostatečnému odrazu (příp. rozptylu), který bude zaznamenatelný sondou na základě zpětného piezoelektrického jevu (viz dále).

### 1.4 Energetická bilance průchodu vlnění

Průchodem tkáněmi dojde vlivem ztrát k výraznému poklesu energie přenášené UZ vlněním a tudíž i intenzit přijímaných vln (impulzů) oproti vlnám vysílaným. V případě bezztrátového prostředí (netlumené vlnění) by byla přenášená energie konstantní.[17] **Akustickou intenzitu**  $I$  lze považovat za jednu ze základních veličin využívaných pro hodnocení ultrazvukového vlnění z energetického hlediska. Akustická intenzita je obecně měřítkem energie procházející jednotkovou plochou v definovaném prostředí za jednotku času. Jednotková plocha je umístěna kolmo ke směru šíření vlnění. Samotnou závislost energie vydané měniči (zdrojem UZ vlnění) do obecné plochy prostředí  $S$  za jednotku času vyjadřuje akustický výkon  $P$ , jehož okamžitá hodnota je dána vtahem (1.8). Další důležitou veličinou je **měrný akustický výkon**  $N$ , který se rovná akustickému výkonu prošlému plochou  $S$ , která je kolmá na paprsek vlnění (směr šíření). Měrný akustický výkon jinak řečeno představuje hustotu přenášeného výkonu.[11] Okamžitá hodnota výkonu  $N$  je tedy dána vztahem (1.9a) v případě kolmého působení na jednotkovou plochu. V případě, že měrný akustický výkon působí na elementární ploše  $dS$ , která svírá s normálou šíření vlnění úhel  $\theta$ , tak je popsán vztahem (1.9b).[11] Výkon  $N$  lze označovat jako plošnou hustotu akustického výkonu.[1]

$$P_{(t)} = \frac{dW}{dt} \quad [1] \tag{1.8}$$

$$\text{a) } N_{(t)} = \frac{dP}{dS} \quad \text{b) } N_{(t)} = \frac{dP}{dS \cdot \cos \theta} \quad [1, 11] \tag{1.9}$$



Obr. 3: Průběh měrného akustického výkonu [11] postupného harmonického vlnění s rovinnými vlnoplochami,  $T = (2\pi)/\omega$

Na obrázku je patrné, že průběh měrného akustického výkonu postupného harmonického vlnění s rovinnými vlnoplochami má frekvenci oproti průběhu výchylky vlnění dvojnásobnou. Měrný výkon  $N$  nabývá pouze kladných hodnot, což znamená stále kladný i výkon  $P$ . Skutečnost, že se akustické výkony pohybují pouze v intervalu kladných hodnot, vypovídá o šíření vlnění pouze jedním směrem (nedochází k šíření v protisměru).[11]

Pro komplexní hodnocení mechanického (UZ) vlnění nejsou proměnlivé okamžité hodnoty příliš vhodné, a proto se zavádí stejně jako v elektrotechnice střední a efektivní hodnoty průběhů (pro dobu jedné periody  $T$ ).[1] Níže je uvedena rovnice pro střední hodnotu akustického výkonu (1.10) a rovnice pro střední hodnotu měrného akustického výkonu (1.11).

$$P_s = \frac{1}{T} \int_0^T P_{(t)} dt \quad [1] \quad (1.10)$$

$$N_s = \frac{1}{T} \int_0^T N_{(t)} dt \quad [1] \quad (1.11)$$

Střední hodnota měrného akustického výkonu (určenou za dobu periody  $T$ ) se označuje jako akustická intenzita  $I$  ( $I = N_s$ ).[1] Pokud je měrný akustický výkon v čase konstantní, tak je jeho hodnota přímo rovna intenzitě.[11] Základním vztahem pro intenzitu vlnění je tedy poměr výkonu a plochy (1.12).

$$I = \frac{dP_s}{dS} \quad [1] \quad (1.12)$$

Akustickou intenzitu je však možné vyjádřit i na základě akustického tlaku  $p_a$  a akustické rychlosti  $v_a$ . Pro výpočet akustické intenzity harmonického (podélného) vlnění s rovinnými vlnoplochami lze využít výsledné vztahy (1.13).[3] Efektivní hodnotu časového průběhu akustického tlaku  $p_{a(ef)}$ , resp. akustické rychlosti  $v_{a(ef)}$  lze získat využitím integrálního vztahu (1.14a), resp. (1.14b).[11] Vzhledem k uvažování harmonických průběhů není nutné časové průběhy integrovat, ale stačí maximální hodnotu  $v_a$  nebo  $p_a$  podělit odmocninou ze dvou.[13]

$$I = p_{a(ef)} \cdot v_{a(ef)} = \frac{p_{a(ef)}^2}{\rho \cdot c} = \rho \cdot c \cdot v_{a(ef)}^2 \quad (\rho \cdot c = Z_a) \quad (1.13)$$

$$\text{a) } p_{a(ef)} = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T p_a^2 dt} \quad \text{b) } v_{a(ef)} = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T v_a^2 dt} \quad (1.14)$$

V idealizovaném případě, kdy je konstantní množství dodané energie  $W$  stejně tak jako velikost plochy  $S$ , lze výše uvedené vztahy pro akustický výkon a akustickou intenzitu zjednodušit do tvarů (1.15), (1.16) a (1.17). Vlnění se šíří celou plochou  $S$  s konstantní akustickou intenzitou.[17] Vztah (1.16a) popisuje příklad, kdy je intenzita vlnění kolmá na

jednotkovou plochu. V případě, že intenzita akustického pole nesměruje kolmo k jednotkové ploše a tedy nepůsobí ve směru normály k ploše, je třeba vztah, obdobně jako v případě měrného akustického výkonu, doplnit o vyjádření odchylky od normály (1.16b).[13]

$$P = \frac{W}{t} \quad [23, 24] \quad (1.15)$$

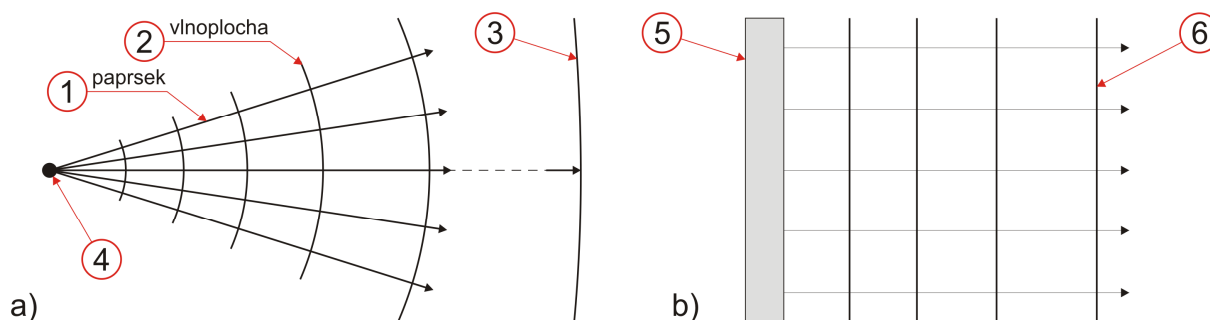
$$\text{a) } I = \frac{P}{S} \quad \text{b) } I = \frac{P}{S \cdot \cos\theta} \quad (1.16)$$

$$I = \frac{W}{S \cdot t} \quad [23, 24] \quad (1.17)$$

*Pozn.5:* Více informací především o vyjádření vztahů pro energetickou bilanci vlnění, které vycházejí z akustického tlaku a akustické rychlosti, a konkrétní postup pro odvození vztahů (1.13) lze získat z informačních zdrojů [1, 3, 11, 13 a 17].

### 1.5 Základní popis šíření vlnění

V souvislosti se šířením vlnění je třeba zmínit pojem **vlnoplocha**, která představuje „množinu bodů prostředí, ve kterých má vlna stejnou fázi“.[1] Důležitým pojmem je také **čelo vlnoplochy**, což je „plocha oddělující kmitající body od bodů, které ještě nezačaly kmitat“.[11] Čelo vlny je vlnoplocha nejvíce vzdálenou od zdroje vlnění. Podle tvaru čela vlny se dělí vlnění na rovinná (planární), kulová (sférická) a nepravidelná (deformovaná).[11]

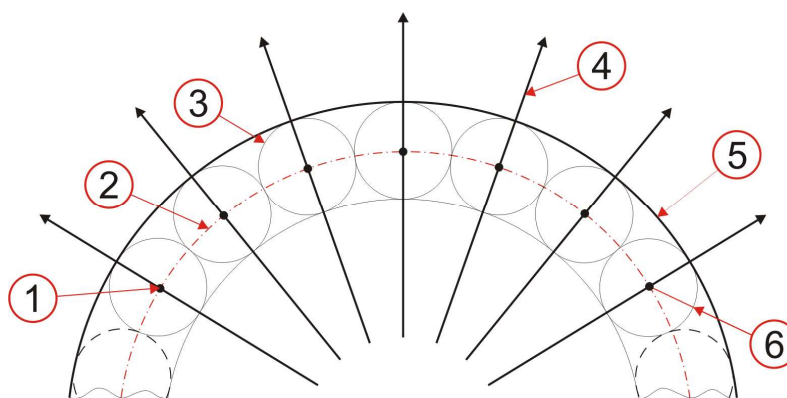


Obr. 4: Základní druhy akustických polí [11]

a) část kulového akustického pole, b) část rovinného akustického pole  
 1- paprsek (vždy kolmý na vlnoplochu), 2 – kulová vlnoplocha, 3 – přibližně rovinná vlnoplocha v dostatečné vzdálenosti od zdroje vlnění, 4 – bodový zdroj vlnění, 5 – idealizovaný zdroj rovinného vlnění, 6 – rovinná vlnoplocha

Kolem každé částice prostředí, která se chová jako bodový zdroj vlnění, vzniká elementární ideálně kulová vlnoplocha. Teorii bodových zdrojů vlnění, kolem kterých se vytváří elementární vlnoplochy (obr. 5), prezentoval již v 17. století nizozemský vědec Christiaan Huygens. Huygensovu teorii upřesnil a doplnil francouzský fyzik Augusti J.

Fresnel. V dnešní době se tedy pro popis základního šíření vlnění používá Huygensův-Fresnelův princip.[25] Podle tohoto principu se vlnění šíří tak, že „všechny body, do nichž vlnění dospěje, se stávají bodovými zdroji elementárního vlnění, které se kolem každého bodu rozšíří na elementární vlnoplochy. Nová výsledná vlnoplocha je obálkou všech elementárních vlnoploch ve směru, v němž se vlnění šíří“.[17, str. 286] Okolo bodů na každé obalové vlnoploše se opět vytvoří elementární vlnoplochy a šíření vlnění pokračuje, dokud nedojde k jeho útlumu. Vlivem interferencí elementárních vlnění od bodových zdrojů dochází k postupu vlnění pouze ve směru vnější obálky.[17]



Obr. 5: Huygensův princip [17]

- 1 – bodový zdroj elementárního vlnění, 2 – vlnoplocha postupujícího vlnění v čase  $t$ ,  
 3 – elementární vlnoplocha, 4 – paprsek vyjadřující směr šíření (kolmý na vlnoplochy), 5 – obalová vlnoplocha v čase  $t + \Delta t$ , 6 – poloměr elementární vlnoplochy  $r = c \cdot \Delta t$

V rámci teorie elementárních vlnoploch je řešena i problematika jevů na rozhraních a překážkách. Při stlačování a rozpínání prostředí (při podélném šíření) se vlnění přenáší mezi jednotlivými infinitezimálními vrstvami (nekonečně malé rozměry [26]), které se také označují jako elementární. Tyto elementární vrstvy kmitají kolem vlastních rovnovážných poloh.[10] Každý harmonický průběh obsahuje ve svém předpisu **fázi**  $\varphi$ , kterou lze charakterizovat polohu bodu (elementu prostředí) na křivce znázorňující průběh určité veličiny v každém časovém okamžiku. Maximální velikost, které veličina nabývá, udává její amplitudu. Fáze jednotlivých veličin popisujících vlnění v prostoru nebývají u obecného vlnění stejné a vzniká tedy mezi nimi fázové posunutí (fázový posuv)  $\Delta\varphi$ <sup>5</sup>. [11]

Již výše bylo uvedeno, že ultrazvukové vlnění se šíří jako postupné vlnění, ale je třeba ještě ve stručnosti popsat jeho průběh. Pokud je vlnění označováno jako postupné, tak vzniká harmonickým kmitáním částic prostředí. V závislosti na čase se mění velikost veličin

<sup>5</sup> Označení  $\Delta\varphi$  se používá většinou spíše při skládání (superpozici) dvou vlnění, ale lze jej pro názornost použít i pro vzájemný fázový posuv akustických veličin.[11]



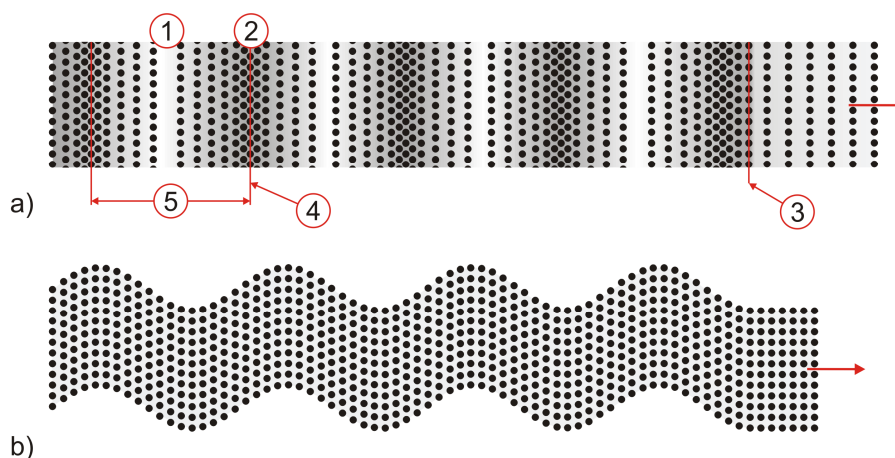
charakterizujících šíření vlnění ve zvoleném bodě a v závislosti na čase se mění i poloha tohoto bodu v prostředí. Pokud v ideálním případě můžeme zanedbat tlumení, tak lze postupné mechanické vlnění (podélné i příčné), obecně popsat rovnicí pro okamžitou výchylku (1.18).[5] Tato rovnice platí pro vlnění šířící se pouze v jednom směru, které se označuje jako jednorozměrné a „je tedy funkcí času a jedné souřadnice“, [11] obvykle ve směru osy x.

Platnost rovnice určující okamžitou výchylku daného bodu je omezena na homogenní prostředí. Vyjádření obecné fáze vlnění udává vztah (1.19). V reálném tkáňovém prostředí však k tlumení vlivem ztrát dochází a nelze toto prostředí považovat ani za homogenní. Proto je popis skutečného vlnění daleko složitější, ale pro názornost a vzhledem k rozsahu této práce postačuje popis vlnění ideálního.[5] Za ideální vlnění ve smyslu následující rovnice je považováno postupné harmonické vlnění šířící se rovinnými vlnoplochami v bezztrátovém prostředí.

$$y(x,t) = y_m \sin \omega(t - \tau) = y_m \sin \omega \left( t - \frac{x}{c} \right) = y_m \sin 2\pi \left( \frac{t}{T} - \frac{x}{\lambda} \right) \quad [5] \quad (1.18)$$

$$\varphi(x,t) = \omega \left( t - \frac{x}{c} \right) = 2\pi \left( \frac{t}{T} - \frac{x}{\lambda} \right) \quad [5] \quad (1.19)$$

Pokud se uvažuje šíření vlnění např. v plynném prostředí (podélné vlnění), tak výchylka charakterizuje pohyb infinitezimálních vrstev vůči rovnovážným polohám.[10] Amplituda výchylky je maximální výchylka elementárních vrstev. Vlnová délka  $\lambda$  určuje při podélném šíření „nejmenší vzdálenost, na níž se začínají oblasti vyššího a nižšího tlaku“.[10] Amplituda výchylky podélného vlnění nabývá obvykle výrazně nižší hodnoty než je vlnová délka daného vlnění.

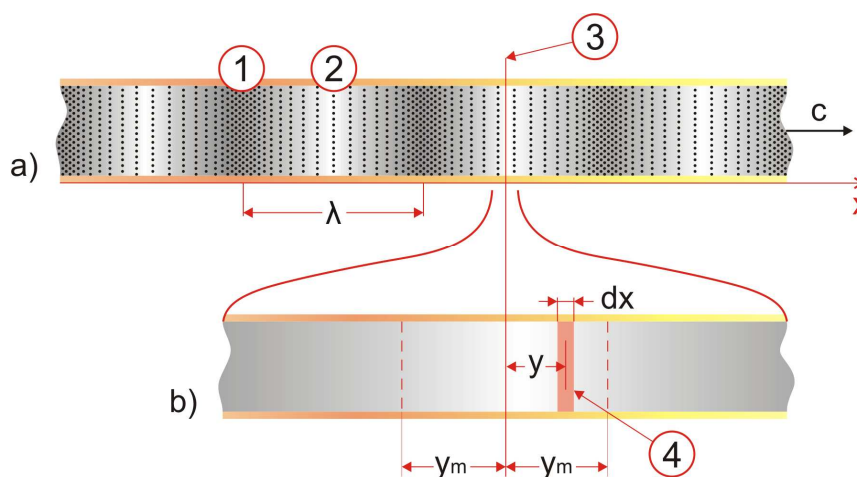


Obr.6: Znárodnění šíření základních typů postupného vlnění [17, 27, 28]  
 a) postupné podélné vlnění (rovinné), b) postupné příčné vlnění  
 1 – oblast zředování (Rarefaction), 2 – oblast zhušťování (Condensation), 3- čelo vlny, 4 – vlnoplocha, 5 – vlnová délka  $\lambda = c \cdot T$

*Pozn.6:* V některé literatuře [10] je použita pro popis výchylky rovnice (1.20), která je částečně odlišná od rovnice (1.18). Odlišnost je však jen ve vyjádření a konkrétně spočívá ve využití úhlového vlnočtu  $k$ , který je dán vztahem (1.21). Význam rovnice však zůstává vždy obdobný. Lze se také setkat s různým značením samotné polohové výchylky, která bývá označována  $y$ ,  $u$  nebo  $s$ .

$$s(x, t) = s_m \cos(k \cdot x - \omega \cdot t) \quad [10]; \quad \varphi = k \cdot x - \omega \cdot t \quad (1.20)$$

$$k = \frac{2\pi}{\lambda} = \frac{2\pi \cdot f}{c} \quad [29, 30] \quad (1.21)$$



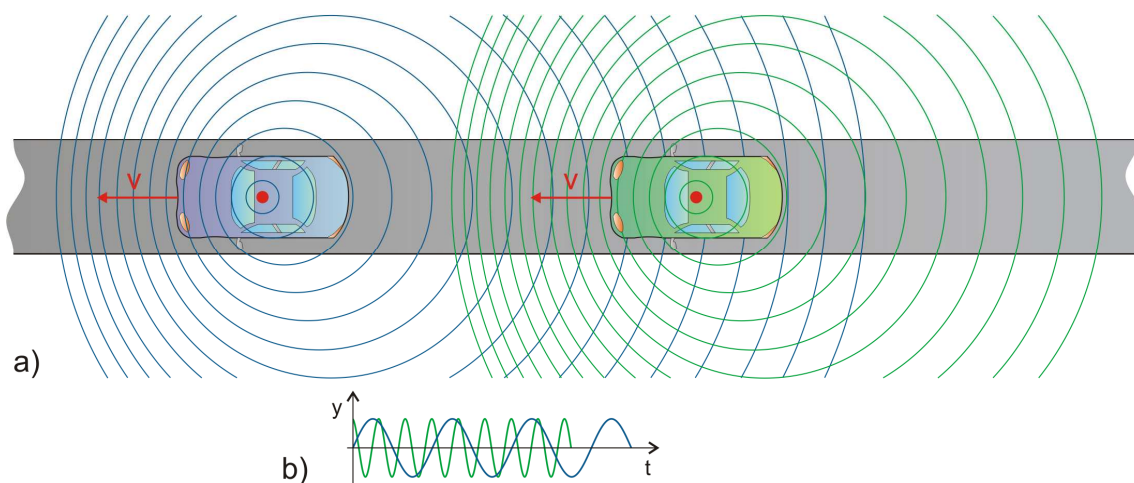
*Obr. 7: Zobrazení principu postupu podélné vlny prostředím [10]*

- a) akustická vlna „v jednom časovém okamžiku“ [10], b) detail malého úseku prostředí (trubice naplněná vzduchem [10]), v kterém je znázorněn kmitavý pohyb elementární vrstvy prostředí  $dx$  okolo rovnovážné polohy
- 1 – úsek zhuštění prostředí (vyšší tlak), 2 – úsek zředění prostředí (nižší tlak), 3 – rovnovážná poloha elementární vrstvy  $dx$

*Pozn.7:* Více o problematice šíření vlnění včetně rozboru akustické rychlosti a akustického tlaku se lze dozvědět především z informačních zdrojů [10, 11, 17]. Důležitým poznatkům ohledně akustické rychlosti a akustického tlaku se věnuje Příloha III.

## 1.6 Dopplerův jev

Skutečnost, že vysílačem generované vlnění zaznamenává pohybující se přijímač s odlišnou frekvencí, než byla frekvence vysílaná, odhalil rakouský fyzik Christian Johann Doppler v roce 1842. Vznik rozdílu frekvencí vlnění vysílaného a přijímaného při pohybu vysílače nebo přijímače se označuje podle svého objevitele **Dopplerův jev** (efekt). Ke změně frekvence dochází také při současném pohybu vysílače i přijímače rozdílnou rychlostí nebo při pohybu odrazivého tělesa, od kterého se vlnění odráží a vrací do místa společného pro vysílání i příjem. Poslední zmíněné situace se využívá při dopplerovské sonografii pro monitorování průtoku krve a zjišťování rychlostí toku v dané cévě. Dopplerovskou sonografií poprvé použil japonský fyzik Shigeo Satomura v druhé polovině 50. let minulého století.[31]



Obr. 8: Příklad Dopplerova jevu z běžné praxe [32]

- a) šíření vlnoploch ze zdrojů akustického vlnění umístěných na střeše automobilů (bodové zdroje) jedoucích stejnou rychlostí, b) znázornění časového průběhu vlnění v oblasti mezi auty

Veškeré situace, v kterých se uplatňuje Dopplerův jev lze popsat obecnou rovnicí Dopplerova jevu dle vztahu (1.22). **Obecná rovnice** popisuje zároveň pohyb zdroje (vysílače) i přijímače (detektoru) vlnění. Tato rovnice tedy vyjadřuje frekvenci akustického vlnění detekovanou přijímačem  $f_p$ , která je ovlivněna pohybem zdroje nebo přijímače. Detekovaná frekvence  $f_p$  je shodná s frekvencí vysílaného vlnění  $f_v$  pouze v případě, kdy je zdroj i přijímač v klidu. V ostatních případech vzniká mezi frekvencí přijímaného a vysílaného vlnění rozdíl označovaný jako **dopplerovský frekvenční posuv**  $f_d$ . [10, 17]

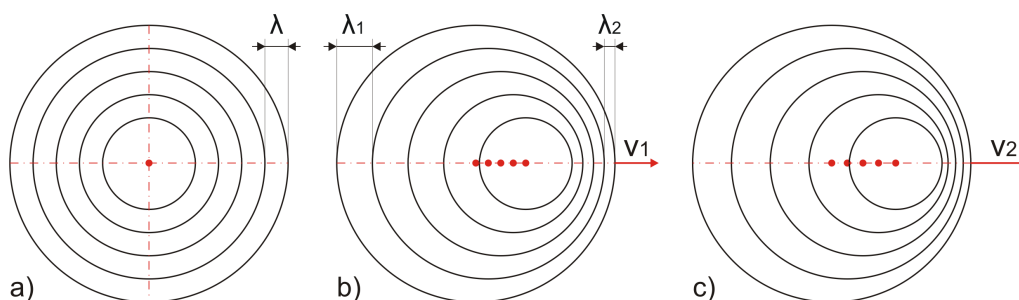
Pokud se pohybuje pouze zdroj vlnění, tak je možné použít zjednodušený vztah (1.23a) a pro případ, kdy je zdroj vlnění v klidu a pohybuje se pouze přijímač, se uplatňuje vztah (1.23b). Znaménka v uvedených vztazích závisí na směru vzájemného pohybu zdroje a přijímače. Pro stav, kdy se přijímač přibližuje ke stacionárnímu zdroji vlnění, platí v čitatelích vztahů (1.22) a (1.23b) znaménko plus. V případě vzdalování přijímače od stacionárního zdroje platí znaménko minus. Pro stav, kdy se zdroj vlnění přibližuje ke stacionárnímu přijímači, platí ve jmenovatelích vztahů (1.22) a (1.23a) znaménko minus. V případě vzdalování zdroje od stacionárního přijímače platí znaménko plus. Pro shrnutí lze říci, že při vzdalování zdroje vlnění a přijímače je frekvence detekovaného vlnění  $f_p$  nižší než  $f_v$ . Při přibližování zdroje vlnění a přijímače je detekovaná frekvence  $f_p$  vyšší než  $f_v$ . V rámci uvedeného výkladu se předpokládá, že rychlost pohybu zdroje  $v_z$  a rychlost pohybu přijímače  $v_p$  jsou konstantní a přijímaná frekvence je tedy také konstantní. V případě proměnných rychlostí by docházelo ke kolísání přijímané frekvence a k získání časově proměnného

dopplerovského frekvenčního posuvu. S proměnlivým frekvenčním posuvem se počítá např. právě při dopplerovské sonografii (viz dále).[10, 17, 33]

$$f_p = f_v \cdot \frac{c + \pm v_p}{c \mp v_z} \quad [10] \quad (1.22)$$

$$\text{a) } f_p = f_v \cdot \frac{c}{c \mp v_z} \quad \text{b) } f_p = f_v \cdot \frac{c \pm v_p}{c} \quad (1.23)$$

Na níže uvedeném obrázku (obr. 9) jsou znázorněny vlnoplochy vytvářené kolem bodového zdroje vlnění tak, že vzdálenost mezi dvěma vlnoplochami představuje v ose šíření vlnovou délku a jí odpovídající frekvenci. Pokud je bodový zdroj v klidu, tak je vlnová délka ve všech směrech šíření stejná. V případě pohybu bodového zdroje dochází ke zkrácení vlnové délky ve směru pohybu (na ose blíže k přijímači) a k jejímu prodloužení na odvrácené straně (na ose dále od přijímače). Pro daný obrázek platí vztahy (1.24), (1.25) a (1.26), kde jsou rychlosti  $v_1$  a  $v_2$  rovny součtu rychlosti šíření vlnění v prostředí  $c$  a příslušné rychlosti pohybu bodového zdroje vlnění  $v_z$ . Místo frekvence je v těchto vztazích použita pro názornost perioda akustického (harmonického) vlnění  $T$ . [34]



Obr. 9: Základní znázornění Dopplerova jevu [34, 35]

a) bodový zdroj vlnění je v klidu, b) bodový zdroj vlnění se pohybuje rychlostí  $v_{z1}$ , c) bodový zdroj vlnění se pohybuje rychlostí  $v_{z2}$ ; platí  $v_1 < v_2$

$$\lambda = c \cdot T \quad (1.24)$$

$$\lambda_1 = v_1 \cdot T = (c + v_{z1}) \cdot T \quad (1.25)$$

$$\lambda_2 = v_2 \cdot T = (c - v_{z1}) \cdot T \quad (1.26)$$

Pozn.8: Problematika Dopplerova jevu pro případy šikmého pohybu zdroje nebo přijímače je vysvětlena v literatuře [13, str. 423].

Konkrétně pro využití Dopplerova jevu při monitorování a hodnocení krevního toku v kardiovaskulárním systému se využívá rozdíl mezi frekvencí sondou vysílaného UZ vlnění

a frekvencí vlnění vracejícího se k sondě po rozptylu (viz dále) na pohybujících se červených krvinkách. Informace získané na základě pohybu červených krvinek lze využít pro komplexní hodnocení toku krve ve vyšetřovaném úseku kardiovaskulárního systému. Dopplerovský posuv je dán vztahem (1.27) a rychlost pohybu krvinek v krevním řečišti udává vztah (1.28). Pokud proudí krev ve směru od sondy, tak je hodnota dopplerovského posuvu záporná.[36]

$$f_d = f_p - f_v \quad (1.27)$$

$$v = \frac{f_d \cdot c}{2 \cdot f_v} \quad (1.28)$$

Výše uvedený vztah pro využití Dopplerova jevu v medicíně je formulován pro stav, kdy se UZ vlnění šíří ve směru osy krevního toku (ve vyšetřovaném úseku cévy). V případě, že svazek UZ vlnění svírá se směrem pohybu červených krvinek nenulový úhel, je třeba tento úhel ve výpočtových vztazích pro dopplerovský posuv a rychlost proudění krve zohlednit. Úhel se označuje jako **dopplerovský úhel** a v rámci této práce se označuje  $\delta$ , aby nemohl být zaměněn s jinými zmiňovanými úhly. Dopplerovský úhel je zohledněn ve vyjádření dopplerovského frekvenčního posuvu při šikmém šíření vlnění vůči toku krve dle vztahu (1.29) a ve vyjádření výsledné rychlosti proudění krve dle vztahu (1.30).[36]

$$f_d = \frac{2 \cdot f_v \cdot v}{c} \cdot \cos \delta \quad (1.29)$$

$$v = \frac{f_d \cdot c}{2 \cdot f_v \cdot \cos \delta} \quad [33] \quad (1.30)$$

## 2 Teorie a konstrukce piezoelektrických měničů

### 2.1 Piezoelektrický jev

Piezoelektrický jev objevili bratři Pierre Curie a Paul Jacques Curie v roce 1880 [37, 38]. Objev byl učiněn při stlačování krystalu turmalínu. Při stlačování v určitých směrech se na protilehlých stěnách krystalu vytvořily povrchové elektrické náboje s opačnými polaritami. Bylo zjištěno, že velikost nábojů závisí na velikosti tlaku, který je při stlačování krystalu s piezoelektrickými vlastnostmi vyvíjen. Po ukončení stlačování došlo k zániku vytvořených povrchových nábojů.[39] Popsaný jev, při jehož uplatnění dochází vlivem mechanického namáhání materiálu ke vzniku elektrických nábojů (viz dále), se označuje jako **přímý piezoelektrický jev**. V roce 1881 předpověděl Gabriel Lippmann na základě teoretických poznatků jev fungující obráceně.[40] Tedy se mělo jednat o jev, díky kterému by bylo možné způsobit přiložením elektrického napětí mechanické deformace materiálu. Netrvalo dlouho a

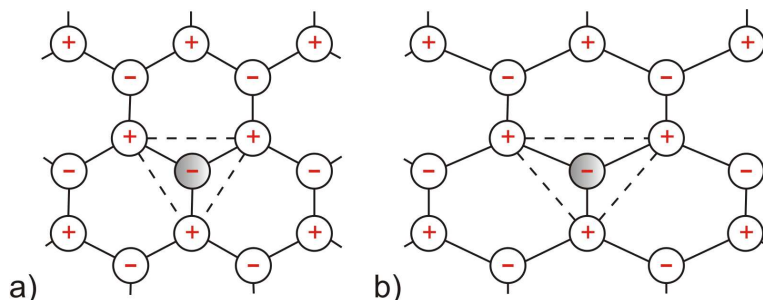
existence opačného piezoelektrického jevu byla skutečně prokázána. Obrácený piezoelektrický jev se v technické praxi označuje jako **nepřímý piezoelektrický jev**. [37, 41]

K vysílání vlnění je využit nepřímý piezoelektrický jev, díky kterému je speciální materiál měniče deformován v závislosti na přiváděném budícím napětí (generovaném elektrickém poli). Při přijímání ultrazvukového vlnění se uplatňuje přímý piezoelektrický jev. Při dopadu ech vracejících se k sondě z diagnostikovaných tkání dochází k mikroskopickým deformacím piezoelektrického materiálu měniče. Vlastností piezoelektrických materiálů (krystalických) je absence středu souměrnosti (symetrie [42]) v krystalu. [39] Při deformacích se v krystalové mřížce vůči sobě pohybují kladné a záporné ionty a „vznikají elektrické dipólové momenty na každé krystalové doméně“ [37]. Elektrické dipólové momenty vyvolané mechanickou deformací materiálu způsobují ve výsledku vytvoření elektrického náboje určité velikosti (dle celkové deformace). Elektrický náboj vznikne „na opačných koncích elektrické osy piezoelektrického materiálu“. [41] Jinak řečeno dojde při stlačení piezoelektrika k takovému vzájemnému posunutí iontů, že se od sebe oddálí elektrická těžiště kladných a záporných iontů (obr. 10). Oddálení elektrických těžišť kladných a záporných iontů, která v klidovém stavu (bez mechanického působení na materiál) splývají, způsobí na definovaných plochách krystalu piezoelektrika vytvoření elektrických nábojů (opačné polarity). [42]

Rozdíl elektrických nábojů znamená vznik napětí, které je dále vyhodnocováno. Velikost vzniklého napětí je tedy úměrná velikosti celkové mechanické deformace měniče a ta je úměrná tlaku ultrazvukového vlnění dopadajícího na měnič. Na základě nepřímého piezoelektrického jevu se stručně řečeno přijatá echa převádí na napěťové signály umožňující po zpracování vytvoření obrazu na monitoru. [4] Pokud by došlo k vystavení libovolného piezoelektrika dostatečně vysokým teplotám, tak jeho piezoelektrické vlastnosti zanikají vlivem porušení iontového uspořádání. Ztráta piezoelektrických vlastností představuje skokovou změnu, ke které dochází při Curieově teplotě. [42]

Materiály, u kterých se projevuje piezoelektrický jev, mohou být rozděleny na přírodní (krystaly) nebo uměle vyrobené. Mezi přírodní piezoelektrické materiály patří především křemen ( $\text{SiO}_2$  – oxid křemičitý), turmalíny (složitě křemičitany) a Seignettova sůl také označovaná jako Rochellova sůl (vinan sodno-draselný). Tyto materiály se vyskytují v podobě krystalů, které je potřeba pro získání funkčního měniče s požadovanými vlastnostmi správně vybrat. Křemen krystalizuje v šesterečné soustavě a u krystalů se rozlišují tři druhy os. Jedná se o osy elektrické (polární), mechanické a o osu optickou, která je rovnoběžná s osou samotného krystalu (obr. 12). Stlačování krystalu křemene v libovolném směru „kromě směru optické osy“ vyvolá elektrickou polarizaci krystalu a vznik nábojů. [39]

Turmalíny mají optickou osu splývající s jedinou elektrickou (polární) osou. Krystaly Seignettovy soli mají dvě optické osy.[39] Mezi uměle připravené materiály patří řízeným růstem vytvořené krystaly křemene nebo Seignettovy soli. Již řadu let tvoří významnou skupinu uměle připravených materiálů **piezoelektrické keramiky** a nelze opomenout ani speciální organické polymerní látky.[41, 42]

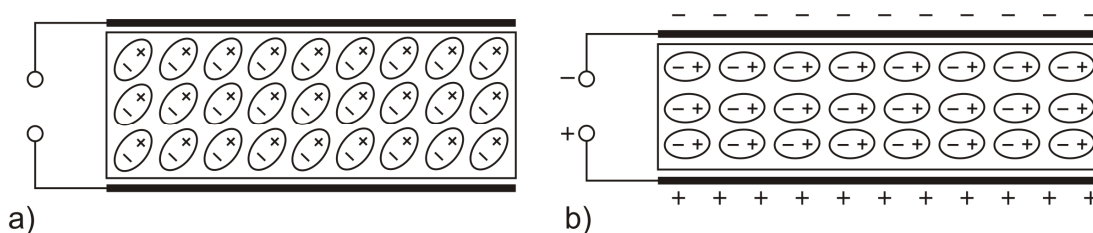


Obr. 10: Posun iontů v krystalové mřížce piezoelektrika [42]  
 a) krystalová mřížka ve stavu, kdy na piezoelektrický materiál nepůsobí mechanické síly (neprobíhá deformace), b) krystalová mřížka při působení mechanických sil

Podle struktury lze piezoelektrika rozdělit na krystalické (monokrystaly např. křemene), polykrystalické (piezoelektrické keramiky) a organické polymerní látky. Mezi piezoelektrické materiály s krystalickou strukturou patří i dosud nezmíněný lithium niobát ( $\text{LiNbO}_3$ ) nebo lithium tantalát ( $\text{LiTaO}_3$ ). Pro současné aplikace jsou však nepostradatelné piezoelektrické keramiky (keramická piezoelektrika), které se používají právě i na výrobu měničů pro lékařské ultrazvukové přístroje. Mezi používané keramické materiály patří konkrétně **polykrystalická keramická piezoelektrika PZT** [43]. Jedná se o „materiál na bázi tuhých roztoků oxidů olova, zirkonia a titanu“[39]. PZT keramiky jsou popsány obecným chemickým vzorcem  $\text{Pb}(\text{Zr}_x\text{Ti}_{1-x})\text{O}_3$ , v kterém index  $x$  znamená procentní podíl složky PZ ( $x = 48$  až  $52$  % [44]) a zbývající procentní část z celku  $(1-x)$  tvoří složka PT. Složka (tuhý roztok) PZ je označením pro zirkoničitan olova ( $\text{PbZrO}_3$ ) a tuhý roztok PT představuje titaničitan olova ( $\text{PbTiO}_3$ ).[39] Tato speciální keramika se využívá na výrobu měničů pro konvenční UZ sondy.[43] Curieova teplota pro PZT keramiku se pohybuje v intervalu od  $150$  do  $360$  °C dle složení a např. pro  $\text{Pb}(\text{Zr}_{0,52}\text{Ti}_{0,48})\text{O}_3$  je  $300$  °C [45]. [44] U PZT keramiky je vhodné zmínit její feroelektrické vlastnosti, což znamená, že se jedná o materiál, který „vykazuje polarizaci i v nepřítomnosti elektrického pole“[45]. Tento materiál získá piezoelektrické vlastnosti polarizací velmi silným elektrickým polem ( $2$  až  $4$   $\text{kV}\cdot\text{mm}^{-1}$  [44]). Feroelektrické keramiky jsou anizotropní a mají tedy rozdílné vlastnosti dle způsobu

deformace. V technických aplikacích je možné se setkat např. ještě s titaničitanem barnatým ( $\text{BaTiO}_3$ ).[42, 45]

Kromě PZT keramiky jsou v současné době poměrně důležitým zástupcem materiálů využívaných pro výrobu piezoelektrickým měničů pro lékařské přístroje **feroelektrické polymerové fólie** [43] výše označované jako organické polymerní látky. Mezi tyto složité látky patří např. polyvinyliden difluorid (PVDF), který slouží pro výrobu speciálních katetrizačních sond. Teoreticky je možné u tohoto materiálu využít frekvenci až 500 MHz.[43]



Obr. 11: Příklad srovnání dipólů piezoelektrického krystalu vlivem elektrického pole [46]  
 a) piezoelektrický krystal bez přiloženého napětí, b) následek vystavení krystalu dostatečně silnému elektrickému poli

## 2.2 Provedení piezoelektrických měničů

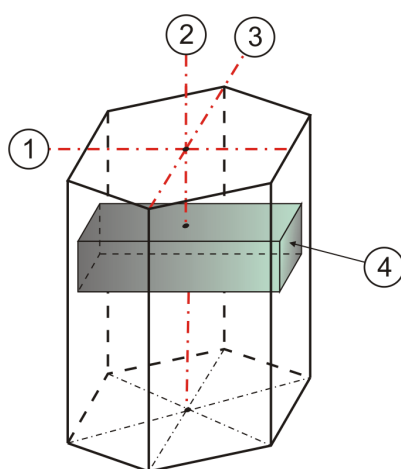
První zařízení využívající nepřímého piezoelektrického jevu zkonstruoval v roce 1917 francouzský fyzik Paul Langevin pro podmořská měření. Toto zařízení obsahující první prakticky využitý měnič sloužilo k měření času, který uplyne od vyslání vlny vyvolané mechanickou deformací použitého krystalu k jejímu návratu a detekci (hydrofonem). Ze získaného času a rychlosti šíření vlnění v daném prostředí (mořské vodě) bylo možné vypočítat vzdálenost. Měnič byl vyrobený z krystalu křemene umístěného mezi dvě ocelové elektrody. Od této doby se provedení piezoelektrických měničů velmi změnilo, ale samotný princip měření vzdáleností na základě času uplynulého mezi vysláním a příjmem UZ vlnění se uplatňuje stále a uplatňuje se právě i v lékařských ultrazvukových přístrojích.[39, 40]

Vlnění se z měniče nešíří všesměrově, ale pouze v určitém směru, který je definován tvarem sondy a uložením měničů nebo případně vychylovacím zařízením sondy. Aby mohl piezoelektrický měnič (krystal) sloužit jako zdroj ultrazvukového vlnění v sondách UZ přístrojů, tak se musí na protilehlé stěny tohoto měniče přivádět elektrické napětí. Přivádí se střídavé napětí, které vyvolá rozkmitání měniče a následný vznik vlnění šířícího se prostředím. Zdrojem přiváděného napětí je generátor poskytující střídavé napětí o frekvenci odpovídající vlastní rezonanční frekvenci konkrétního piezoelektrického měniče. Velikost

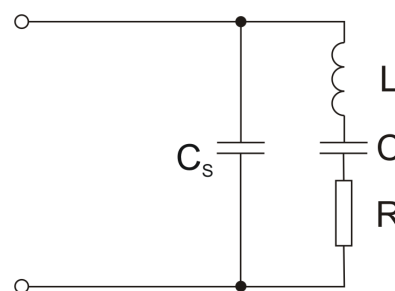


vlastní rezonanční frekvence je závislá na mechanických vlastnostech a rozměrech měniče. Se zmenšující se tloušťkou měniče (ve tvaru destičky) roste možná využívaná frekvence.[41] Piezoelektrický měnič je možné popsat náhradním obvodem. Základní elektrický náhradní obvod pro hodnocení rezonančních vlastností měniče je znázorněn na Obr. 13.[47] Ultrazvukové vlnění je obvykle (viz dále) generováno v podobě impulzů trvajících řádově milisekundy [41, str. 393].[37, 41]

Nejjednodušší UZ sondy (tužkové) obsahují běžně pouze jeden piezoelektrický měnič válcového tvaru o malé výšce s kruhovou aktivní plochou. Velká většina sond však obsahuje řadu elementárních měničů ve tvaru kvádrů (tenkých destiček) s pravouhlou aktivní plochou.[37, 41]



Obr. 12: Znázornění možné polohy výbrusu pro měniče v krystalu křemene [47]  
 1 – mechanická osa krystalu v jedné ze tří možných poloh, 2 – optická osa, 3 – elektrická (polární) osa v odpovídající poloze vůči ose mechanické (vzájemně kolmé), 4 – možná podoba výbrusu pro piezoelektrický měnič



Obr. 13: Náhradní elektrický obvod měniče [47]  
 C<sub>s</sub> – statická kapacita charakterizující materiál a rozměry měniče, větev RLC – charakteristika pohybové složky měniče

### 3 Základy biofyziky

Při průchodu ultrazvukového vlnění tkáněmi dochází k poklesu přenášené energie a tedy i ke snižování jeho akustické intenzity vlivem výše popsaných principů šíření vlnění (absorpce a rozptyl). V případě přibližně homogenního prostředí způsobuje útlum z velké části absorpce a s rostoucí nehomogenitou se více projevuje rozptyl.[48] Pokles intenzity vlnění vracejícího se z tkáňového prostředí k sondě vůči intenzitě vlnění sondou vysílaného se charakterizuje logaritmicou veličinou útlum *A*. Velikost útlumu se udává v decibelech (dB). Útlum může být vyjádřen i poměrem přenášených výkonů. Každé prostředí, které lze alespoň přibližně považovat za homogenní, charakterizuje **koeficient útlumu** *d*. Na základě znalosti tohoto

koeficientu a akustické intenzity UZ vlnění vysílaného sondou lze dle vztahu (3.1) určit přibližnou akustickou intenzitu vlnění ve zvolené hloubce v diagnostikované tkáni. Velikost útlumu je také závislá na frekvenci UZ vlnění, kterou je nutno zohlednit v rámci koeficientu útlumu. Koeficient útlumu (zeslabení) je obvykle udáván pro vlnění o frekvenci 1 MHz a při rostoucí frekvenci se koeficient zvyšuje.[49, 50] Ze vztahu je patrné, že intenzita klesá exponenciálně. Pokud se stanovuje intenzita vlnění vracejícího se z určité hloubky zpět k sondě, tak je třeba do vztahu (3.1) dosadit dvojnásobnou vzdálenost  $x$ . Obecně tedy platí, že s nižší frekvencí velikost útlumu klesá a naopak s rostoucí frekvencí se zvyšuje. Z tohoto hlediska je výhodné zvyšovat zesílení ech s rostoucí hloubkou, z které se k sondě vrací. Takto je možné alespoň částečně kompenzovat rostoucí útlum. Při zvětšování zesílení přijímaného UZ vlnění je však třeba počítat s nárůstem šumu v poměru k signálům vytvářejících skutečný obraz tkáňových struktur (poměr S/N).[37, 51]

$$I_{(x)} = I_{(0)} \cdot e^{-d \cdot x} \quad [49, 50, 51] \tag{3.1}$$

Tab. 1: Akustické impedance, rychlosti šíření a hustoty [2, 4, 7, 16, 51 a 52]

prostředí	impedance $Z_a$ [ $10^6 \cdot \text{kg} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$ ]	rychlost šíření vlnění $c$ [m·s <sup>-1</sup> ]	hustota $\rho$ [ $10^3 \cdot \text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$ ]
kosti	4 – 7,5 (7,80)	2500 – 4700 (4000; 3360)	1,38 – 1,81 (1,62)
svalovina	1,70	1568; 1590	1,07
obecné měkké tkáně	1,63	1540	-
mozek	1,66	1540	1,03
játra	1,66	1570	1,06
ledviny	1,62	1560	1,04
tuková tkáň	1,33	1450; 1440	0,92; 0,95
krev	1,61; 1,66	1570	1,06
plíce	0,46	-	-
vzduch	0,0004	331 ( $\vartheta = 0 \text{ }^\circ\text{C}$ )	1,2
destilovaná voda	1,53	1530	1
kůže [53]	1,76	1615	1,09

Pozn.9: Většina hodnot převzata z [51].

Pozn.10: Rychlosti šíření uvedené v tabulce jsou platné pro podélné vlnění. V literatuře [52] je uváděna i rychlost příčného vlnění pro ledviny (1,27 m·s<sup>-1</sup>) a pro játra (1,32 m·s<sup>-1</sup>).

Pozn.11: Dle literatury [48] je u měkkých tkán patrná teplotní závislost rychlosti šíření vlnění (např. pro mozkovou tkáň je při teplotě 15 °C rychlost šíření 1510 m·s<sup>-1</sup> a při teplotě 40 °C je 1579 m·s<sup>-1</sup>).

## 4 Stručná historie ultrazvukové diagnostiky v lékařství

Základní myšlenky související s využitím ultrazvukového vlnění v oblasti medicíny byly publikovány již v 30. letech 20. století. Jednalo se především o studie spojené s možnými důsledky působení ultrazvuku na lidský organizmus. O praktickém využití ultrazvukového vlnění lze však mluvit až od 40. let 20. stol. V roce 1942 vídeňský neurolog Karl Theodor Dussik knižně publikoval svoje poznatky o možnosti využití ultrazvuku při diagnostice lézí mozkových struktur [54]. První ultrazvukové diagnostické přístroje byly vyvinuty na základě poznatků z oboru průmyslové defektoskopie.[51] První diagnostické přístroje tedy připomínaly spíše defektoskopy a využívaly historicky nejstarší zobrazení A (viz dále), které je ze všech používaných zobrazení nejjednodušší. Přístroje se zobrazením A se začaly uplatňovat především v oftalmologii a neurologii. Pro oblast očního lékařství byly první použitelné přístroje vyrobeny v polovině 50. let [55]. Dále sloužily první ultrazvukové přístroje např. k odhalení žlučnickových kamenů nebo nadměrného výskytu volné tekutiny v břišní dutině (ascites) [37]. V období 50. a 60. let se vývoj v oblasti elektroniky přímo související s nezadržitelným nástupem počítačového věku urychlil a měl za následek i velký pokrok na poli lékařské techniky. Ke konci 50. let se již podařilo realizovat diagnostický přístroj umožňující zobrazení B. Ve stejné době se začal ultrazvuk používat v gynekologii a porodnictví a bylo potvrzeno, že při správném nastavení přístroje nepředstavuje UZ vlnění riziko ani pro lidský plod.[54] Průkopníkem ultrazvukové diagnostiky v gynekologii a porodnictví se stal lékař Ian Donald, který publikoval v roce 1958 velmi významný článek věnovaný zmíněné problematice v uznávaném lékařském časopise *The Lancet* [37, 56]. Na konci 60. let zkonstruoval rakouský profesor Alfred Kratochwil první transvaginální sondu, čímž výrazně přispěl k vývoji USG v gynekologii a porodnictví.[37, 57]

Vývojově nejstarší UZ přístroje využívaly přímo zesílených analogových signálů, které se zobrazovaly osciloskopickou metodou (princip analogového osciloskopu).[37] Velký skok ve vývoji však znamenal až zavedení počítačové techniky. V následujících letech byla snaha stále zkracovat čas potřebný pro přeměnu vlnění přijímaného z vyšetřované tkáně na napěťové impulzy, jejich následné zpracování a vytvoření obrazu na monitoru přístroje. Nakonec bylo dosaženo zobrazování vyšetřované tkáně téměř v reálném čase. Velmi významnou událostí bylo představení prvních UZ přístrojů využívajících princip Dopplerova jevu a umožňujících především zkvalitnění diagnostiky kardiovaskulárního systému. Stále se také zvyšovalo rozlišení přístrojů a postupně se začaly uplatňovat nové funkce jako např. barevné mapování (viz dále). Poměrně zajímavé je, že již v roce 1976 byla poprvé použita transesofageální echokardiografie (viz dále).[58]

Stěžejní výzkum a vývoj ultrazvukových diagnostických přístrojů probíhal především v Anglii, Austrálii, Německu a USA. Přibližně od 70. let se do oblasti výzkumu a vývoje ultrazvukové techniky rozšiřující možnosti lékařské péče významněji zapojilo Japonsko. Dnes existuje několik velkých, většinou nadnárodních, obchodních společností, které ultrazvukové přístroje vyrábějí a distribuují do celého světa. Tyto společnosti vynakládají velké finanční prostředky do výzkumu a jejich fungující výzkumná a vývojová střediska jsou základem úspěchu. Ultrazvukovými přístroji se zabývá i řada menších společností, které se většinou specializují na jednoúčelové přístroje pro využití v otorinolaryngologii (ORL), oftalmologii nebo pro zjišťování průtoku krve cévami.[37]

*Pozn.12:* Více informací o ultrazvukové diagnostické technice užívané v lékařství přibližně v období 60. až 80. let minulého století se lze dočíst v literatuře [59, str. 426 – 453]. Velmi obsáhlým informačním zdrojem v oblasti historie ultrazvukové diagnostiky se zaměřením na gynekologii a porodnictví je internetová stránka [57].

## 5 Provedení moderních ultrazvukových přístrojů

Každý ultrazvukový přístroj se skládá z ultrazvukové sondy obsahující piezoelektrický měnič, z generátoru budícího měnič (velmi krátké budící impulzy) při vysílání UZ vlnění, ze zařízení zpracovávajícího elektrické signály vytvářené měničem na základě přijímaných UZ ech (včetně zesilovače), ze zobrazovací jednotky a ovládacích prvků. Současné ultrazvukové přístroje se obecně skládají z analogové, analogově-digitální a digitální části. Za analogovou část se považuje systém realizující vysílání a příjem UZ vlnění (piezoelektrické měniče). Analogově-digitální částí jsou převodníky<sup>6</sup> zajišťující převod mezi analogovým (spojitým) a digitálním (diskrétním) signálem. Poslední část tvoří systémy zpracovávající digitální data a zajišťující zobrazení obrazového záznamu vyšetřované tkáně. Velmi důležitá je pro správnou funkci přístroje přesná synchronizace vysílaných a přijímaných UZ impulzů.[51] Moderní přístroje zaznamenávají největší pokrok v rámci digitálního zpracování, zahrnujícího velmi složité softwarové nástroje pro zobrazení získaných dat (3D/4D vizualizace viz dále).[4, 37]

Pro dosažení co nejlepší kvality výsledku vyšetření zobrazovaného na monitoru jsou důležité bloky předzpracování signálu (preprocessing) a následného zpracování signálu (postprocessing). Pod pojmem **Preprocessing** si lze obecně představit nastavení parametrů, při kterých jsou přístrojem přijímány informace o odrazech ultrazvukového vlnění. Přesněji se

---

<sup>6</sup> Jedná se o analogově digitální převodníky ADC (Analog-to-Digital Converter) nebo v české terminologii A/D převodníky.

dle literatury [37] za preprocessing označuje optimalizace převodníky zpracovávaných dat před uložením do paměti. V rámci **postprocessingu** se doladuje obraz, na který se již aplikovaly nástroje preprocessingu. Jedná se o zpracování na výstupu z paměti. Takovéto zpracování může zahrnovat např. softwarové potlačování šumu.[37]

Mezi parametry, které mohou výrazněji ovlivnit zobrazovaný záznam, patří zisk nebo také **zesílení** (Gain) a **kompresí signálu** (Compression). Zesílení přijímaného vlnění vracejícího se z vyšetřovaného místa se provádí kvůli vyrovnání útlumu, ke kterému dochází hlavně vlivem absorpce vlnění ve tkáních. Větší útlum je patrný při přijímání vln z hlouběji uložených tkání. U moderních přístrojů je možné využít několika druhů zesílení. První možností je celkové zesílení, při kterém dochází k zvýšení intenzity všech ech vracejících se k sondě. Druhou možností představuje zesilování pouze ech přicházejících z tkáně uložené v dané hloubce, které se označuje jako selektivní. Zesílení jen určité části vlnění je možné na základě odlišného časového zpoždění mezi vlnami vyslanými a přijatými z rozdílných vzdáleností od sondy. Nejvíce jsou zesilována echa přicházející z větší vzdálenosti od sondy. U některých přístrojů umožňujících dopplerovskou sonografii se vyskytuje aktivní zesílení přijímaného vlnění (pulzního) využívaného pro analýzu rychlosti proudění krve v cévách.[4]

Pozornost je třeba věnovat i šířce intervalu mezi přijímanými vlnami o nejvyšší a nejnižší intenzitě, kterou je možné přístrojem zaznamenat a zobrazit, aniž by se projevilo zkreslení. Tento maximální využitelný interval udávaný v decibelech se nazývá **dynamický rozsah**. [4] Dolní hranici představuje vlastní šum ultrazvukového přístroje a při zobrazení ve stupních šedé je reprezentována černou barvou. Odraz o maximální věrně zobrazitelné intenzitě je v obrazu vytvořeném na monitoru přístroje zaznamenán jako nejsvětější bod (bod s největším jasem). Pokud je zaregistrována větší intenzita, než je maximální věrně zobrazitelná, tak je jí přiřazena hodnota jasu obrazového bodu odpovídající právě maximálně věrně zobrazitelné intenzitě. Všechny intenzity překračující horní hranici dynamického rozsahu jsou tedy zobrazeny stejně jasnými body.[37]

*Pozn.13:* U ultrazvukových diagnostických přístrojů/systémů umožňujících pouze zobrazení A se lze setkat s označením echograf a výstup v podobě křivky zobrazení A se označuje jako echogram. Ostatní UZ přístroje lze označovat pojmem (ultra)sonograf a jeho obrazovým výstupem je sonogram. Pro zobrazení struktury v řezu se také používá označení tomogram. V některých informačních zdrojích má však ultrasonografie stejný význam jako echografie.[60]

## 5.1 Konstrukce základní jednotky

V současné době je možné se setkat s ultrasonografi stacionárními, kompaktními a přenosnými (včetně kapesních). Kompaktní přístroje je možné upevnit k pojízdnému stojanu sloužícímu i pro umístění příslušenství. Tyto přístroje jsou vybavovány dotykovým zobrazovacím displejem (viz Příloha VI). Mezi přenosné se řadí univerzální UZ přístroje notebookového typu nebo speciální jednoúčelové přístroje např. pro oftalmologii, ORL nebo kardiologii. Za jednoúčelový lze považovat i inovativně řešený přístroj pro využití v urologii. Jedná se v podstatě o samotnou UZ sondu, která je uzpůsobena tak, aby jí bylo možné USB konektorem připojit ke klasickému notebooku. Speciální sonda společně s počítačovým softwarem umožňuje 3D nasnímaní močového měchýře a výpočet jeho objemu.[61] S obdobným řešením sondy připojené ke standardnímu počítači je možné se setkat také v oftalmologii pro diagnostiku oka využívající zobrazení B (viz dále).[62] Existují dokonce i kapesní ultrasonografy, které podporují zobrazení B a díky svým velmi malým rozměrům nacházejí uplatnění při prvotním ambulantním vyšetřování. Umožňují však i přehledovou diagnostiku v kardiologii či gynekologii a porodnictví.[63]

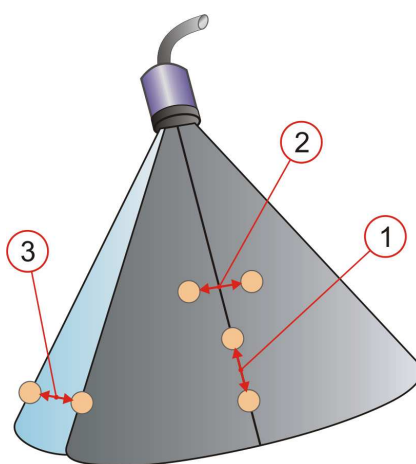
Nejrozšířenějšími jsou stále klasické stacionární ultrazvukové přístroje, které lze použít v závislosti na připojené sondě ve většině oborů medicíny (celotělová ultrasonografie [51]). Stacionární ultrazvukový přístroj se skládá z monitoru, ovládací konzole, výpočetní jednotky, prostoru pro paměťové mechaniky a tiskárnu, modulu konektorů sond a nosné konstrukce s pojezdem. Ovládací konzole (viz Příloha VI) je dnes standardně tvořena klávesnicí, tlačítky, otočnými a posuvnými regulátory, kulovým ovladačem, reproduktory a držáky sond. Stále častěji se stává její součástí i dotykový displej sloužící k snadnému ovládní rozsáhlého menu. Součástí hlavní výpočetní jednotky bývá spektrální a barevný dopplerovský modul. Mezi doplňkové moduly dnes patří jednotka pro 4D režim v reálném čase (viz dále).[49]

Přístroj může být doplněn periferními zařízeními, mezi která patří tiskárny a paměťová zařízení, která umožňují archivaci výsledků z vyšetření obvykle doplněných o údaje o pacientech. Pokud vede lékař evidenci v tištěné podobě, tak se standardně doplňuje diagnostický přístroj tiskárnou. Pro tiskové výstupy se často volí videotiskárna, kterou lze zasunout přímo do určeného prostoru v těle přístroje. Videotiskárna nejčastěji umožňuje černobílý tisk, ale může být i barevná. Videotiskárny využívají termální (tepelný) tisk.[64] Pro tisk výstupů z vyšetření je možné použít i tiskárnu propojenou s přístrojem bezdrátově (technologie Bluetooth). Pro archivaci v elektronické podobě jsou přístroje vybaveny paměťovou jednotkou, díky které lze uchovávat i videosekvence průběhu vyšetření.[33] Mezi paměťová zařízení patří standardně DVD/CD-RW mechanika nebo videorekordér.[49]

V současné době disponuje řada přístrojů také dostatečně velkou interní pamětí (HDD) a je možné se setkat i s přístroji podporujícími ukládání dat na USB flash disk. Většina klasických stacionárních UZ přístrojů umožňuje provádět elektrokardiografii (EKG), což je základní diagnostická metoda v kardiologii založená na snímání akčních potenciálů srdce [49, 65, 66].

## 5.2 Rozlišovací schopnost

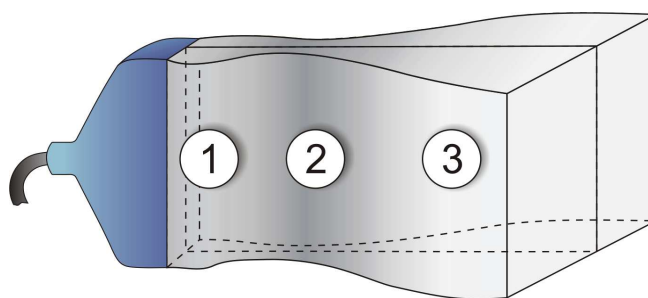
Při hodnocení zobrazovacích možností UZ přístroje se uvažují tři typy rozlišovací schopnosti (někdy také jen rozlišení) udávající minimální rozpoznatelnou vzdálenost změn ve struktuře tkáně. Jedná se o osovou (axiální), stranovou (laterální) a elevační rozlišovací schopnost.[60] Velikost osové rozlišovací schopnosti vychází hlavně z délky vysílaných UZ impulzů a používané frekvence. Osové rozlišení udávající minimální zaznamenanou vzdálenost dvou rozhraní ve směru UZ paprsků (svazku) není závislé na vzdálenosti od sondy a zlepšuje se s rostoucí frekvencí. Vzdálenost dvou rozhraní, na kterých dochází k odrazu, je dána časovým rozdílem mezi příjmem echa od prvního a od druhého rozhraní. Pokud je časový rozdíl mezi dvěma odrazy delší než doba trvání UZ impulzu, tak je přístroj schopný rozhraní, na kterých došlo k odrazům, odlišit a zaznamenat. V opačném případě obě změny struktury (rozhraní) splynou na monitoru v jeden zobrazený bod. Při diagnostice nepohybujících se tkáňových struktur je dosaženo nejostřejšího zobrazení, pokud jsou vysílané impulzy dostatečně krátké. Hodnocení pohybujících se tkání (např. krve v cévě) a případně zjišťování konkrétních rychlostí pohybu vyžaduje v souvislosti s uplatněním Dopplerova jevu snížení frekvence vysílání UZ impulzů (viz kapitola 6.4). Elevační rozlišovací schopnost udává, jak přesně je možné rozlišit dvě zobrazované řezné roviny ležící



Obr. 14: Rozlišovací schopnost UZ sondy [60]  
 1- osová rozlišovací schopnost, 2 – stranová rozlišovací schopnost, 3 – elevační rozlišovací schopnost

podle Obr. 14 za sebou.[60] Jedná se o rozlišovací schopnost ve směru „*kolmém na směr šíření a kolmém na rovinu řezu*“ popisující v podstatě relativní tloušťku řezu (objemu), který se zobrazuje na monitoru přístroje jako plocha.[67] Elevační rozlišení tedy popisuje rozptyl (odchýlení) UZ vlnění mimo danou snímanou (tomografickou) rovinu. Pro vytvoření věrného záznamu z vyšetřované oblasti by měla být relativní tloušťka jednoho řezu co nejmenší.[37]

Stranová rozlišovací schopnost charakterizuje minimální zaznamenanou vzdálenost dvou odlišných útvarů ležících vedle sebe (v rovině kolmé na směr šíření vlnění). Toto rozlišení závislé na vzdálenosti od sondy je dáno účinnou šířkou UZ paprsku a tedy konstrukcí sondy a diagnostického přístroje. Dostatečně úzký paprsek vlnění umožňuje zaměření dvou vedle sebe umístěných útvarů (změn struktury tkáně), které mají mezi sebou menší vzdálenost, než jakou by bylo možné detekovat paprskem širším. Pro dosažení úzkého paprsku se využívá zaostřování také nazývané **fokusace**. [37] Zaostřováním je u každé sondy vytvořeno minimálně jedno pásmo, do kterého je soustředěna velká část energie vyzařované UZ sondou. Ve vytvořeném pásmu se současně dosahuje maximálního akustického tlaku. Takovéto pásmo se také označuje jako ohnisková zóna, jejíž „*poloha a šířka je dána rozměry a tvarem měničů*“ [37]. Při příjmu UZ vlnění je měnič nejvíce citlivý právě na echa přicházející z ohniskové zóny. Pro zaostřování a vytvoření ohniskové zóny se používá vrstva, kterou jsou překryty piezoelektrické měniče a která má funkci akustické čočky.[37] Zaostřování se provádí také elektronicky. Díky uplatňovaným nástrojům pro fokusaci, která charakterizuje změnu polohy ohniska (ohniskové zóny), je možné získat paprsek s účinnou šířkou menší než je desetina šířky použitého měniče.[37]



Obr. 15: Znárodnění zón šíření UZ vlnění v tkáňovém prostředí [67]  
1 – blízká zóna (blízké pole), 2 - ohnisková zóna (ohnisko), 3 – vzdálená zóna (vzdálené pole)

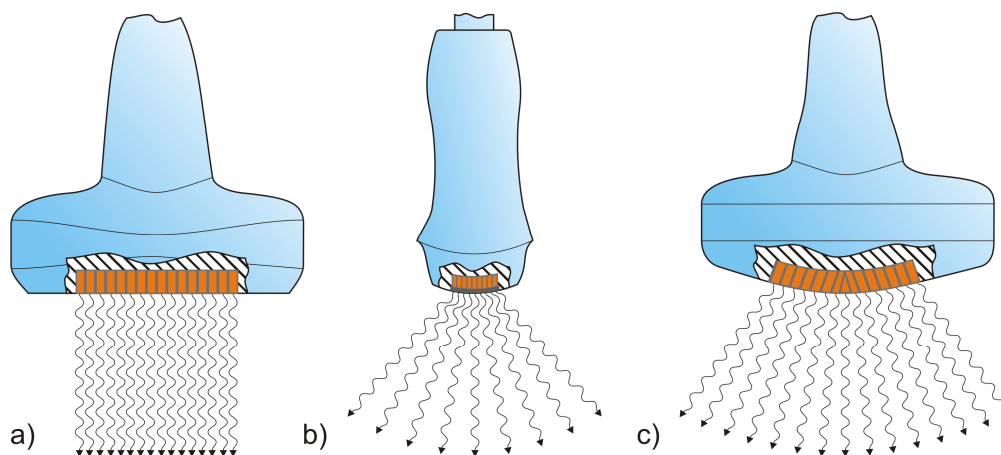
U ultrazvukových sond se nastavuje ohnisková zóna, která stanovuje „*hloubkový rozsah optimalizované ostrosti*“ UZ svazku tak, aby se nacházela v oblasti (hloubce), která je daným typem sondy nejčastěji diagnostikována. Většina klasických sond umožňuje využít více ohniskových zón a regulovat i počet zón aktuálně využívaných.[49] Pokud je použito více



ohnisek zároveň, tak se sice zvyšuje prostorové rozlišení celkového obrazu, ale je třeba počítat se snížením snímkovací frekvence a tedy i časové rozlišovací schopnosti.[37] S problematikou zaostřování je spojen pojem numerická apertura  $N.A.$ , jejíž velikost charakterizuje schopnost sondy přijímat ultrazvukové vlnění odražené od rozhraní uloženého v dané hloubce pod určitým nenulovým úhlem.[68] Ještě by bylo vhodné zmínit, že ohnisková zóna (ohnisko) leží mezi blízkým polem nebo-li Fresnelovou oblastí umístěnou od ohniska k sondě a vzdáleným polem nebo-li Fraunhoferovou oblastí (obr. 15).[37] Vzdálené pole se od hranice s ohniskovou zónou rozšiřuje a s rostoucím rozšířením klesá přesnost (rozlišení) zobrazení tkání nacházejících se v této oblasti.[67]

### 5.3 Druhy sond

Pro diagnostické účely se v medicíně používá řada odlišných typů sond s poměrně širokým frekvenčním rozsahem od 2 až do 65 MHz [69]. Pro nejčastější vyšetřování břišní dutiny a kardiovaskulárního systému většinou však postačují pracovní frekvence od 3 do 10 MHz [4] a frekvence nad 20 MHz se využívají jen pro speciální účely (v angiologii, oftalmologii). Existují tři základní druhy sond, jejichž pojmenování vychází z umístění piezoelektrických měničů a tvaru výsledného obrazu na monitoru. Jedná se o sondy lineární, sektorové a konvexní.



Obr. 16: Základní druhy sond dle konstrukce [7]  
 a) lineární sonda, b) sektorová sonda, c) konvexní sonda

Sondy moderních ultrazvukových přístrojů obsahují velký počet elementárních piezoelektrických měničů, které na základě přiváděných napěťových impulzů generují vlnění o různých frekvencích. Je třeba si uvědomit, že sonda nevysílá vlnění pouze o jediné frekvenci, která je na sondě vyznačena. Tato frekvence charakterizující sondu je označovaná

jako pracovní a představuje frekvenci průměrnou (střední) z intervalu frekvencí skutečně vysílaného vlnění (např. sonda 3,75 MHz, interval přibližně 2 až 6 MHz [7]).

Z hlediska členění dle frekvenčních vlastností existují dva základní typy sond. Prvním typem jsou sondy, které mají pouze jednu pevně danou střední frekvenci, a není u nich možné regulovat vysílací vlastnosti. Druhou skupinu tvoří **sondy multifrekvenční** umožňující regulaci střední frekvence. Společně se střední frekvencí se posouvá i celé frekvenční pásmo. Multifrekvenční sondy mají oproti sondám s pevným nastavením výhodu např. v tom, že je možné upravit interval vysílaných frekvencí pro konkrétního pacienta. Pokud se mezi sondou a vyšetřovanou tkání (orgány) nachází silnější vrstva tuku, tak je výhodné využít vlnění o nižších frekvencích. Takovéto vlnění má větší prostupnost a lépe tak dosáhne vyšetřované oblasti, která je uložena díky tukové vrstvě hlouběji než u průměrného pacienta (např. sonda 2,5 MHz, interval přibližně 1 až 5 MHz [7]). Při snížení frekvence však dojde ke zhoršení prostorového rozlišení [7]. Pokud je vyšetřován velmi štíhlý pacient, tak je naopak díky menší vzdálenosti vyšetřované oblasti od sondy možné zvýšit střední frekvenci sondy. Zvýšení frekvence se projeví zlepšením prostorového rozlišení (např. sonda 6 MHz, interval přibližně 4 až 10 MHz [7]). Nejvíce opodstatněné je využívání multifrekvenčních sond s širším rozsahem frekvencí při vyšetřování orgánů uložených v břišní dutině.[7] Sondy lze také hodnotit podle šířky spektra vysílaných ultrazvukových vln při dané střední frekvenci. Spektrum frekvencí lze považovat za frekvenční pásmo a podle toho, zda je frekvenční pásmo široké nebo úzké, tak rozlišujeme širokopásmové a úzkopásmové sondy. Kritériem pro hodnocení sond může být také jejich vyzářovací charakteristika, jejímž popisem se však tato práce nezabývá.[43]

### 5.3.1 Lineární sondy

Nejrozšířenějším druhem sond jsou lineární sondy (Parallels scanner [7]) přijímající odražené UZ vlnění ve směru rovnoběžném se směrem jeho vysílání. Podle typu buzení měničů je možné se setkat s označením Linear Array (viz dále). Při zachování rovnoběžnosti se na výstupu přístroje (monitoru) vytváří pravoúhlý, nejčastěji obdélníkový, obraz diagnostikované tkáně. Svazek ultrazvukových vln vyslaných lineární sondou má v jakékoliv zobrazované vzdálenosti (hloubce) od sondy stále stejnou šířku a nemění se tedy ani hustota vlnění. Vhodné je tyto sondy používat všeobecně při vyšetřování měkkých tkání uložených v menší hloubce, ve které zajišťují vyšší prostorové rozlišení. Specifickou strukturou, pro jejíž diagnostiku se používá lineární sonda, je štítná žláza [7]. Vzhledem k zjišťování obrazu tkání uložených v menší hloubce se používají spíše vyšší frekvence obvykle v pásmu od 5 do 10 a

někdy až do 15 MHz [7]. Vzhledem k tomu, že sonda musí co nejlépe přilnout k pokožce, která netvoří ve všech místech těla rovinu, tak může být někdy vhodné umístění lineární sondy s větší šířkou styčné plochy problematické. Nejméně vhodné jsou lineární sondy pro diagnostiku srdečního svalu uloženého za žebry a v blízkosti plic. Stejně tak jsou nevhodné při vyšetřování míst v blízkosti střev vyplněných plyny.[7] Je možné se také setkat se sondou s uspořádáním elementárních měničů do tvaru mezikruží (Annular Array [70]), kterou lze označit za speciální provedení lineární sondy. Podle tvaru může být tato sonda považována za tužkovou (kruhová kontaktní plocha).[70]

### 5.3.2 Sektorové sondy

Druhým druhem jsou sondy sektorové označované podle typu buzení měničů (viz dále) také jako Phased Array. Sektorové sondy nevysílají rovnoběžné UZ vlny jako lineární sondy, ale v sektorové sondě dochází k **vychylování vln**, které do prostředí vstupují pod určitým nenulovým úhlem vůči ose sondy. Se vzrůstající hloubkou průniku pokrývá sonda větší prostor (má širší záběr) [7]. Odražené vlnění vracející se zpět k sondě je registrováno ve směru odchýleném pod určitým nenulovým úhlem od směru vlnění vysílaného. Jinak řečeno jsou sektorové sondy typické rozbíhavostí (divergencí) přijímaných a vysílaných UZ signálů. Na monitoru se při využití sektorové sondy vytváří obraz ve tvaru **výseče mezikruží**, která se otevírá s rostoucí vzdáleností od sondy.[4] Sektorové sondy je vhodné použít tam, kde se mezi diagnostikovanou tkání a sondou nachází úseky silně mineralizované tkáně, mezi kterými je jen omezená oblast umožňující efektivní průchod UZ vlnění. Největší uplatnění nachází tento druh sondy při monitorování prostoru za hrudním košem. Aby bylo možné efektivně vyšetřovat prostor za žebry, tak je třeba zajistit co nejužší svazek UZ vln na výstupu ze sondy. Tento paprsek by se měl postupně rozšiřovat a pronikat i do prostoru za žebry, který není možné dosud popsanou lineární sondou přesně vyšetřit. Důvodem nepřesností jsou výrazné akustické stíny za žebry, na které dopadá ve směru rovnoběžném s osou sondy část vlnění. Sektorové sondy nedostatky lineárních sond při vyšetřování tkání částečně uložených za kostrou (skeletem) eliminují na minimum a poskytují tak mnohem lepší obraz především při monitorování srdce. Sektorové sondy pro kardiologii pracují obvykle s nižšími frekvencemi v intervalu od 2 do 3 MHz [7]. Vzhledem k velkému zhuštění vlnění v malé vzdálenosti od sondy je i obraz vytvořený na základě odrazů z této oblasti značně smrštěný a má nízkou úroveň prostorového rozlišení [7]. Problémy s rozlišovací schopností nastávají i při větších vzdálenostech od sondy, kdy sice vlnění pokrývá větší úsek, ale s nižší hustotou, což se v krajních oblastech projeví ve snížené kvalitě obrazu vlivem jeho roztažení.

### 5.3.3 Konvexní sondy

Konvexní sondy představují konstrukční řešení využívající do určité míry vlastnosti lineárních i sektorových sond, přičemž vycházejí především z principu fungování sond lineárních. Pro konvexní sondy se používá označení Curved Array [7] odvozené ze zakřiveného tvaru pole piezoelektrických měničů. Termín konvexní, který znamená vypuklý, přesně charakterizuje i tvar zakřivení. Piezoelektrické měniče jsou v sondě uspořádané do řady kopírující tvar kontaktní plochy sondy. Vzhledem k rozprostření měničů podobnému lineárnímu uspořádání dosahuje obraz vytvořený na základě ech přijatých konvexní sondou dostatečného prostorového rozlišení, které je větší než u sondy sektorové. Optimální je u tohoto typu sond i rozlišovací schopnost ve větší hloubce vyšetřované tkáně. Konvexní sonda tak není stejně jako lineární příliš vhodná pro vyšetřování přes hrudní koš (v kardiologii), protože UZ vlnění je vysíláno v širší linii a v obraze by stejně jako při použití lineární sondy vznikly výraznější akustické stíny. Výhodný je zakřivený tvar sondy, který umožňuje v některých místech lépe kopírovat povrch těla než rovinná styčná plocha u sondy lineární. Horšího kontaktu s kůží se však může dosahovat na koncích zakřivené styčné plochy sondy a výsledný obraz může být poté v krajních úsecích méně kvalitní. Výsledný obraz pořízený ultrasonografem s využitím konvexní sondy je podobný obrazu pořízenému s využitím sektorové sondy. Liší se však méně zhuštěným záznamem především v menších hloubkách. V části obrazu podávající informaci o hlouběji uložených tkáních se rozlišení neliší tak výrazně od míst s menší hloubkou jako u sektorové sondy, což je dáno větším vnitřním poloměrem základního zobrazovaného mezikruží. Dle názvu sondy se někdy i vytvářený obraz označuje jako konvexní.[37] Tyto sondy se obvykle využívají pro diagnostiku orgánů uložených v dutině břišní a volí se frekvence v rozsahu od 2,5 do 5 MHz. Nižšími frekvencemi jsou vyšetřováni pacienti s výraznější nadváhou (obezitou). U multifrekvenčních konvexních sond je střední frekvence 3 až 3,5 MHz [7].

### 5.3.4 Tužkové sondy

Tužkové sondy jsou charakteristické svým válcovitým tvarem a využívají se především pro monitorování cévního systému. S tužkovými sondami je možné se konkrétně setkat u kompaktních dopplerovských přístrojů (kapesní Doppler) pro přehledovou diagnostiku cévního systému, které se také označují jako průtokoměry. Tyto přístroje dříve sloužily především k zjišťování pouhé průtočnosti cév, kterou signalizovaly akusticky. Dnešní kompaktní dopplerovské přístroje akustickou signalizaci stále podporují, ale bývají navíc vybaveny displejem zobrazujícím spektrální dopplerovskou křivku popisující průtok krve

v oblasti, do které je tužkovou sondou vysíláno UZ vlnění. Kapesní Dopplery využívají stále kontinuální vlnění (CW) a frekvence pro vyšetřování cévní soustavy jsou nejčastěji 4 nebo 8 MHz (případně 10 MHz). Kromě cévního systému je však možné kapesní dopplerovské přístroje použít pro zjišťování tepové frekvence lidského plodu. Pro toto využití v porodnictví se uplatňují tužkové sondy s frekvencí obvykle 2 až 3 MHz. Podle zdroje [71] má vlnění o frekvenci 2 MHz vysílané sondou kapesního dopplerovského přístroje pro porodnické účely akustickou intenzitu nižší než  $5 \text{ mW} \cdot \text{cm}^{-2}$ . Ke kapesnímu dopplerovskému přístroji může být také připojena sonda označovaná jako monitorovací, která je také válcová, ale má malou výšku (tvarem podobná silnější minci). Její účel je obdobný jako u popsaných tužkových sond.[61] Využití nacházejí tužkové sondy také při transkraniálním dopplerovským vyšetřením. Sondy pro transkraniální diagnostiku [61, 72] mají obvykle pracovní frekvenci 2 MHz. Tužkové sondy mohou využívat i impulzního dopplerovského režimu, což umožňuje diagnostiku konkrétní cévy i v oblastech protkaných více cévami.[61] V případě, že umožňuje dopplerovský průtokoměr hodnotit směr toku krve, může být využito stereofonního akustického výstupu.[51]

### 5.3.5 Endokavitární sondy

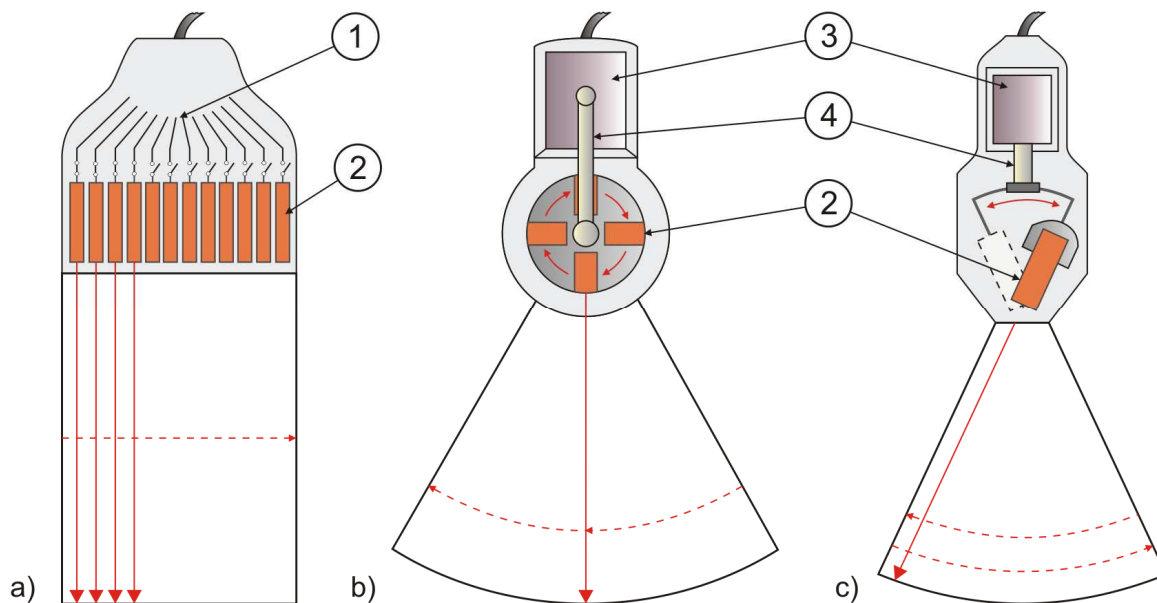
Endokavitární sondy (někdy také endokavitní [49]) představují speciálně tvarované sondy určené pro semiinvasivní nebo invazivní diagnostiku. Za semiinvasivní diagnostické metody se považuje zavádění sond do tělních otvorů bez narušení tkáňových struktur. Pro zavádění do ústní dutiny a následně až do jícnu (esofagus) se používá jícnová sonda v odborné literatuře často označovaná jako sonda transesofageální. Pro zavádění do řitního otvoru, který je vyústěním konečníku (rektum), se používá endorektální/transrektální sonda a pro zavádění do pochvy (vagina) se používá endovaginální/transvaginální sonda. Transesofageální sonda se používá pro dosažení co nejpřesnějších výsledků v rámci diagnostiky srdce přes stěnu jícnu (více viz Příloha X). Transvaginální sonda je využívána pro diagnostiku ženských orgánů uložených v oblasti malé pánve. Transrektální sonda slouží u žen také k diagnostice orgánů malé pánve a u mužů pro vyšetření prostaty. Zmíněné endokavitární sondy se využívají v lékařské praxi poměrně standardně, ale kromě nich existují i endokavitární sondy určené pro zavádění do dutých tělních prostorů (orgánů) o velmi malém průměru. Tyto sondy se označují jako endoluminální podle označení pro průsvit dutého orgánu (lumen) a mohou se zavádět např. do močové trubice (rotační jednotka s endoluminálním ultrazvukovým katétre, pracovní frekvence 12 MHz [73]). Endoluminální sondy slouží k přesnému monitorování stěn dutiny, v které se nachází, a udává se, že používaná pracovní frekvence dosahuje až 40 MHz.

Využívání endoluminálních sond není příliš rozšířeno. Další skupinou endokavitárních ultrazvukových sond jsou sondy endosonografické kombinující využití ultrazvukového a endoskopického (optického) systému.[74] Mezi zástupce endokavitárních sond se řadí i sondy používané při chirurgických zákrocích, které jsou vždy invazivními výkony. Mezi chirurgické zákroky patří otevřené (provedení řezu) nebo laparoskopické operace, při kterých se zavedou operativní či diagnostické nástroje do těla pomocí vpichů.[75] Laparoskopická sonda dle informačního zdroje [76] má pracovní frekvenci v intervalu od 5 do 10 MHz a pracovní frekvence sond pro otevřené operace se pohybují dle informačního zdroje [76] v intervalu od 5 do 15 MHz. Pro využití v chirurgii se vyrábí také speciální mikrovaskulární sondy s pracovní frekvencí např. 16 MHz, které se zavádějí pro účely měření průtoku krve přímo k cévám [61]. Existuje také speciální metoda pro invazivní diagnostiku cév označovaná jako intravaskulární ultrazvukové vyšetřování IVUS (Intravascular Ultrasound). Diagnostická metoda IVUS využívá UZ sondu, která je součástí katétru zaváděného přímo do monitorované cévy.[41] Intravaskulární sondy přijímají echa z velmi malých vzdáleností a je tedy možné použít vysoké pracovní frekvence. Často se používá pracovní frekvence 20 MHz, ale u nejmodernějších sond je možné se setkat i s frekvencí 45 MHz. Sondy pro IVUS mají obvykle průměr okolo 1 mm.[77]

#### **5.4 Druhy mechanismů pro vytváření dvourozměrného obrazu**

Ultrazvukové sondy určené pro dynamické zobrazení B a pokročilejší zobrazení lze dělit podle řízení posunu/vychylování vysílaného ultrazvukového svazku. Sondy mohou být vybaveny mechanickým nebo elektronickým systémem řízení. Způsob řízení UZ svazku se liší u lineárních a sektorových sond. Starší sektorové sondy pro dynamické zobrazení B využívaly pro vychylování UZ svazku mechanický systém, který mohl být dvojího typu. V prvním případě docházelo v sondě k otáčení segmentu s piezoelektrickými měniči a použitý mechanický systém se označoval jako rotační. V rotujícím segmentu se nacházel nepříliš vysoký počet elementárních měničů (často jeden nebo čtyři měniče). Druhou možností představovalo kývavé vychylování měniče často s kruhovou aktivní plochou [67]. Při kývavém pohybu se osa měniče (směr paprsku vysílaného UZ vlnění) odkláněla od střední polohy na obě strany o určitý daný úhel, který charakterizoval i velikost kruhové výseče zobrazované na monitoru (obr. 17c). Mechanický pohyb měničů byl zajišťován speciálním motorem umístěným přímo v těle sondy.[60] Mechanické sektorové sondy umožňovaly při zobrazovacím úhlu 90° pořídit záznam 15 až 60 snímků (s až 200 řádky) za sekundu.[70]

V současné době se pro snímání dvourozměrného obrazu používají především sondy s elektronicky řízeným pohybem UZ svazku. V lineární elektronické sondě, a tedy i v odvozené konvexní sondě, je umístěna řada postupně buzených (spínaných) piezoelektrických měničů. Sektorové sondy využívají fázově buzenou řadu měničů.[43]

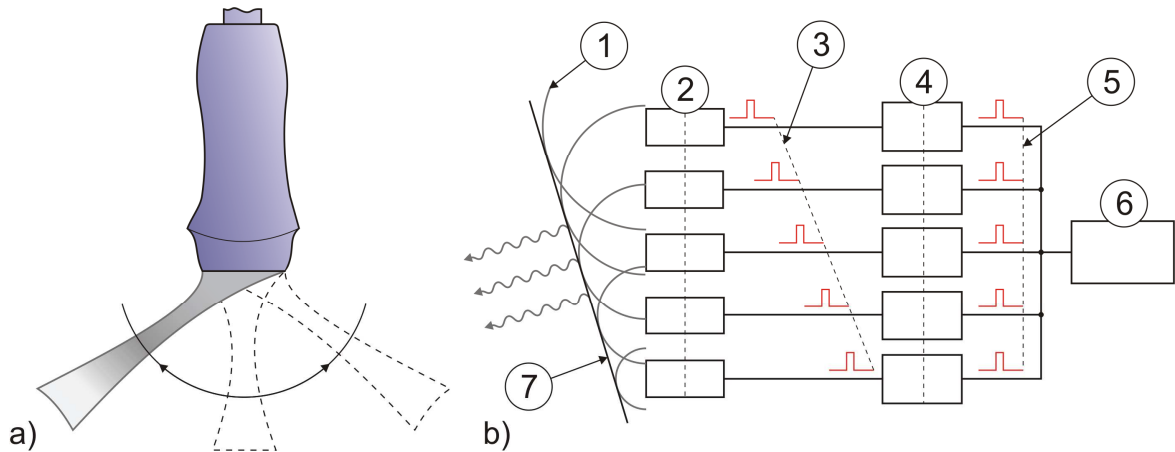


Obr. 17: Mechanizmy řízení ultrazvukových sond [37, 60]

a) elektronicky řízená lineární sonda, b) mechanická rotační sonda, c) mechanická oscilační sonda  
 1 – znázornění postupného spínání (buzení) elementárních měničů, 2 – piezoelektrický měnič, 3 – motor, 4 – mechanismus zajišťující pohyb měničů

Při diagnostice „lineární sondou s postupně buzenou řadou měničů“[43] se snímá oblast pravoúhlého (obdélníkového) tvaru.[43] Stejný tvar má i výsledný obraz na monitoru přístroje. Vzhledem k tomu, že standardní lineární sonda vysílá vlnění pouze ve směru osy měničů a paprsky vlnění jsou vzájemně rovnoběžné, tak je tímto typem sondy možné v daném čase běžně zobrazit oblast odpovídající délce řady měničů. Z tohoto důvodu je přední část sondy (hlava sondy), v které jsou uloženy měniče, delší než u sond sektorových.[43]

V případě „sektorových sond s fázově buzenou řadou měničů“[43] dochází při vysílání i příjmu UZ vlnění k dynamické fokusaci. Vysílání se realizuje s použitím elektronického úhlového vychylování, které je zajištěno díky fázovému posunutí impulzů budících jednotlivé piezoelektrické měniče. Fázové posunutí budících impulzů zajišťují nastavitelné zpoždovací členy.[43] Při příjmu se také využívají zpoždovací členy realizované pamětí FIFO (First-in First-out) a analogový signál převádí na digitální rychlé A/D převodníky.[43]



Obr. 18: Princip funkce elektronicky řízené sektorové sondy [43][46]

a) názorné zobrazení vychylování svazku vlnění, b) schematický náčrt vytváření vychylovaného UZ svazku  
 1 – vlnění od elementárních měničů, 2 – elementární piezoelektrické měniče, 3 – přesně časované (zpožděné) impulzy, 4 – zpožďovací členy, 5 – generované budící impulzy, 6 – generátor budících impulzů, 7 – čelo vychyleného svazku UZ vlnění v daném čase

Moderní elektronicky řízené lineární sondy obsahují obvykle postupně buzenou řadu 256 až 512 elementárních měničů (dříve např. jen 64 [43]). Po přivedení budícího impulsu bývá současně vybuzeno 15 až 20 vzájemně sousedících elementárních měničů. Svazek ultrazvukového vlnění generovaný skupinou elementárních piezoelektrických měničů postupuje od jednoho kraje řady měničů k druhému.[46] Sektorové sondy obsahují fázově buzenou řadu složenou obvykle z 64, 128 nebo 256 elementárních měničů. U sektorových sond je buzena zároveň celá řada elementárních měničů a vždy vzniká jeden svazek UZ vlnění tvořený elementárními svazky od jednotlivých elementárních měničů. V průběhu vysílání se celkový svazek UZ vlnění vychyluje podle toho, s jakým časovým zpožděním přicházejí budící impulzy na dílčí měniče (obr. 18). Ultrazvukový svazek se tedy u sektorové sondy neposouvá ve směru řady elementárních měničů jako u lineární sondy, ale dochází k jeho stranovému vychylování vlivem proměnlivých zpoždění budících impulzů. Oblast nasnímaná v rámci jednoho cyklu změny zpoždění má vějířovitý tvar (část mezikruží).[46]

## 5.5 Sondy pro 3D/4D režim

Sondy umožňující snímání vyšetřované oblasti v 3D/4D režimu se také označují jako volumetrické (objemové). U těchto sond je stejně jako u sond pro dvourozměrné zobrazení možné použít mechanické i elektronické řízení pohybu ultrazvukového svazku. V současné době je možné se běžně setkat s kombinovanými a elektronickými sondami. Kombinované sondy využívají mechanického i elektronického řízení pohybu svazku. V tomto případě je pro



nasnímaní 2D řezů vyšetřovanou oblastí použito elektronické řízení a pro pohyb v prostoru (ve směru třetí osy) se používá mechanický (motorový) systém vychylování. [50, 78] Pohyb v prostoru se také označuje jako „*sekvenční snímání 2D řezů*“ [43]. U elektronických 3D/4D sond je přijímací a vysílací systém tvořen polem elementárních měničů, které jsou fázově řízeny. Pole složené z elementárních měničů může mít kruhový nebo šachovnicový tvar (matrixové sondy [67]). Vzhledem k vychylování a rozmístění měničů má výsledný nasnímaný objem obvykle tvar dle Obr. 26a. Sondy umožňující snímání objemu jsou tvarově podobné některým typům sond používaných pro dvourozměrné zobrazování. Nejběžnější 3D/4D sondy mají tvar podobný lineárním sondám s tím, že hlava sondy je zaoblená a částečně se podobá hlavě u sondy konvexní. Také je možné se setkat s 3D/4D sondou s půlkulovou hlavou, která se využívá především pro vyšetřování novorozenců, nebo se sondou podobnou sektorové sondě pro 2D zobrazení. Snímání objemu umožňují v současné době i sondy endorektální a endovaginální. [49]

*Pozn.14:* Fotografická dokumentace jednotlivých druhů sond je uvedena v Příloze I.

## 6 Zobrazování

U zobrazování ve stupních šedi (viz zobrazení B) vycházejícího z rozdílnosti jasu jednotlivých obrazových bodů lze asi nejnázorněji vysvětlit pojem **echogenita**, která je měřítkem registrovaných odrazů z vyšetřované tkáně. Čím je obraz dané oblasti při tomto zobrazení světlejší, tím více jsou tkáně zobrazované oblasti odrazivé. Tkáně v takovéto oblasti obsahují mnoho akustických rozhraní a je tak umožněn návrat ech s velkou částí intenzity vysílaného vlnění. [7] Zobrazované tkáňové struktury s velkou odrazivostí se označují jako **hyperechogenní**. Oblasti, z kterých jsou sondou přijímána echa o nízkých intenzitách, považujeme za **hypoechogenní**. Takovéto tkáňové útvary s nízkou echogenitou neobsahují příliš mnoho akustických rozhraní, na kterých dochází k odrazům, a na monitoru se zobrazují v tmavších odstínech. Třetím typem tkání (látek) dle jejich schopnosti odrážet ultrazvukové vlnění jsou tkáně (látky) zobrazované jako **anechogenní**. V takovýchto tkáních nedochází k žádným zaznamenaným odrazům. Téměř nulová odrazivost je způsobena absencí výraznějších akustických rozhraní v prostředí, které můžeme považovat za homogenní. Vyšetřovaná oblast zobrazovaná jako anechogenní, tedy černá, může obsahovat některou z tělních tekutin, jejíž specifikace je možná především na základě struktury, která jí obklopuje. Stejně tak se jako černé plochy zobrazují na monitoru přístroje oblasti vyplněné

enterálním vzduchem (střevní plyny) nebo pulmonálním vzduchem (plicní vzduch) a kosti. Ultrasonografie neumožňuje objektivně vyšetřovat tkáň ležící za prostory vyplněnými plyny nebo za kostmi [7]. Plynné prostředí nebo prostředí tvořené pevnou mineralizovanou strukturou vytvoří bariéru, za kterou se vše jeví opět jen jako anechogenní.[7, 33]

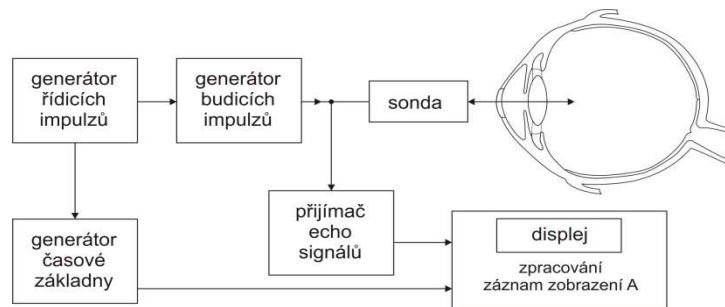
Pro dosažení kvalitního zobrazení je třeba, aby nebyla žádná vzduchová mezera ani mezi sondou a povrchem kůže, kam se sonda přikládá. I nepatrná vrstva vzduchu by mohla způsobit zhoršení obrazu a je tedy třeba sondu dostatečně přitlačit a aplikovat mezi ni a kůži **speciální gel**. Tento gel představuje vazebné prostředí, které by mělo být ideálně homogenní a nemělo by obsahovat žádné vzduchové bubliny.[37]

Echogenita přímo nesouvisí s hustotou a nelze říci, že tkáň s vyšší hustotou budou obsahovat více rozhraní a budou se jevit jako hyperechogenní a tkáň s nižší hustotou jako hypoechogenní [7] Tuto skutečnost je třeba si uvědomit, pokud budeme srovnávat snímky pořízené při sonografickém vyšetření se snímky z vyšetření založených na jiném principu (např. počítačová tomografie, rentgen). Při sonografii je zobrazování založené na odražení UZ vlnění od rozhraní prostředí s odlišnými akustickými impedancemi. Při využití např. rentgenu se obraz vytváří na základě rozdílných hustot tkání. Velmi výrazný rozdíl zobrazovacích metod je možné snadno dokázat na příkladu zobrazení kosti. Při ultrazvukovém vyšetření se kost zobrazí černá (anechogenní) a při rentgenovém vyšetření naopak bílá (případně ve velmi světlých odstínech), protože má vysokou hustotu a rentgenové paprsky jí prochází jen ve velmi malé míře. [7] Kromě pojmů hodnotících četnost odrazů se lze setkat také s pojmy hodnotícími rozložení odrazů. Pojem isoechogenní vyjadřuje „*pravidelné (homogenní) rozložení odrazů*“ a jako anisoechogenní se označuje zobrazená oblast s „*nepravidelným (nehomogenním) rozložením odrazů*“[37].

## 6.1 Zobrazení A

Zobrazení A (odvozeno od Amplitude) někdy také označované jako A-mód [4] nebo A-scan je historicky nejstarším využívaným zobrazením ultrazvukového vlnění. Jedná se o jednorozměrné zobrazení intenzit jednotlivých UZ vln v závislosti na čase, v kterém přicházejí z diagnostikované tkáně. Záznam při zobrazení A má charakter **křivky**. Velikosti intenzit odrazů vlnění od jednotlivých rozhraní ve vyšetřované oblasti se zaznamenávají ve směru vertikální osy v podobě vrcholů o amplitudách odpovídajících velikosti intenzit odrazů od rozhraní (v určitém měřítku). Odrazy od rozhraní v podobě vrcholů křivky zobrazení jsou zaznamenávány ve směru horizontální osy podle toho, v jaké hloubce vyšetřované tkáňové struktury k odrazu došlo. Echo přicházející z nejmenší možné vzdálenosti (místo kontaktu

sondy a tkáně) se zobrazuje obvykle v průřezu vertikální a horizontální osy. Echo přijímané z největší možné hloubky je zobrazováno jako poslední (nejdále od počátku souřadnic). Lze také říci, že ve směru horizontální osy je umístěna přesná časová základna, protože vzdálenost rozhraní je určena podle délky časového úseku, který uplyne od vyslání ultrazvukového vlnění a jeho návratu k sondě. Pro získání přesných vzdáleností rozhraní musí přístroj počítat s co nejpřesnější rychlostí šíření UZ vlnění ve vyšetřovaném prostředí.[4] Zobrazení A dnes již není v lékařské praxi příliš rozšířené, ale stále se běžně používá např. pro měření vzdáleností v oftalmologii a pro přehledovou diagnostiku v ORL. Ultrazvukové přístroje pracující s tímto zobrazením mají obvykle jednoduchý displej pro vykreslení křivky a případně pro výpis číselných hodnot. Pouze číselné hodnoty zobrazují např. některé pachymetry (viz dále).



Obr. 19: Názorné blokové schéma oftalmologického UZ přístroje pro zobrazení A [65] (možný výstup na displeji viz Obr. 29)

## 6.2 Zobrazení M

Zobrazení M (odvozeno od Motion) také označované jako M-mód představuje průběžné zobrazení, které lze považovat za dvourozměrné. V některé literatuře se také objevuje označení TM (Time Motion).[51] Již z názvu vyplývá, že toto zobrazení umožňuje zaznamenat průběh pohybu. Změna polohy pohybujících se tkáňových struktur odrážejících UZ vlnění se projevuje ve směru vertikální osy zobrazení na monitoru. Záznam vytvářený na základě ech přijímaných ze snímané roviny je synchronizován s časovou základnou, která zajišťuje plynulý pohyb zobrazení ve směru horizontální osy.[60] Uplatňuje se především v kardiologii pro monitorování pohybu srdečního svalu a jednotlivých srdečních chlopní (systola a diastola) [4]. V jiných oborech medicíny nenachází velké uplatnění už proto, že v lidském těle neprobíhá kromě srdečních stahů příliš pohybů, které by bylo vhodné tímto zobrazením sledovat. Nehodí se např. ani pro přesné hodnocení pohyblivosti žilních chlopní (flebologie). Také lze říci, že se jedná o modifikované zobrazení A, které však neudává

amplitudy (intenzity) v různých vzdálenostech ve směru šíření vlnění, ale charakterizuje pohyb struktury v určité vzdálenosti od sondy.[59]

Zobrazení M je především pro využití v kardiologii doplňkem k zobrazení B (2D). Do pole zobrazení B se umísťuje příčka (M kurzor) charakterizující oblast, z které jsou získávány informace o pohybující se struktuře pro vytvoření obrazu M zobrazení. Záznam pohybující se struktury se obecně na monitoru umísťuje pod okno s 2D zobrazením.[49]

### 6.3 Zobrazení B

U zobrazení B (odvozeno od **B**rightness) se opět můžeme setkat s více používanými názvy jako je B-mód [4] nebo B-scan. Toto zobrazení tedy není charakterizováno křivkou, ale představuje zobrazení plochy (roviny) vyplněné body (pixely) s proměnlivým jasem. Úroveň (intenzita) jasu, která může při zobrazení ve stupních šedi nabývat až 256 rozdílných hodnot, vyjadřuje intenzitu ech přijímaných sondou z vyšetřovaných tkání. Zpracování dat pro zobrazení B je technicky i časově náročnější než u předchozích zobrazení. V současné době se však s využitím stále vyspělejší výpočetní techniky zobrazení B běžně používá a představuje základ běžných ultrasonografů pro interní medicínu, ale i další obory. V dnešní době používané zobrazení B se označuje jako dynamické, protože dochází k velmi rychlému zpracování přijímaných ultrazvukových vln a obrazový záznam na monitoru tedy velmi rychle reaguje na pohyby samotné sondy. Zobrazení B, které umožňuje vytváření obrazu vyšetřované tkáně téměř ve stejném čase, v kterém je tkáň snímána sondou, lze považovat za zobrazení v reálném čase. Pro toto zobrazení se často používá název **2D zobrazení**. [33, 60]

### 6.4 Dopplerovská zobrazení

Pro dopplerovské ultrasonografy v diagnostické praxi je typické, že mají stacionární zdroj ultrazvukového vlnění v podobě sondy a odrazové prostředí (reflektor) se pohybuje. Reflektor představují červené krvinky (erytrocyty) jako nejpočetnější tělíska rozptýlená v krvi (krevní plazmě). Erytrocyty mají výrazně menší rozměry (7,4 x 2,1  $\mu\text{m}$  [79]) než je vlnová délka používaného ultrazvukového vlnění a nemohou tedy sloužit pro klasický odraz, ale umožňují rozptyl UZ vlnění.[36] Konkrétně se uplatňuje Rayleighův-Tyndallův rozptyl [33], kvůli kterému se vnitřní prostor cév (průsvit nebo také lumen) zobrazuje anechogenní, přestože je zaplněn krví s krevními tělíska. Cévy protékané krví jsou tedy plné odrazových plošek (rozhraní), ale plošky jsou tak malé, že na nich nedochází k efektivnímu směrovému odrazu ultrazvukových vln. Na základě Rayleighova-Tyndallova rozptylu vznikají vzájemně interferující kruhové vlnoplochy šířící se všemi směry. Část rozptýlených vln se vrátí zpět

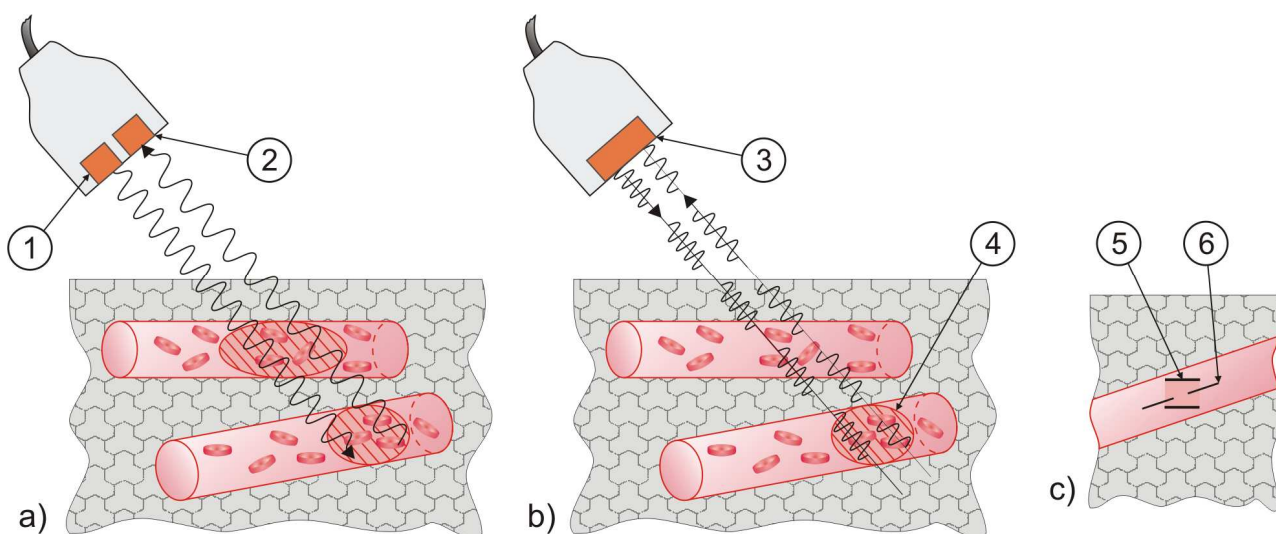
k ultrazvukové sondě a umožňuje díky pozměněné frekvenci dopplerovskou analýzu přijímaných signálů.[33] Je však třeba počítat s výrazně nižší intenzitou vlnění vracejícího se k sondě po rozptylu, než jakou by mělo UZ vlnění po odrazu od tkáňových rozhraní.[36]

Při zjišťování průtoku krve v cévách se určují dva základní parametry potřebné pro následné zpracování. Prvním parametrem je rozdíl mezi vysílanou a přijímanou frekvencí označovaný jako **dopplerovský frekvenční posuv**. Dopplerovský frekvenční posuv může nabývat kladných i záporných hodnot v závislosti na směru průtoku krve diagnostikovanou cévou. Při toku krve k náběžné hraně sondy je posuv kladný a při pohybu krve od sondy je posuv záporný. Velikost dopplerovského frekvenčního posuvu je úměrná rychlosti toku krve v cévě.[33] Druhým parametrem je úhel mezi osou cévy (směrem průtoku krve) a směrem pohybu ultrazvukových vln označovaný jako **dopplerovský úhel  $\delta$** . [4, 33] Tento úhel by měl být co nejmenší (do  $20^\circ$ ), což je však v mnohých případech nemožné.[49] Při zvětšování úhlu dochází ke zkreslování měřené absolutní rychlosti a je zobrazována vyšší hodnota než hodnota skutečná. Při dopplerovském úhlu rovném  $90^\circ$ , tedy při proudění krve ve směru kolmém na směr šíření UZ vlnění, není možné pohyb krve detekovat.[37] Za mezní hodnotu zkreslení se považuje úhel  $60^\circ$ , při kterém dochází bez využití korekce k vyhodnocení rychlosti jako dvojnásobné oproti skutečné. Pokud není dosaženo úhlu do  $60^\circ$  pouhým přiložením a náklonem sondy, tak je v případě použití běžných lineárních sond možné dodatečně nastavit dopplerovský úhel pomocí elektronického vychylovacího mechanismu uloženého přímo v sondě.[33]

*Pozn.15:* Matematické vyjádření vztahů pro dopplerovská zobrazení je uvedeno v kapitole 1.6.

Nejdříve se pro diagnostiku průtoku krve v cévách používaly ultrasonografy využívající spojitou vlnu (CW nebo CD) a jednalo se o **kontinuální dopplerovské vyšetření**. Využívané kontinuální vlnění není modulováno a sonda s piezoelektrickými měniči musí zajistit současné stálé vysílání i příjem ultrazvukového vlnění. Spojité vlnění pro dopplerovské vyšetření má frekvenci obvykle 4 nebo 8 MHz [4]. Sonda pracující se spojitým vlněním obsahuje dva oddělené piezoelektrické měniče (dvě řady elementárních měničů), kdy jeden slouží jako vysílač a druhý jako přijímač UZ vlnění. Spojité vlnění není možné zacílit do určité hloubky a přesné oblasti. K sondě se vrací odrazy ze všech tkáňových vrstev a struktur, kterými vlnění prochází, než dojde k jeho úplnému útlumu. Pokud je snímána oblast, v které se nachází více cév v různé hloubce od sondy, tak se výsledný záznam skládá z odrazů od všech těchto cév a může dojít k výraznému zkreslení naměřených hodnot. Skutečnost, že není

možné zaměřit kontinuální dopplerovské měření pouze na konkrétní místo (cévu), výrazně omezila jeho používání. V současné době se mohou vyskytovat ultrasonografy využívající spojitého vlnění především v podobě malých přístrojů používaných jen pro orientační zjišťování průtočnosti oběhové soustavy (viz kapitola 5.3.4). Kontinuální dopplerovské vyšetřování je oproti pulznímu vyšetření výhodné v tom, že zaznamatelná rychlost není omezena žádnou limitní hodnotou (viz dále). Proto stále i moderní přístroje nabízejí možnost kontinuálního dopplerovského vyšetření pro měření vysokých průtokových rychlostí. Jedním z možných využití CW je zjišťování pohybu krve v povrchových cévách.[4]



Obr. 20: Princip kontinuální a impulzní dopplerovské diagnostické metody [33, 60, 70, 80]

a) kontinuální dopplerovská metoda, b) impulzní dopplerovská metoda, c) znázornění kurzorů pro impulzní dopplerovské měření

1 – samostatný měnič pro vysílání spojitého UZ vlnění, 2 – samostatný měnič pro příjem spojitého UZ vlnění, 3 – společný měnič pro vysílání a příjem UZ vlnění, 4 – orientační zobrazení vzorkovacího objemu, 5 – kurzor vzorkovacího objemu umístěný v 2D zobrazení v oblasti zjišťování spektrální dopplerovské křivky, 6 – kurzor pro korekci dopplerovského úhlu

V současné době se však pro diagnostiku kardiovaskulárního systému daleko více než spojitého vlnění využívá **vlnění pulzní** neboli přerušované (PW), které je možné realizovat díky modulované nosné vlně.[65] Pro sondy pracující s ultrazvukovými impulzy je typické, že obsahují piezoelektrické měniče, které pracují jako vysílače a zároveň jako přijímače. Časový interval mezi vysláním a příjmem impulsu závisí na hloubce uložení vyšetřované cévy vůči sondě. Při uvažování konstantní rychlosti šíření ultrazvukového vlnění v tkáni mezi sondou a cévou platí mezi časovým intervalem a hloubkou uložení cévy přímá úměrnost. Díky této závislosti je možné se při dopplerovském pulzním vyšetření zaměřit na konkrétní cévu a dokonce lze i zvolit určitou oblast v cévě, z které bude zobrazováno přesné rozložení a průběh

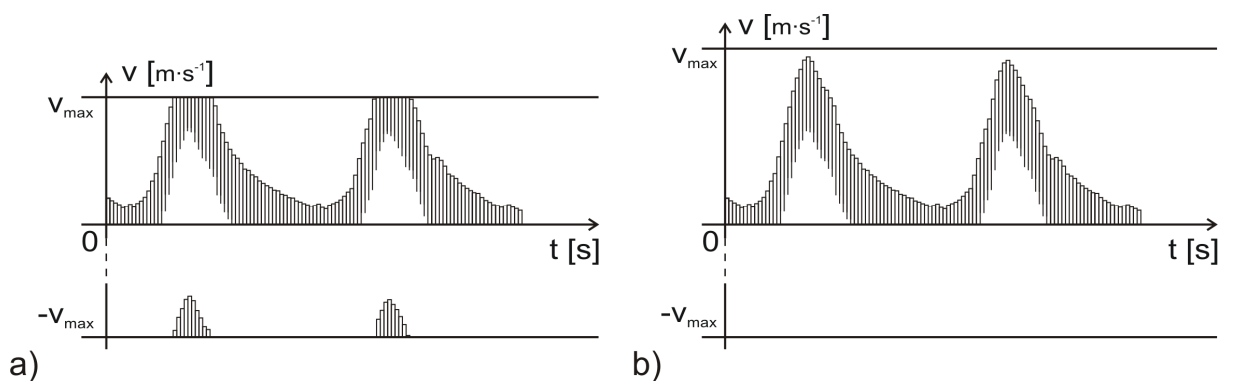
rychlostí krevního toku. Pulzní dopplerovská sonografie se kombinuje s klasickým 2D zobrazením ve stupních šedi. Do okna zobrazení B se umísťuje pole s barevným dopplerovským mapováním toku krve (viz dále), nebo se zde kurzorem definuje oblast pro přesné zjišťování rychlostí (vzorkovací objem). Případně se oba zmíněné nástroje dopplerovské sonografie kombinují se zobrazením B současně.[4]

Odražené vlny jsou detekovány ve stejném směru, v jakém jsou měniči vysílány. Hloubka, v které se zjišťuje při dopplerovské USG rychlost proudění krve, je dána délkou časového intervalu mezi vysláním a přijetím ultrazvukových impulzů. Velikost vzorkovacího objemu v cévě je závislá na délce vysílaných impulzů. Využívané sondy se označují jako **kombinované sondy** a skládají se ze zdroje ultrazvukového vlnění pro klasické zobrazení B (2D) a zdroje impulzně modulované nosné vlny pro zjišťování rychlosti průtoku krve. Měníče pro 2D zobrazení jsou odděleny od měničů pro dopplerovské měření. Systém pro měření dopplerovského posuvu pracuje s frekvencemi přibližně od 2 do 10 MHz (dolní hranice uváděná minimálně 1 MHz [4]).

Samotný rozdíl mezi vysílanou a přijímanou frekvencí nabývá většinou hodnoty spadající do zvukové oblasti a je tedy zaznamenanatelný lidským sluchem. Zvukovou interpretaci toku krve je možné realizovat ve stejné podobě při využití CW i PW.[4] Konkrétně je uváděno, že má člověk možnost slyšet reprodukované frekvenční posuvy odpovídající rychlosti proudění krve v intervalu od  $1 \text{ cm}\cdot\text{s}^{-1}$  do  $5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ . Kombinování tkáňové sonografie ve stupních šedi a dopplerovské sonografie pro hodnocení průtoku krve v cévách se označuje jako duplexní nebo triplexní systém (viz dále) a může být v obou případech doprovázena zvukovým (i stereofonním [4]) signálem.[33]

Při využívání přerušovaných vln je kromě pracovní frekvence důležitá také **pulzní repetiční frekvence** PRF [33], která určuje počet impulzů vyslaných měničem za jednu sekundu. PRF se nastavuje v závislosti na vzdálenosti vyšetřovaného místa (vzorkovacího objemu) a ultrazvukové sondy. Hodnota PRF je dána podílem rychlosti šíření ultrazvuku ve zvoleném prostředí a dvojnásobkem vzdálenosti od vyšetřovaného místa (cévy) k sondě. Nižší hodnota pulzní repetiční frekvence se nastavuje, pokud diagnostikujeme cévu s pomalejším průtokem krve a naopak vyšší hodnota PRF umožňuje monitorovat i rychle proudící krev.[4] Na základě Shannonova-Kotělnikova teorému může dosahovat frekvenční posuv při dopplerovském vyšetření maximálně poloviny pulzní repetiční frekvence. Tato maximální přípustná hodnota, při jejímž překročení dochází ke zkreslení v podobě aliasingu, se označuje jako **Nyquistův limit**. [33]

**Aliasing** neboli vznik frekvenční chyby v důsledku nastavení nízké hodnoty PRF [4] je poměrně častým artefaktem vznikajícím při pulzním dopplerovském vyšetřování.[36] V zobrazení dopplerovské spektrální křivky se projevuje rozložením křivky. Do určité rychlosti proudění krve odpovídající frekvenčnímu posuvu rovnému Nyquistovu limitu se průběh zobrazuje standardně, ale vyšší rychlosti se zobrazují odděleně pod nulovou hladinou (časovou osou), tedy ve zdánlivě opačném směru toku krve. Více názorný je aliasing u barevného mapování krevního toku. V případě barevného mapování platí, že při překročení frekvenčního posuvu odpovídajícího polovině PRF (z něho odvozené rychlosti) dochází v místě překročení limitu k záměně barevné škály mapování pro tok krve k sondě za barevnou škálu mapující tok krve od sondy.[33]



Obr. 21: Znáznornění projevu aliasingu ve spektrální dopplerovské křivce [36, 60]

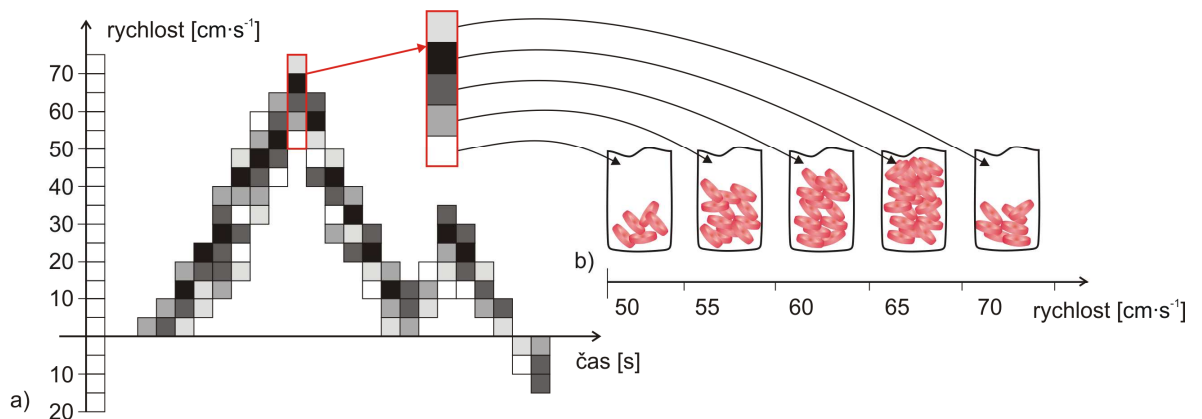
a) vznik aliasingu u spektrální dopplerovské křivky vlivem nízké PRF (ve vrcholech spektrální křivky překročen Nyquistův limit představující polovinu PRF), b) spektrální dopplerovská křivka bez projevu aliasingu (dodržen Nyquistův limit)

Opačným případem než je vznik frekvenční chyby, je vznik prostorové chyby, která vzniká při nastavení neúměrně vysoké pulzní repetiční frekvence vůči pomalému toku krve v cévě. Prostorová chyba znamená, že zvolená PRF odpovídá výrazně vyššímu intervalu rychlostí, než které se v cévě skutečně objevují a při zobrazení se céva jeví jako by v ní nedocházelo k žádnému průtoku. Při využití záznamu spektrální dopplerovské křivky se při velmi vysoké PRF nezobrazí křivka žádná nebo bude mít tvar jen nepatrného zvlnění v oblasti nulové hladiny. Při využití barevného dopplerovského mapování toku krve se v okně pro toto mapování nezobrazí žádná nebo jen velmi nepatrná barevná plocha. Snižováním PRF se začne barevná stopa ve vnitřním prostoru cévy postupně objevovat.[4]



### 6.4.1 Spektrální dopplerovský záznam

Podle principu zobrazování rychlosti proudění krve lze rozlišit dvě základní skupiny dopplerovských zobrazení. Do první skupiny patří zobrazení využívající spektrální dopplerovské křivky tvořené záznamy jednotlivých přijatých impulzů. Takovéto zobrazení se označuje jako spektrální záznam PWD (Pulsed Wave Doppler). Sestavování křivky je synchronizováno s časovou základnou a výsledná křivka tedy tvoří záznam reálného průběhu toku krve v cévě po určitý časový úsek zobrazovaný na monitoru. Rychlost proudění krve se v závislosti na čase mění v souvislosti se srdečním cyklem. Z křivky je možné určit maximální dosaženou rychlost, která představuje amplitudu celého průběhu. Velmi hustě umístěné impulzní čáry mají vzhledem k rozdílným fázovým posuvům rozdílné velikosti. Spojením všech vrcholů (maxim rychlostí) a všech minim rychlostí jednotlivých čar vzniká přibližná celková obálka zobrazovaného průběhu. Spojením maxim se vytvoří horní obálka a spojením minim průběhu dolní obálka. Prostor mezi nulovou hladinou a spojnici minim se označuje jako **spektrální okno**. Do tohoto okna spadají nižší hodnoty rychlostí, než je nejnižší rychlost v diagnostikovaném prostoru v daném čase. Zprůměrováním maximálních hodnot s odpovídajícími minimálními hodnotami získáme střední hodnoty rychlostí. Při využití PWD záznamu není možné zjišťovat rychlost toku krve v celé diagnostikované cévě, ale je nutné v dvourozměrném zobrazení na monitoru přístroje označit kurzorem místo, v kterém nás detailní průběh rychlosti zajímá. **Kurzor** ohraničuje prostor (vzorkovací objem), který je monitorován. Z kurzorem ohraničeného prostoru se zaznamenávají rozdíly mezi frekvencemi impulzů do tohoto prostoru vysílanými a z tohoto prostoru přijímanými (frekvenční posuvy) a dochází k jejich přepočítání na rychlosti. Vzorky jednotlivých rychlostí jsou synchronizovány s časovou základnou a vytváří výslednou dopplerovskou křivku. Pokud mají frekvenční posuvy kladnou hodnotu (sonda skloněna ve směru proudění), tak se zobrazují nad nulovou (bazální) hladinou představující časovou osu. Záporné hodnoty se v základním nastavení zobrazují pod osu. V některých případech, kdy není např. potřeba odlišovat tepny a žíly a nezáleží tudíž na skutečném směru toku krve, se může při vyhodnocování záporných frekvenčních posuvů provést inverze (zobrazování záporných hodnot nad nulovou hladinou). Spektrální záznam je možné doplnit tabulkou, ve které jsou zaznamenány přesné hodnoty rychlostí v požadovaných bodech spektrální dopplerovské křivky. Současné zobrazení dvourozměrného obrazu ve stupních šedi a spektrální křivky pro zvolené místo cévy (zobrazení B a PWD) se označuje jako **duplexní zobrazení** a je využíváno od roku 1980.[33]



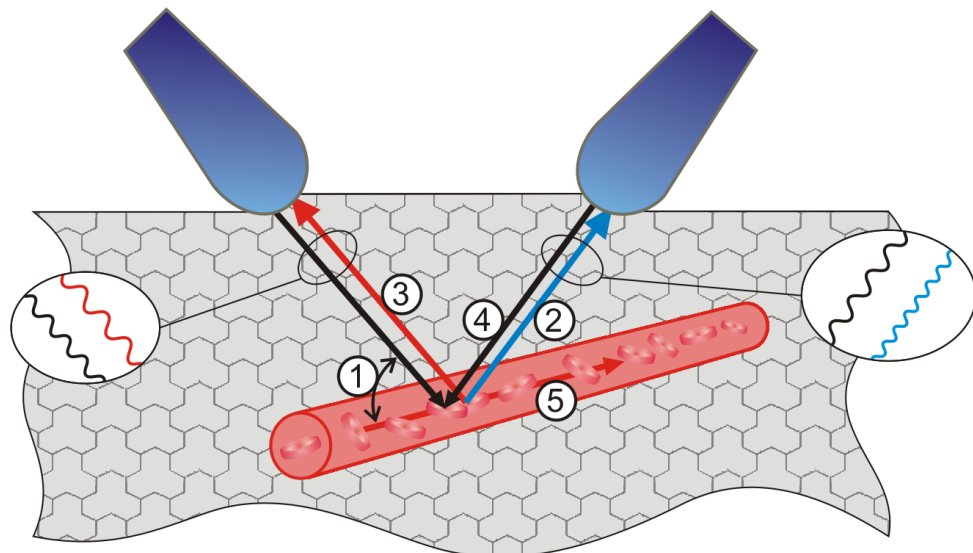
Obr. 22: Zjednodušená analýza spektra rychlostí při dopplerovském vyšetření [50]  
 a) spektrální dopplerovská křivka vzorkovaná podle přibližného výskytu jednotlivých rychlostí ve vzorkovacím objemu v daném čase, b) názorné rozdělení červených krvinek vyskytujících se ve vzorkovacím objemu ve zvoleném okamžiku podle rychlosti jejich pohybu cévou

### 6.4.2 Barevná dopplerovská zobrazení

Do druhé skupiny využívaných dopplerovských zobrazování patří **barevné mapování** CFM (Color Flow Mapping). Barevné mapování toku krve se provádí v reálném čase přímo v okně dvourozměrného obrazu ve stupních šedi. V podstatě se jedná o překrytí obrazu ve stupních šedi v oblasti vnitřního prostoru cév vyplněného proudící krví barevným obrazem vycházejícím z dopplerovského měření rychlostí. CFM obraz je většinou ohraničen rámečkem a je možné ho umístit jen do určité části zobrazení B ve stupních šedi. Stejně tak jako při spektrálním záznamu je při barevném mapování využíván kurzor. Natáčením části kurzoru lze provádět korekci dopplerovského úhlu. Špatné nastavení dopplerovského úhlu může mít kromě zkreslení rychlosti toku krve také velký vliv na zkreslení barevného zobrazení, kdy může dojít i k záměně tepny za žílu. Při využití barevného mapování je zobrazovaný obraz doplněn barevnou škálou (Color Bar) obsahující barvy vyskytující se v obraze. Nejčastěji se používá **kombinace červené a modré barvy** (standardní barevná mapa [49]), kdy se průtok krve ve směru náklonu sondy (tok k sondě) zobrazuje odstínem červené a průtok krve proti směru sondy (tok od sondy) odstínem modré.[49] Konkrétní odstín barvy znamená rychlost průtoku krve v daném místě s tím, že světlejší odstíny znamenají vyšší rychlost (větší frekvenční posuv). Jednoznačně lze odlišit tok krve ve směru k náběžné hraně sondy a od sondy v případě laminárního proudění. Pokud v cévách vzniká turbulentní proudění, tak dochází k přímému styku míst s odstíny modré a červené a k jejich mísení. Na základě mírné změny pulzní repetiční frekvence je možné měnit odstíny barvy toku krve. Při vyšší PRF bude stejná rychlost zobrazena tmavším odstínem než při nižší PRF. Musíme si však dát pozor, aby

nedošlo ke vzniku frekvenční nebo prostorové chyby [4]. Metoda barevného mapování záznamu je výhodná spíše při přehledové diagnostice rozsáhlejšího krevního řečiště, kdy postačuje zjistit přibližné střední rychlosti dle barevné škály. Velkou výhodou této metody je její názornost.[33]

V případě potřeby není u moderních ultrasonografů problém na monitoru zobrazit barevné mapování toku krve překryté přes 2D obraz ve stupních šedi (zobrazení B) společně s doplňujícím spektrálním záznamem (pod 2D obrazem) ze zvoleného místa diagnostikované cévy označeného v 2D obrazu kurzorem. Popsané zobrazení všech tří nástrojů pro diagnostiku cév jedním přístrojem se uplatňuje od roku 1984 a označuje se jako **triplexní zobrazení**. Samotné spojení dvourozměrného zobrazení ve stupních šedi s barevným mapováním krevního toku (zobrazení B a CFM) představuje duplexní zobrazení [4]. Pro odlišení od duplexního zobrazení sdružujícího zobrazení B a PWD se toto duplexní zobrazení nazývá barevné.[33]



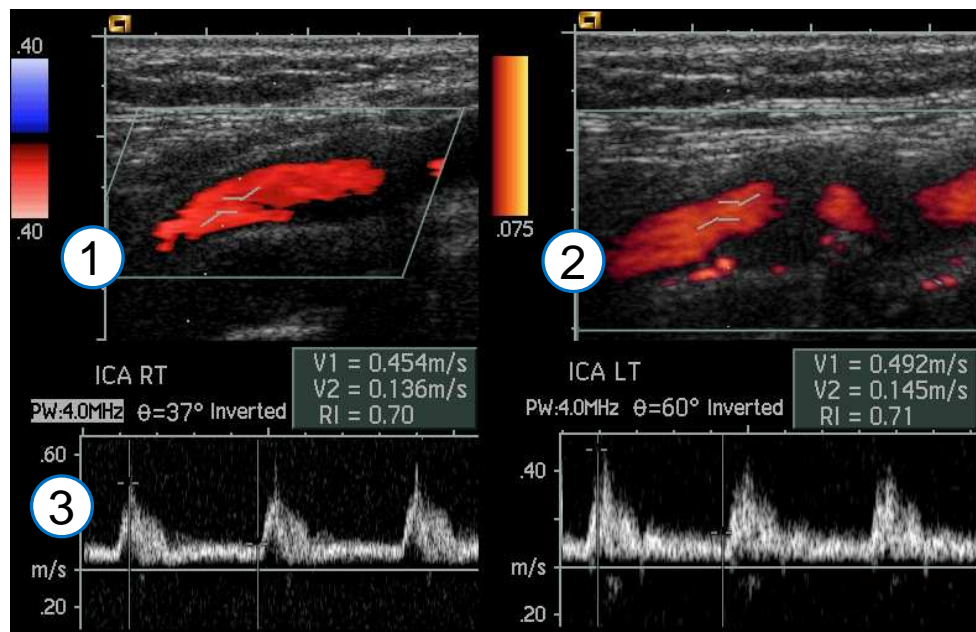
Obr. 23: Princip dopplerovského vyšetření, vytvořeno dle [33]

1 – úhel  $\delta$  svíraný osou cévy a svazkem vysílaného vlnění, 2 – odražené vlnění při pohybu krve k sondě s frekvencí  $f_{p2}$  (vyšší než  $f_v$ ), 3 – odražené vlnění při pohybu krve od sondy s frekvencí  $f_{p1}$  (nižší než  $f_v$ ), 4 – vlnění vysílané s frekvencí  $f_v$ , 5 – směr toku krve v cévě

Moderní zobrazovací metodou při zjišťování průtoku krve je **barevný záznam dopplerovské energie CDE** (Color Doppler Energy) nebo **silový Doppler PD** (Power Doppler). Případně je také možné se setkat s označením CPA (Color Power Angio) [4], které charakterizuje častou aplikaci této zobrazovací metody při ultrazvukové angiografii.[37] Tento záznam umožňuje využít celé energetické spektrum používaných impulzů převedené pro možnost zobrazení do škály barev nejčastěji od tmavě červené do žluté. Barva z barevné škály je volena pro daný odraz ultrazvukového impulzu dle jeho intenzity a nezohledňuje se

frekvenční posuv vůči impulsu vyslanému. Při zobrazení dopplerovské energie nedochází z principu k rozlišování směru toku krve a neurčují se ani hodnoty rychlostí, ale mapuje se množství erytrocytů pohybujících se cévou, od kterých se ultrazvukové vlnění odráží [4]. Nedochází k vyhodnocování frekvenčních posuvů, ale k zaznamenávání amplitud odraženého vlnění, které závisí na množství erytrocytů v měřícím objemu. V podstatě lze říci, že Power Doppler „poskytuje informace o energii pohybu krvinek“ [49]. Pomocí záznamu dopplerovské energie je možné zaznamenat pohyb krve odpovídající velmi nízkým rychlostem, čehož se s výhodou využívá při zjišťování i menší prokrvenosti orgánů a okolních tkání [4]. Power Doppler se používá v gynekologii a např. při vyšetřování krevního zásobení ledvin, jater a prostaty [49]. Barevný záznam energie toku je výhodnou zobrazovací metodou také proto, že se neuvažuje vznik aliasingu a je tak možné věrně zobrazovat i vysoké rychlosti [37]. [33]

Posledním zástupcem dopplerovských zobrazení je **tkáňový Doppler TD**, který lze také označit za barevné dopplerovské zobrazení tkání TDI (Tissue Doppler Imaging) Toto zobrazení se používá pro barevné odlišení pohybujících se tkání. Umožňuje stejně jako CFM hodnocení směru a rychlosti pohybu. [49] TDI nachází uplatnění např. při monitorování pohybu cévní stěny a okolních struktur u velkých cév v průběhu srdečního cyklu. Zaznamenané rychlosti pohybu struktur mohou být jen několik  $\text{mm}\cdot\text{s}^{-1}$ . [60]



Obr. 24: Příklad výstupu dopplerovského vyšetření na monitoru (převzato z [33, obr. 8.08c])

(diagnostika atrofie mozku – podélný řez vnitřními karotidami)

1 – barevné mapování toku krve, 2 – energetické dopplerovské zobrazení, 3 – spektrální dopplerovská křivka

## 6.5 Speciální zobrazovací metody

Za velmi důležitou zobrazovací metodu lze považovat **harmonické zobrazení tkání THI** (Tissue Harmonic Imaging) nebo také jen harmonické zobrazení HI. Tato zobrazovací metoda (systém snímání tkání) je od ostatních zobrazovacích metod odlišná tím, že místo odrazů vlnění o základních frekvencích vyhodnocuje vlnění s vyššími harmonickými frekvencemi označované jako harmonické tóny. Vyšší harmonické složky vlnění vznikají při průchodu prostředím běžně, ale v rámci dosud popsaných zobrazovacích metod se jejich vyhodnocování nevyužívá. Harmonické tóny nebo také harmonické oscilace šířící se prostředím mají frekvence, které jsou celočíselnými násobky frekvencí základních [7] a dochází u nich k posunu celé frekvenční oblasti k vyšším hodnotám. S nárůstem frekvence je spojeno zkrácení vlnové délky vlnění harmonického oproti základnímu. Harmonické vlnění vykazuje významně nižší intenzitu než vlnění základní. Specifické pro harmonické vlnění je, že vzniká ve větší míře s rostoucí vzdáleností od sondy. V oblasti přiložení sondy a v malé hloubce tedy vzniká obvykle jen v zanedbatelné míře a při zobrazení odraženého harmonického vlnění je obraz méně zkreslen rozptylem vlnění ve vrchních vrstvách tkání než obraz vytvořený na základě registrovaných ech základních.[7]

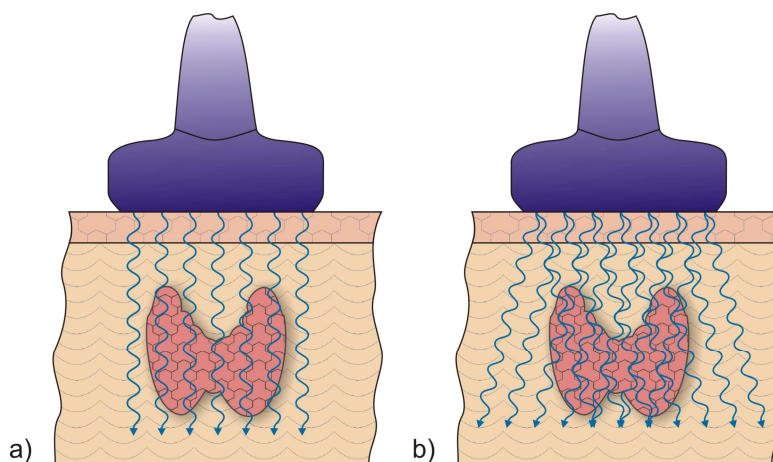
Vznik harmonického vlnění vychází již ze samotného principu šíření ultrazvukových vln látkovým prostředím, kdy dochází při přenosu energie vlnění ke zhušťování (kompresi) a zředování (relaxaci) látkového prostředí. Při zhušťování prostředí rychlost šíření vlnění roste a naopak při zředování klesá a dochází tak k narušení konstantní rychlosti šíření (nelineární šíření UZ impulzů [81]). Odchyly rychlostí se projeví právě vznikem harmonických vln o rozdílných frekvencích. Tím, jak vlnění proniká do větší hloubky od sondy, stále narůstá suma fází zhušťování a zředování prostředí a vznikají více harmonické vlny s rozdílnými frekvencemi a roste tedy i jejich intenzita. Tento nárůst však není neomezený a v určité hloubce se začne výrazněji projevovat absorpce způsobující útlum (klesá intenzita). V dnešní době se jako jedna z metod používá harmonické zobrazení využívající pouze vlnění o frekvenci dvojnásobné, než je frekvence základní. Vysláno může být např. vlnění o základní frekvenci 3 MHz a pro vytváření obrazu z vyšetřované části je sondou registrováno vlnění o frekvenci 6 MHz.[7, 81] Více o harmonických zobrazovacích metodách je možné se dozvědět z informačních zdrojů [82, 83, 84].

Mezi moderní zobrazovací metody patří **panoramatické zobrazení** (např. SieScape<sup>TM</sup> Panoramic Imaging [85, 86]). Jedná se o metodu zobrazování dlouhých útvarů a pořizování záznamů s širokým zobrazovacím úhlem. Výsledný obraz se skládá v reálném čase z jednotlivých úseků nasnímaných pohybující se sondou a na monitoru se zobrazí jako spojitý

(kontinuální). Panoramatický záznam vychází ze zobrazení B. Při správném vedení sondy mohou vzniklé panoramatické snímky zobrazovat přehledně kompletní řez orgány v břišní dutině, celý lidský plod i s jeho vyvíjejícími se orgány nebo dlouhý úsek vybrané cévy. Někdy se také uvádí uplatnění při vyšetřování muskuloskeletární (svalově-kosterní [26]) soustavy se zaměřením na hodnocení šlach a stavu kloubních pouzder, kterým se obecně zabývá ortopedie (obrazová dokumentace viz [87]).[85, 88] USG je využívána i pro monitorování kyčlí novorozenců.[51] Pro lepší názornost a přehled o pohybu sondy se obvykle zobrazuje ve vytvářeném panoramatickém záznamu aktuální poloha sondy (oblast, z které jsou aktuálně přijímána echa) rámečkem. Tento rámeček se posouvá a otáčí v závislosti na dráze sondy [88]. [7] U přístroje Voluson<sup>®</sup> E8 se tento typ zobrazení označuje jako **rozšířené zobrazení XTD**, které umožňuje vytvořit z jednotlivých nasnímaných obrazů výsledný obraz. Při snímání je důležité, aby lékař pohyboval sondou pokud možno plynule v jedné rovině a dodržoval ideální rychlost pohybu (přibližně  $2 \text{ cm}\cdot\text{s}^{-1}$ ) v závislosti na rychlosti ukládání dílčích snímků. Vzhledem k technice vytváření výsledného obrazu nemusí být rozšířené zobrazení XTD vždy přesné a může docházet k nežádoucím deformacím snímané tkáně vlivem nerovnoměrného pohybu sondy.[49]

Jako velmi perspektivní se jeví **metoda prostorového sdružování** (slučování) obrazů, označovaná jako Spatial Compounding. Prostorové slučování se ideálně provádí v reálném čase. Tato metoda začleňuje nástroje SonoCT, SieClear [89, 90] a další, která umožňují vytvářet výsledný zobrazovaný záznam složením obrazů pořízených nasnímáním vyšetřované oblasti z více úhlů (obr. 25). Záznam sestavený z více snímků podává kvalitnější a přesnější informace o vyšetřované tkáni. Díky prostorovému slučování obrazů lze do určité míry eliminovat vznik nežádoucích artefaktů, které při běžném snímání pod jedním úhlem mohou překrýt část tkáně, kterou je potřeba vyšetřit. V literatuře [7] se udává, že je možné skládat obrazy získané snímáním až z devíti rozdílných úhlů. U moderního přístroje Voluson<sup>®</sup> E8 je možné využít zobrazení složeného z 3, 5, 7, 9 nebo maximálně 11 obrazů nasnímaných v různých úhlech a dosáhnout tak výrazného zvýšení rozlišení. U zmíněného přístroje se funkce složeného zobrazení označuje jako XBeam CRI.[49] Snímek ve dvourozměrném zobrazení vytvořený na základě ech přijímaných pod určitým úhlem představuje jednoduchý řez tkáněmi. Při využití zmiňované metody dojde tedy ke sloučení několika řezů a vytvoření jednoho komplexního, který co nejdříve popisuje vyšetřovanou oblast. Touto metodou lze zvýraznit i velmi tenké předměty zaváděné do lidského těla a tedy i dosáhnout přesnějšího směřování do daného místa. Pod ultrasonografickou kontrolou s využitím prostorového sdružování je vhodné provádět odebírání vzorků tkáně (biopsie) z menších útvarů

podezřelých ze zhoubného rakovinového bujení např. v prsu. Poměrně složitou strukturu protkanou cévami mají játra a podrobné zobrazení je při jejich vyšetřování velkou výhodou stejně tak jako při vyšetřování svalově-kosterní soustavy nebo lidského plodu. Téměř dokonalých výsledků se dosahuje uplatněním skládání výsledného záznamu z více řezů nasnímaných pod rozdílným úhlem při harmonickém zobrazování tkání.[7]



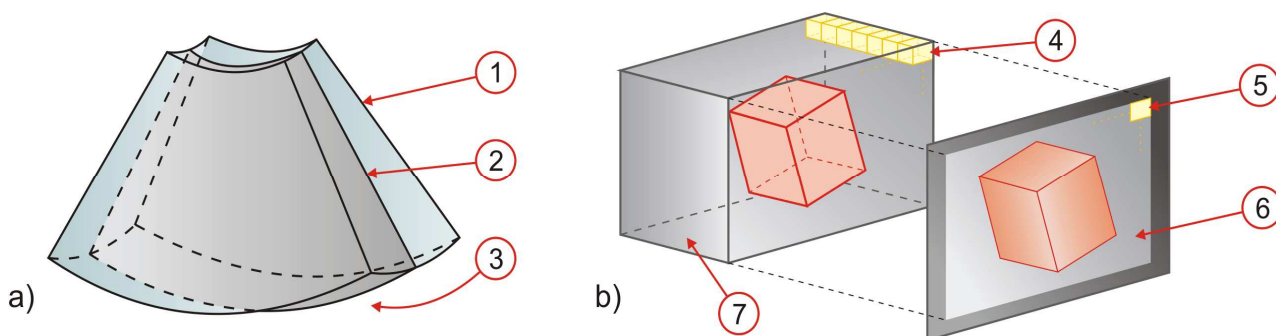
Obr. 25: Porovnání běžného snímání a snímání pod více úhly [7]  
 a) vytvoření výsledného záznamu z jednoho řezu, b) vytvoření výsledného záznamu prostorovým sdružením více řezů nasnímaných pod rozdílnými úhly

## 6.6 3D/4D mapování (objemový režim)

Stále více se rozvíjející vyšetřovací metodou je trojrozměrné mapování. Pro 3D/4D zobrazení se k přístroji připojuje speciální **volumetrická sonda** a v počítačové jednotce přístroje musí být nainstalovaný software pro zpracování signálů z této sondy. Volumetrická sonda se někdy také nazývá objemová a její název je odvozen od zobrazovaných objemových (3D) elementů, které se označují jako **voxely**. [91] Toto pojmenování prvků trojrozměrného obrazu je vytvořeno jako zkratkové slovo z anglického překladu pojmu objemový element (Volumetric Element). Jen pro doplnění uvedu, že při dvourozměrném zobrazení (zobrazení B) jsou registrovaná echa v závislosti na vzdálenosti jejich odrazu od sondy a intenzitě interpretovány na monitoru jako pixely neboli obrazové elementy (Picture Element). Aby bylo možné interpretovat objemové zobrazení na monitoru, tak je potřeba transformovat informace uložené ve voxlech na dvourozměrné pixely. Při zobrazení ve stupních šedi se z voxelu vypočítává hodnota jasu pro odpovídající pixel podél příslušné projekční dráhy daného objemu. [49] V případě barevného mapování je přepočítání ještě obtížnější a to především z hlediska potřebného výpočetního výkonu přístroje. Vytváření obrazu na monitoru lze považovat za interaktivní vizualizaci, protože každá změna nastavení (např.

změna úhlu pohledu) provedená vyšetřujícím lékařem se okamžitě projevuje. Nejdříve se většinou zobrazuje náhled s nižším rozlišením a až když se již neuskuteční žádná úprava, tak se obraz na monitoru vykreslí v plném rozlišení.[49]

Pro vytvoření prostorového záběru dané oblasti je nejdříve potřeba provést její nasnímání (skenování), představující vytvoření množiny po sobě následujících 2D obrazů. Za výchozí 2D obraz se při modelaci považuje obraz umístění uprostřed nasnímané oblasti a označuje se jako centrální 2D sken. U přístroje Voluson<sup>®</sup> E8 jsou pro vytvoření 3D záznamu k dispozici základní režimy „*statické 3D roviny řezu a statické 3D vizualizace*“[49]. V průběhu snímání pro režim 3D zobrazení se sondou nepohybuje. V případě zobrazení 4D je pohyb sondy umožněn. Celá skenovaná oblast je umístěna v objemovém rámečku (VOL Box), který je možné plynule zvětšovat a zmenšovat. Oblast skenovaná v určitém okamžiku se často označuje také jako zájmová oblast ROI (Region of Interest).[49]



Obr. 26: Princip snímání a interpretace dat v 3D režimu [49]

- a) objem nasnímaný 3D/4D sondou (v tomto případě abdominální sondou určenou pro diagnostiku břišní oblasti), b) vizualizace objemových dat  
 1 – první snímání 2D obraz, 2 – centrální 2D obraz, 3 – rozsah objemového rámečku (objemový rámeček vymezený hloubkou, rozsahem a úhlem), 4 – voxel nasnímaného objemu, 5 – pixel záznamu na monitoru, 6 – zobrazovací monitor, 7 – množina nasnímaných objemových dat (voxelů)

Užitečný nástroj při diagnostikování složitých tkáňových struktur představuje **tomografické ultrazvukové zobrazení TUI** umožňující zobrazovat skupinu paralelních řezů nasnímaného objemu. Princip režimu TUI lze přirovnat k počítačové tomografii (CT) nebo magnetické rezonanci (MRI) a v některých případech může díky tomuto režimu USG pro člověka více zatěžující CT nebo MRI alespoň částečně nahradit. Jedná se však o poměrně nový vizualizační režim, který umožňují jen nejmodernější přístroje (např. Voluson<sup>®</sup> E8). Při vytváření skupiny rovnoběžných řezů je možné nastavit počet a vzájemnou vzdálenost jednotlivých řezných rovin. Skupinu vytvořených řezů je možné zobrazit na monitoru v šachovnicovém poli.[49]



Kromě vytváření řezů v libovolné části nasnímaného objemu je možná a často využívána 3D vizualizace kompletního ohraničeného objemu (renderování). S vizualizovaným objemem je možné otáčet kolem všech tří os souřadného systému. Toto 3D zobrazení je typické především pro diagnostiku lidského plodu. Moderní ultrazvukové přístroje umožňují automatické vytvoření sekvence pohledů nasnímaného objemu z různých pozorovacích úhlů. Krok charakterizovaný úhlem mezi dvěma sousedními pohledy se pohybuje v řádu jednotek stupňů. Následným sloučením a softwarovou úpravou těchto pohledů vzniká rotující 3D objekt (např. lidský plod). Kromě rotujícího objektu je možné realizovat i záznam vytvořený plynulým posouváním vizualizačního rámečku nasnímaným objemem. Takto se popisuje záznam translačního pohybu, u něhož se velikost kroku vyjadřuje přibližně v jednotkách milimetrů. V rámci vizualizovaného záznamu je možné také provádět měření vzdáleností a ploch.[49]

Při 4D zobrazování v reálném čase probíhá kontinuální snímání objemových dat současně s vizualizací.[49] V tomto zobrazovacím režimu je oblast snímání objemových dat ohraničená objemovým rámečkem shodná s oblastí, v které probíhá vizualizace. Tato skutečnost znamená, že veškeré nasnímané informace jsou použity pro věrnou vizualizaci téměř v reálném čase. Např. vizualizovaný lidský plod se může při přehrávání záznamu na monitoru přirozeně pohybovat a kopírovat tak s minimálním časovým zpožděním pohybu skutečného plodu nacházejícího se v děloze vyšetřované ženy.[49]

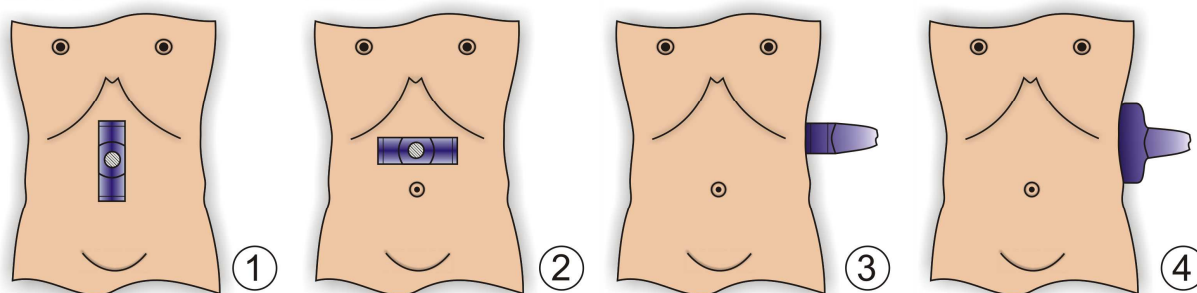
*Pozn.16:* Další informace o 3D/4D zobrazení jsou uvedeny v Příloze VII.

## 7 Specifikace pro jednotlivé obory medicíny

Ultrazvuková diagnostika se v dnešní době využívá v řadě lékařských oborů, mezi které patří kardiologie, angiologie [4, 33], gynekologie a porodnictví, vyšetřování orgánů uložených v břišní dutině, endokrinologie, ORL, oftalmologie, urologie, pediatrie, neurologii a ortopedie. Pediatrie (dětské lékařství) zahrnuje neonatologii zaměřenou na novorozence. Vyšetřování orgánů uložených v břišní dutině (abdominální uložení [26]) slučuje gastroenterologii zabývající se např. játry, žlučníkem a pankreatem (slinivka břišní), nefrologii zabývající se ledvinami a především kvůli diagnostice močového měchýře i urologii.[92] USG se v urologii dále používá u mužů pro vyšetřování varlat a prostaty.[93]

Mezi orgány uložené v dutině břišní, které je možné vyšetřovat ultrazvukem, tedy patří ledviny, nadledviny, žaludek, slezina, pankreas, žlučník, játra a močový měchýř. Diagnostika

se provádí umístěním a pohybem vhodně zvolené sondy v podélném i příčném směru v místě vyšetřovaného orgánu. Při vyšetřování některých orgánů se využívá i bočního podélného nebo příčného umístění sondy. Snímání bočních podélných řezů se používá při vyšetřování ledvin, nadledvin, sleziny a pankreatu. Snímání bočních příčných řezů je využíváno při vyšetřování ledvin, sleziny a pankreatu. Při vyšetření lékař zjišťuje případné abnormality jednotlivých orgánů, které porovnává s normálními sonografickými rozměry.[93] Všeobecně lze hodnotit možnou degeneraci stavebních struktur, tvarové nepravidelnosti, ukládání tukové a vazivové tkáně, záněty nebo např. i některé typy nádorů.[94] Pomocí ultrazvukového vyšetření se také diagnostikují ledvinové a žlučnickové kameny.[94] Pro vyšetřování orgánů uložených v břišní dutině se běžně používají sondy s pracovní frekvencí 3 až 5 MHz.[37] Podrobněji jsou dále zmíněny jen obory medicíny, o kterých jsem měl možnost se dozvědět více přímo



Obr. 27: Roviny řezů při základních polohách sondy, vytvořeno dle [93]

1 – podélný řez, 2 – příčný řez, 3 – boční příčný řez, 4 – boční podélný řez  
v lékařských zařízeních od odborníků v daném oboru.

Pozn.17: V Příloze X jsou navíc popsány základní charakteristiky velmi zajímavého oboru kardiologie.

## 7.1 Gynekologie a porodnictví

V gynekologii a porodnictví se ultrazvuková diagnostika využívá velmi dlouho. Do oblasti gynekologie patří např. vyšetřování dělohy nebo vaječníků a do oblasti porodnictví patří především monitorování lidského plodu (biometrie plodu, měření dlouhých kostí, odhad hmotnosti, kardiologie plodu). Vyšetřování se v tomto oboru medicíny nejčastěji vykonává sondou přiloženou na kůži v břišní oblasti (transabdominální diagnostika) nebo pomocí transvaginální sondy (transvaginální diagnostika). Pro transabdominální diagnostiku se používá sektorová nebo konvexní sonda obvykle s pracovní frekvencí v intervalu od 3,5 do 5 MHz. Sondy tedy využívají nižší až střední pracovní frekvence a umožňují tak získávání zobrazitelných odrazů z potřebné větší hloubky (účinný dosah 15 až 20 cm [37]). Podrobnější informace o hloubce průniku používaných sond lze nalézt v Příloze VIII. Sondy pro

transabdominální diagnostiku fungující ve zmíněném rozsahu frekvencí někdy neposkytují při vyšetřování hlouběji uložených struktur dostatečnou rozlišovací schopnost. Navíc mohou v obraze vznikat akustické stíny, které jsou způsobené např. obezitou nebo plynatostí.[37] Pro zkvalitnění zobrazení některých struktur se v současné době poměrně často využívá transvaginální diagnostika. Svůj význam získala především díky tomu, že umožňuje monitorovat struktury vyšetřované v gynekologii z menší vzdálenosti. Vzhledem k menší vzdálenosti sondy od vyšetřovaných struktur, je možné využít sondy s vyššími pracovními frekvencemi. Transvaginální sondy pracují s frekvencemi nacházejícími se v rozmezí přibližně od 5 do 10 MHz.[37] Oproti transabdominálnímu vyšetřování je možné dosáhnout vyšší rozlišovací schopnosti právě díky využívání vyšších frekvencí a díky eliminaci vlivu kůže a podkožních (tukových) tkání.[37]

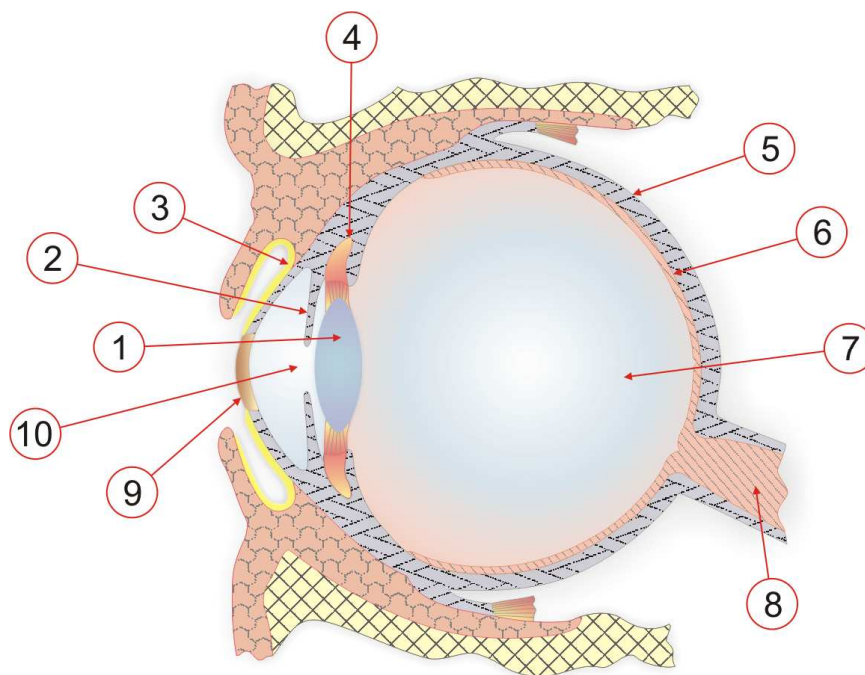
USG představuje vyšetřovací metodu, kterou je možné šetrně a bez rizika ovlivnění vývoje monitorovat lidský plod. Vzhledem k principu USG je plod obklopený plodovou vodou v uzavřeném prostoru dělohy velmi dobře diagnostikovatelný. Mezi sondou a lidským plodem se obvykle nenachází žádné výraznější překážky a UZ vlnění se mezi sondou a oblastí nacházející se v blízkosti břišní stěny šíří velmi dobře.[37] V právě zmiňovaném oboru medicíny se poměrně běžně používají i dopplerovská zobrazení. Nachází zde využití energetický Doppler umožňující sledování i velmi pomalého pohybu krve v cévách. Konkrétně se používá pro monitorování krevního oběhu placenty.[49] Díky dopplerovské flowmetrii v porodnictví [95, str. 145] označované také jako prenatální dopplerometrie [96], je možné analyzovat funkčnost krevního oběhu lidského plodu v děloze a vyhodnotit, zda dochází k jeho dostatečnému vyživování. Pro hodnocení krevního toku se používají indexy (PI, RI) zmíněné v Příloze X. Zvýšené hodnoty indexů svědčí o problému v oběhové soustavě plodu. V porodnictví také nachází uplatnění zobrazení M, které je možné využít při měření tepové frekvence plodu (FHR).[49, 95]

Pro obor gynekologie a porodnictví je typické 3D zobrazení. Nejčastěji se využívá pro monitorování lidského plodu. Výhody trojrozměrného obrazu jsou především v možnosti detailně vyšetřit plod ve všech rovinách a docílit tak vyšší pravděpodobnosti odhalení veškerých vývojových vad. Velká pozornost je při odhalování vývojových vad věnována oblasti obličeje plodu, kde mohou vznikat velmi problematické rozštěpy [7]. 3D sonografie je samozřejmě primárně vyšetřovací metodou, ale umožňuje i velmi autentický pohled na plod samotnou matkou (výraz obličeje plodu).[7]

*Pozn.18:* Obrazová dokumentace z vyšetření pořízená přístrojem Voluson® E8 je uvedena v Příloze II.

## 7.2 Oftalmologie

V oftalmologii se USG používá k vyšetřování, která jsou většinou předoperační. Ultrasonografy využívající zobrazení A se používají při pachymetrii a biometrii oka (metrická vyšetření). Navazujícími zákroky může být chirurgický zákrok na rohovce nebo chirurgické odstranění šedého zákalu (katarakta) s implantací nitrooční čočky o správně vypočítané dioptrické hodnotě. Správná dioptrická hodnota čočky se zjistí z naměřené hodnoty axiální délky bulbu (oční koule). Při zobrazení A se přikládá sonda přímo na rohovku. V oftalmologii se používají i přístroje, které využívají zobrazení B k diagnostice struktury nitroočních tkání. Kromě samotného očního bulbu lze pomocí zobrazení B zjišťovat strukturu a hledat abnormality prostoru mezi očním bulbem a orbitou (kostěná schránka oka). Mezi nejčastější nálezy při diagnostice prostoru orbity a bulbu patří nádory, zákal ve sklivci, cizí nitrooční tělíska nebo odchlípení sítnice. Velice důležité je využití zobrazení B při vyšetřování bulbů s neprůhledným optickým prostředím (zakalená čočka, sklivcové zákal), které nelze vyšetřovat jinou metodou než ultrasonografií. Při zobrazení B se sonda přikládá na oční víčko, což znamená, že pacient musí mít při vyšetření zavřené oko.[97, str. 46,47], [54, 65]



Obr. 28: Schematický náčrt stavby oka [98]

1 – čočka, 2 – duhovka, 3 – spojivka, 4 – řasnaté tělísko, 5 – bělma a cévnatka, 6 – sítnice, 7 – sklivce, 8 – zrakový nerv, 9 – rohovka, 10 – zornice

Využívané sondy pracují běžně s frekvencemi od 8 do 20 MHz, přičemž frekvence vyšší než 12 MHz se používají při měření tloušťky rohovky nebo pro určitá měření vzdáleností nitroočních tkání. Na trhu jsou dokonce dostupné pachymetry (stolní i kompaktní ruční)

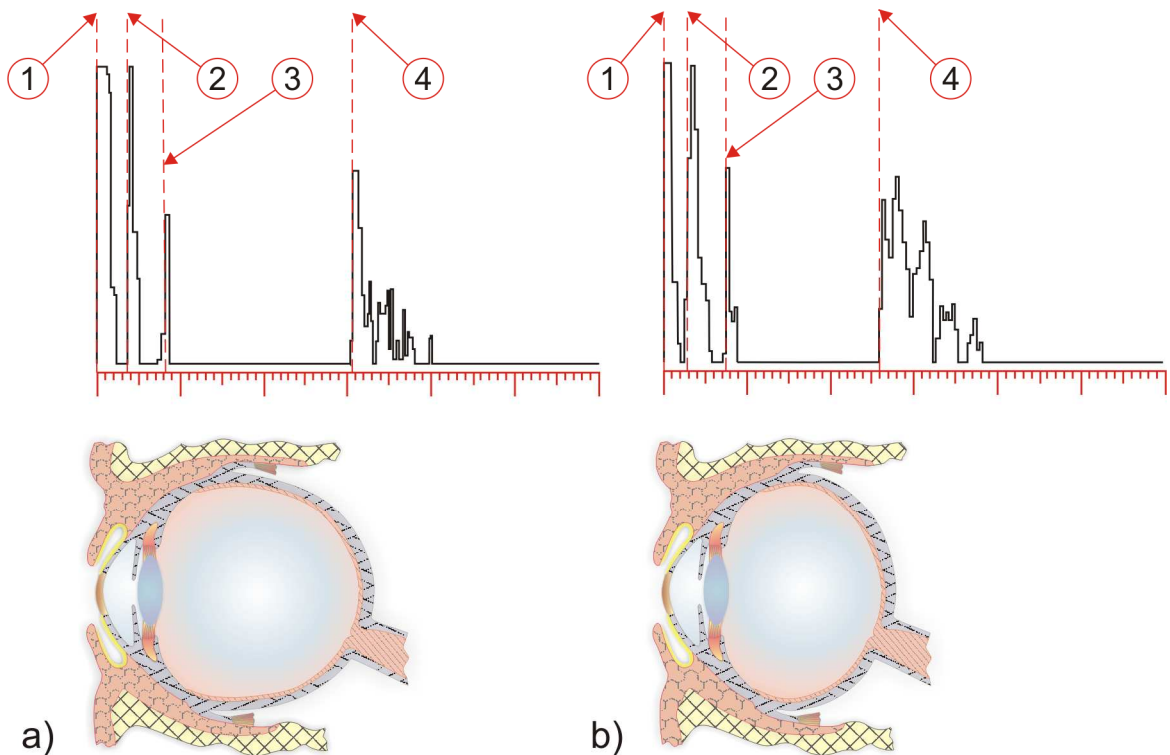
s pracovními frekvencemi 65 MHz [69]. Takto vysoké frekvence (krátké vlnové délky) se používají kvůli dosažení co nejpřesnějších výsledků při hodnocení struktur s velmi malými rozměry (průměrná tloušťka rohovky je 550  $\mu\text{m}$ ). Při diagnostice využívající zobrazení B se používají i speciální sondy pro provádění ultrazvukové biomikroskopie předního očního segmentu, které mají pracovní frekvenci 48 MHz [62], ale i vyšší. Ultrazvukové vlny prochází očním bulbem ve směru optické osy a jsou odráženy na zakřiveném rozhraní. Je důležité, aby docházelo k co nejmenšímu zkreslení získaného obrazu šikmými odrazy, a proto je velmi důležité zajistit dostatečnou fokusaci svazku UZ vlnění (zaostření do co nejužší oblasti). V poslední době se objevují sondy pro zobrazení B, které lze připojit přes rozhraní USB k libovolnému počítači s konfigurací potřebnou pro fungování vyhodnocovacího softwaru. Také se lze na trhu setkat s kombinovanými ultrazvukovými přístroji pro oftalmologii, které umožňují pachymetrii, zjišťování celkové biometrie oka (zobrazení A) i dvourozměrné zobrazení. K takovýmto přístrojům je možné připojit více druhů UZ sond s různými pracovními frekvencemi dle použití [99].

Rychlost šíření ultrazvukových vln v očním bulbu a v orbitě závisí hlavně na struktuře a elasticitě jednotlivých očních tkání. V očním bulbu rozlišujeme čtyři akustická rozhraní, mezi které patří rozhraní rohovka a komorová voda, komorová voda a čočka, čočka a sklivec, sklivec a sítnice. Poté ještě existuje rozhraní mezi bělímou a retrobulbární tkání, která se nachází mezi očním bulbem a kostěnou schránkou oka. V rohovce se ultrazvukové vlny šíří rychlostí  $1620 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ , v komorové vodě a ve sklivci rychlostí  $1532 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ , v čočce rychlostí  $1641 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ . [54]

### 7.2.1 Celková biometrie oka

Při celkové biometrii oka se zjišťují parametry potřebné pro výpočet optické mohutnosti (dioptrické hodnoty) umělé intraokulární čočky (IOL). Umělá čočka se vkládá do pouzdra původní čočky, z které je odstraněn zakalený obsah. Umělá čočka se do pouzdra zachycuje fixujícími nožkami (haptiky). Je velmi důležité provést měření správně, protože nesprávný výpočet IOL by mohl znamenat trvalé zhoršené vidění pacienta i po operaci katarakty. [100] Před tím, než je možné uskutečnit ultrazvukové biometrické vyšetření, je třeba do přístroje zadat hodnoty získané při keratometrii. Keratometrie se provádí refraktokeratometrem a výstupem jsou hodnoty vyklenutí oka ve vertikálním a horizontálním směru. Při samotném vyšetření se obvykle přikládá sonda kontaktně přímo na rohovku. Aby bylo měření dostatečně přesné, tak musí být oko dostatečně zvlhčeno slzami (umělými) a dotyk sondy s povrchem rohovky by měl být jen lehký bez tlaku na rohovku. Kromě přímého způsobu je možné použít

imerzní metodu, při které se hlava sondy ponoří do fyziologického roztoku, kterým je naplněna předsádka sondy z plexiskla přikládána na rohovku. Tato metoda se používá např. při diagnostice krátkozrakosti u dětí, ale obecně není příliš rozšířena.[54, 65]



Obr. 29: Oční vady a odpovídající echogramy [98, 100]

a) krátkozraké oko, b) dalekozraké oko

1 – odraz od přední strany rohovky, 2 – odraz od přední strany čočky, 3 – odraz od zadní strany čočky, 4 – odraz od sítnice

### 7.2.2 Pachymetrie

Ultrazvukové pachymetry se používají k **měření tloušťky rohovky**, čehož se využívá při rohovkových operacích a korelaci hodnot nitroočního tlaku. Po změření nitroočního tlaku tonometrem a zjištění vyšších hodnot se využívá tloušťky rohovky změřené pachymetrem ke zjištění skutečné hodnoty nitroočního tlaku. Při silnější rohovce mohou být naměřeny hodnoty odpovídající vyššímu tlaku než je tlak skutečný. Korelace tedy představuje vztah mezi tloušťkou rohovky a nitroočním tlakem změřeným přes rohovku. Výstupem samotného vyšetření pachymetrem je centrální tloušťka rohovky. Tuto hodnotu tloušťky rohovky využije přístroj při korelaci hodnoty nitroočního tlaku, kterou je potřeba zadat z tonometru. Přístroj vyhodnotí zadaný tlak udávaný v torrech a tloušťku rohovky v  $\mu\text{m}$  a zobrazí přepočítanou skutečnou hodnotu nitroočního tlaku v diagnostikovaném očním bulbu. Tlak se dnes sice běžně udává v pascálech, ale v lékařství se stále běžně používají torry někdy také označované

jako mm rtuťového sloupce (1 torr  $\approx$  133,32 Pa). Vyrábějí se ruční nebo stolní pachymetry. Ruční pachymetry jsou snadno přenosné, velmi kompaktní a jsou vybaveny baterií. Výstupem dat je malý display, kde se zobrazí tloušťka rohovky a přepočítaný nitrooční tlak. U stolních pachymetrů je možné výstupy z vyšetření tisknout obvykle na externí tiskárně a tyto přístroje bývají vybaveny také plnohodnotnou klávesnicí pro vstup dat pacientů. Existují však i pachymetry, které jsou mezistupněm mezi velmi kompaktními ručními modely a stolními modely. Mají vestavěnou termotiskárnu a je možné je napájet ze sítě nebo pomocí integrované baterie.[54, 65]

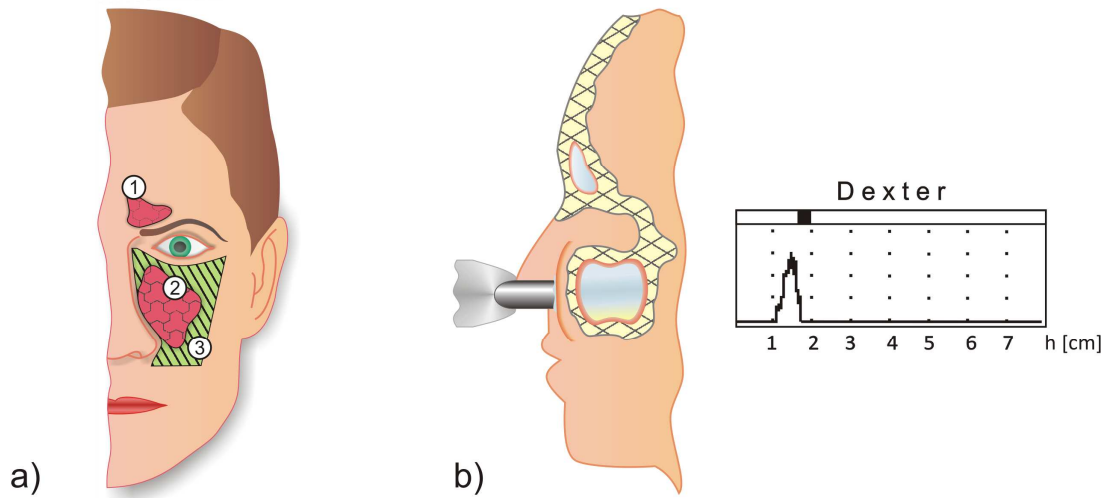
*Pozn.19:* Podrobnější informace o vybraných oftalmologických přístrojích a fotografická dokumentace jsou uvedeny v Příloze IX.

### 7.3 Otorhinolaryngologie (ORL)

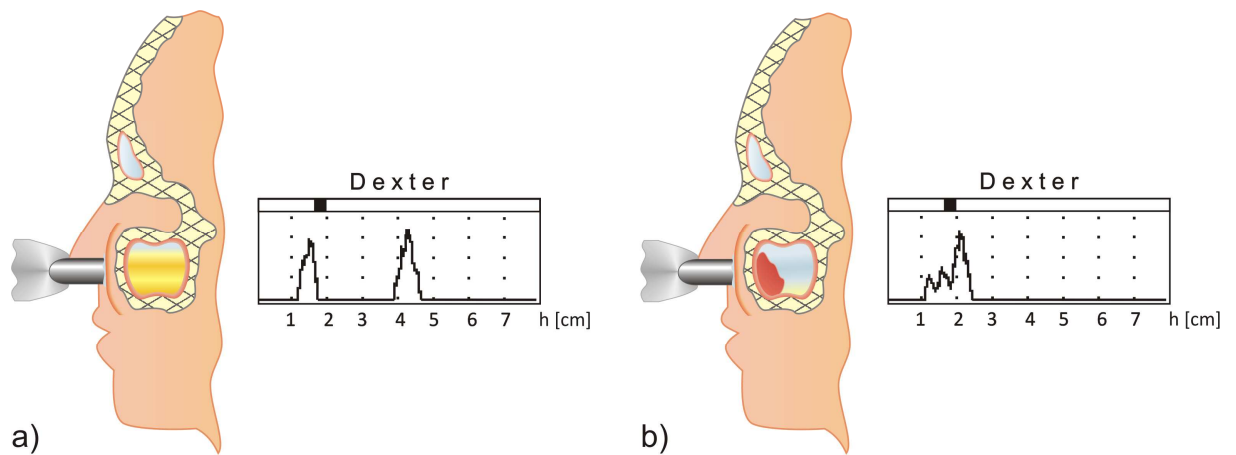
Tato oblast medicíny se zabývá diagnostikou a léčbou onemocnění v oblasti hlavy a krku. Obecně známý je pro ORL název ušní, nosní, krční. Onemocnění vznikající v těchto oblastech lidského těla jsou poměrně častá a při jejich podcenění a zanedbání léčby se mohou na jejich základě rozvinout velmi vážné zdravotní komplikace. Jedním z častých onemocnění jsou záněty vedlejších nosních dutin označovaných jako paranazální dutiny. Tyto dutiny se nachází v některých lebečních kostech, mezi které patří horní čelist, kost čelní, čichová a klínová.[101] Pro diagnostiku vedlejších nosních dutin a odhalení zánětlivých onemocnění se používá nejčastěji rentgenové vyšetření. V některých případech se používá MRI, která je však spíše nadstandardním vyšetřením. Pro orientační vyšetření lze použít metodu prosvětlení dutin pomocí zdroje světla vloženého do ústní dutiny (diafanoskopie [102]).

V dnešní době lze využít i v této oblasti ultrazvukovou diagnostiku, která má oproti základnímu rentgenovému vyšetřování výhodu v rychlosti, nenáročnosti provedení a snadné opakovatelnosti. Nespornou a již výše zmíněnou výhodou je šetrnost ultrazvukového vlnění k lidskému organismu. Ultrazvukové vyšetření je vhodné provádět při podezření na zánět vedlejších nosních dutin (označovaný všeobecně jako sinusitida) jako první ze všech zmíněných. Slouží především k eliminování pacientů, u kterých nemá význam podstupovat rentgenové vyšetření zatěžující organismus rentgenovým zářením. Ultrazvukovou diagnostiku lze s dostatečnou přesností použít pro monitorování maxilárních dutin (sinus maxillaris) uložených v horní čelisti. Již méně vhodná je podle názoru odborníka [103] u podezření na zánět ve frontálních dutinách v kosti čelní a stejně tak i u zbývajících paranazálních dutin. Vyšší nejednoznačnost ultrazvukového vyšetření frontálních dutin je způsobena především

jejich malou hloubkou.[104] Úplnou jednoznačnost výsledků však nelze zaručit ani při diagnostice maxilárních dutin, protože přístrojem vysílaný svazek ultrazvukového vlnění je velmi úzký a menší nálezy umístěné jen v části dutin nemusí být zachyceny.



**Obr. 30: Vyšetřování vedlejších nosních dutin I. [105]**  
 a) rozložení dutin, b) stav dutin a odpovídající echogram pro normální stav  
 1 – frontální dutiny, 2 – maxilární dutina, 3 – oblast pro přikládání sondy při vyšetřování maxilárních dutin

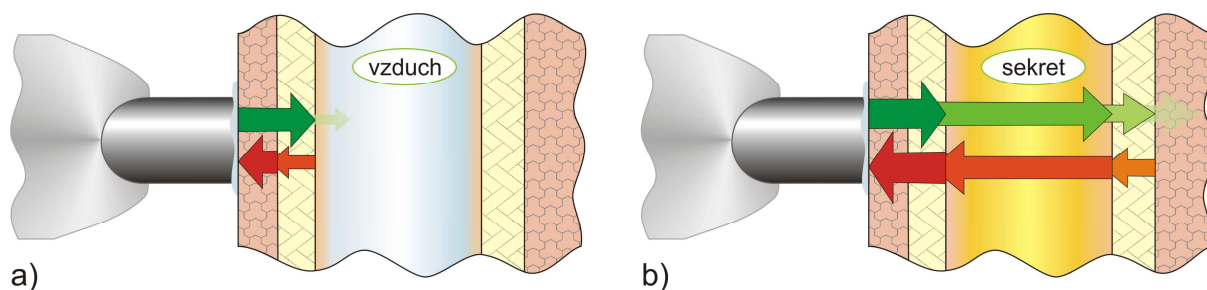


**Obr. 31: Vyšetřování vedlejších nosních dutin II. [105]**  
 a) stav dutin při akutním zánětu a odpovídající echogram, b) stav dutin s vytvořeným polypem a odpovídající echogram

Již v 70. letech 20. stol. se začaly objevovat studie o eliminaci chyb při prvotní diagnostice onemocnění vedlejších nosních dutin s využitím UZ vyšetřovací metody.[106] Od první poloviny 80. let vyrábí finská společnost Oriola ultrazvukové přístroje SINUSCAN. Pro účely této práce je popisován přístroj SINUSCAN 201 (používán od roku 2007), který je dle výrobce určen a vybaven přednastavenými módy pro diagnostiku maxilárních a frontálních



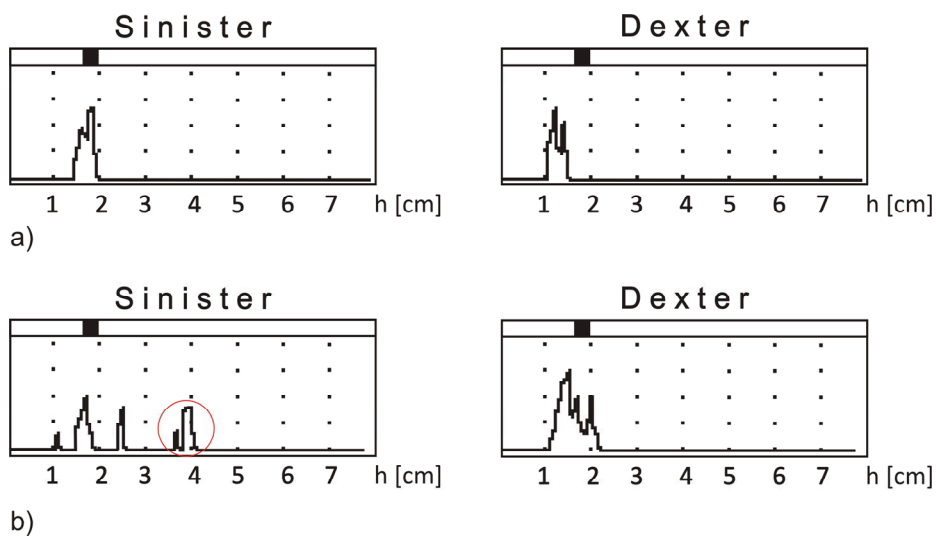
dutin. Jedná se o moderní a velmi kompaktní přístroj vybavený akumulátorem (6 V NiMH, 730 mAh). Tento přístroj obsahuje piezoelektrický měnič o průměru 8 mm s pracovní frekvencí 3 MHz. Vlnění má takové parametry, aby prošlo kostní tkání. Hodnota vrcholového záporného akustického tlaku nepřesahuje 1 MPa a výstupní intenzita vysílaného UZ svazku je nižší než  $20 \text{ mW} \cdot \text{cm}^{-2}$ . Přístroj využívá zobrazení A a na displeji se tedy zobrazuje křivkový průběh. Zobrazovaná křivka představuje záznam intenzit UZ odrazů od rozhraní uložených v různých hloubkách. LCD displej zobrazuje vzdálenost v centimetrech a na číselné stupnici je vyznačena maximální vyšetřovací hloubka 7 cm. Rozlišení přístroje je uváděno 0,5 cm.[105] Základním principem přístroje je rozdílné šíření UZ vlnění v kapalinách a ve vzduchu. Pokud je dutina vyplněna vzduchem, což je normální stav u zdravého pacienta, tak dochází k odrazu pouze na rozhraní před dutinou (měkká tkáň, kost) dle Obr. 30. V případě zaplnění dutiny sekretem, jehož vytvoření je právě důsledkem zánětu (obrné reakce organismu), dochází nejen k odrazům na rozhraní před dutinou, ale i k průchodu části vlnění kapalným prostředím a k dalším odrazům na zadní stěně dutiny a blízkých tkáních dle Obr. 31. Přístroj není schopný vyhodnotit množství sekretu v dutinách ani provést analýzu složení přítomné kapaliny. Z velikosti maxim vrcholů zobrazené křivky nelze rozhodnout o rozsahu zánětu.[105]



Obr. 32: Šíření ultrazvukového vlnění při vyšetřování dutin [105]  
a) dutina bez nálezu, b) dutina vyplněná sekretem (zánět)

Při normálním stavu (negativní nález) se na displeji přístroje zobrazí pouze jeden vrchol křivky ve vzdálenosti 1 až 1,5 cm od nulové úrovně. Pokud má pacient zduřelé sliznice tvořící výstelku dutin, tak se může část křivky s hlavním vrcholem posunout. Vrcholy objevující se v oblasti od 1,5 cm do 3,5 cm nemusí znamenat nebezpečný zánět, ale měly by být důvodem pro další vyšetření. Pokud je na křivce zobrazující průběh přijímaných ech zaznamenán výrazný dvojité vrchol, tak se může jednat o nález cysty nebo polypu (výrůstek sliznice). Pokud je zaznamenán vrchol křivky ve vzdálenosti větší než 3,5 cm, tak je možné téměř jistě

považovat dutinu za zaplněnou tekutinou a předběžně diagnostikovat zánět. Dle studie [107] je shodnost výsledků ultrazukového a rentgenového vyšetření 80%.



**Obr. 33: Skutečné výsledky vyšetření [105]**  
 a) normální stav, b) výstupy z měření předpokládající zánět (pro zánět je typický vrchol označený červeným kruhem); Sinister – levá maxilární dutina, Dexter – pravá maxilární dutina



**Obr. 34: Příklad SINUSCAN 201 [103]**  
 a) celkový pohled na UZ přístroj, b) detail přední části přístroje se sondou přikládanou v místě vyšetřování

*Pozn.20:* Předchůdce popisovaného UZ přístroje pro ORL představuje model SINUSCAN 102, který byl použit při zpracování studie o spolehlivosti ultrazukové diagnostiky akutních zánětů čelistních dutin.[107] Tento starší model měl již podobné rozměry jako SINUSCAN 201, umožňoval akumulátorový provoz a měl přibližně stejné i ostatní technické parametry.[108]

## 8 Porovnání ultrasonografů

Moderní ultrazvukové diagnostické přístroje mohou mít, jak již bylo řečeno výše, různou konstrukci, a proto tedy nelze objektivně všechny přístroje vzájemně srovnávat. UZ přístroje notebookového typu sice již umožňují podobně širokou škálu zobrazovacích možností jako klasické stacionární ultrasonografy, ale liší se především rychlostí zpracování nasnímaných dat a kvalitou výsledného zobrazení. V případě srovnávání pouze klasických stacionárních přístrojů nelze jednoznačně říci, že by byl v současné době některý přístroj nejlepší a některý nejhorší. Přístroje je možné hodnotit na základě zobrazovacích možností, nabídky připojitelných UZ sond, kvality hardwarového a softwarového vybavení, na základě přehlednosti a jednoduchosti ovládání a v neposlední řadě i na základě ceny, záručních a servisních podmínek.

Nabízenými zobrazovacími režimy se přístroje příliš neliší. Standardně disponují zobrazením 2D, M, dopplerovskými zobrazeními (PWD, CFM, PD) a většinou umožňují i základní 3D/4D režim. Za základní 3D režim lze považovat možnost zobrazovat řezy v libovolných rovinách v nasnímaném objemu a z nasnímaného objemu vytvářet 3D vizualizaci. UZ přístroje specializované především pro gynekologii a porodnictví nebo kardiologii umožňují pokročilejší možnosti objemového režimu, mezi které patří 3D vizualizace v reálném čase (4D) a další nástroje dle Přílohy VII. Na trhu však stále existují i ultrasonografy nabízející pouze zobrazení ve stupních šedé (2D, M). Tyto přístroje mají sice jen základní vybavení, ale lze je pořídit za cenu nepřekračující 200 tis. Kč, což je přibližně desetkrát méně než v případě nejmodernějších přístrojů nabízejících pokročilé možnosti 3D/4D zobrazení, vysokou kvalitu zobrazení a přehledné ovládání doplněné dotykovým displejem.

Základní nabídka připojitelných sond je u všech výrobců stacionárních ultrasonografů přibližně stejná. K ultrazvukovému přístroji je možné standardně připojit klasické lineární, konvexní, sektorové, endokavitární nebo tužkové sondy. Poměrně často nabízejí výrobci také možnost připojení transesofageální sondy, méně často speciálních sond pro invazivní zákroky. Multifrekvenční sondy se mohou lišit počtem středních frekvencí. Obvykle přístroje podporují harmonické zobrazení a ani panoramatické zobrazení není výjimkou. Rozdíly se mohou objevovat v pokročilosti nástroje prostorového slučování obrazů. Obecně lze říci, že základní charakteristikou, která zahrnuje výčet zobrazovacích metod a nabídku použitelných sond, se UZ přístroje střední a vyšší cenové kategorie výrazněji neliší. Rozdíly však vznikají v rámci parametrů určujících možnosti samotného vysílání a příjmu UZ vlnění. Může se jednat o kvalitu zaostřovacího systému, nástrojů pro řízení zesílení nebo o dynamický rozsah.

V rámci dopplerovských měření jsou u jednotlivých nabízených přístrojů rozdílné maximální zaznamatelné rychlosti toku krve stejně tak jako rozsahy PRF (viz následující příklady přístrojů). Velmi důležité je také především při využívání objemových režimů sledovat rychlost zpracování snímaných dat, rozlišovací schopnosti a velikost datového prostoru pro ukládání nasnímaných obrazů. V současné době bych zvolil za optimální univerzální diagnostický přístroj již v průběhu práce zmiňovaný Voluson<sup>®</sup> E8. Sice jsou dnes na trhu již modernější přístroje doplněné především o inovativní softwarové nástroje, ale pro běžnou lékařskou praxi (včetně gynekologie a porodnictví nebo kardiologie) je tento přístroj dostačující a z pohledu lékaře konstrukčně dobře řešený.

*Pozn.21:* V rámci této kapitoly byly využity veškeré informační zdroje týkající se konkrétních ultrazvukových diagnostických přístrojů a poznatky získané při exkurzi [113].

## 8.1 Přístroj Voluson<sup>®</sup> E8

Tento multifunkční přístroj je možné po připojení vhodné sondy a optimalizaci zobrazení využít v gynekologii a porodnictví, pediatrii, kardiologii, neurologii, urologii, onkologii, ortopedii a při vyšetřování orgánů uložených v břišní dutině. Přístroj provádí diagnostiku v reálném čase a umožňuje využití pokročilých objemových režimů. Mezi běžně podporované režimy zobrazení patří klasické 2D zobrazení, zobrazení M, spektrální dopplerovské zobrazení (pulzní a kontinuální), barevné mapování toku krve, energetické dopplerovské zobrazení. Úhel natočení dopplerovského kurzoru směru toku je možné regulovat od  $-60^\circ$  do  $+60^\circ$  s krokem  $1^\circ$ . [49]

U dopplerovského zobrazení jsou k dispozici tři volby vysílací frekvence. Pro obvyklé nastavení se používá střední dopplerovská frekvence. Pokud je nastavena nižší hodnota, tak dochází při spektrální analýze k zmenšení zobrazovaných amplitud oproti stavu s využitím střední frekvence. Při nastavení nižší frekvence je tedy možné zobrazit vyšší průtokové rychlosti (při dané PRF). Zároveň se však zvyšuje hloubka průniku, s čímž souvisí nárůst citlivosti. Naopak při využití vyšší frekvence dojde ke zvětšení zobrazovaných amplitud a je možné lépe zaznamenat nízké průtokové rychlosti. Je však třeba počítat s menší hloubkou průniku. Nastavením jedné z nabízených frekvencí dosáhneme stejného efektu také u ostatních dopplerovských zobrazení, kde se změna vždy projeví odpovídajícím způsobem (např. v barevném spektru). [49]

Periferní zařízení (např. tiskárna, videorekordér) se z bezpečnostních důvodů připojují k přístroji přes izolační oddělovací transformátor. Ultrazvukové sondy určené pro tento přístroj

mají připojovací konektory opatřené mechanickým fixačním zámkem. Funkčnost sondy je zajištěna až po správném zasunutí kontaktu do jedné ze zdířek modulu konektorů sond. Přístroj je vybaven jednotkou umožňující EKG.[49]

### 8.1.1 Vybrané technické parametry

Hmotnost (základní systém bez příslušenství): 125 kg

Nominální výkon celého systému: 1000 VA

Monitor: 19“ LCD, rozlišení XGA 1280 x 1024 pixelů

#### Vysílač

Frekvenční rozsah: od 1 do 16 MHz (v závislosti na použité sondě)

#### Přijímač

Frekvenční rozsah: od 1 do 16 MHz (v závislosti na použité sondě)

Přesnost zaostřování:  $\pm 3$  ns

TGC: ruční (otočný regulátor, posuvné potenciometry)

Dynamický rozsah: 180 dB

#### Převaděč nasnímaných obrazů

Rozsah hloubky: max. 36 cm (dle použité sondy)

Počet obrazových řádků: max. 1024 (dle použité sondy)

Úhel skenování: max.  $360^\circ$  (dle použité sondy)

#### Paměť uživatelských programů

Programové předvolby: max. 35 nastavení na sondu

#### Modul objemového skenování

Paměťový prostor (maximální): 64 MB pro objemy ve stupních šedé, 90 MB pro barevné objemy (závisí na velikosti VOL rámečku a kvalitě záznamu)

Řádky/2D obraz: max. 1024 (obvykle 80 až 350)

2D obrazy/objem: max. 4096 (obvykle 50 až 250)

VOL snímky/sekundu: max. 40 (obvykle 3 až 5)

#### Spektrální dopplerovské zobrazení

Pracovní režimy: pulzní (PW), kontinuální (CW)

Vysílací frekvence: 1,75 – 16 MHz (PW i CW)

Impulzní repetiční frekvence PRF: 1,3 – 22 kHz pro PW

Měření rychlosti toku pro PW:  $1 \text{ cm}\cdot\text{s}^{-1}$  až  $8 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  ( $\delta = 0^\circ$ , 2 MHz),  $1 \text{ cm}\cdot\text{s}^{-1}$  až  $16 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  ( $\delta = 60^\circ$ , 2 MHz)

Měření rychlosti toku pro CW:  $1 \text{ cm}\cdot\text{s}^{-1}$  až  $11,6 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  ( $\delta = 0^\circ$ , 2 MHz),  $1 \text{ cm}\cdot\text{s}^{-1}$  až  $23,2 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  ( $\delta = 60^\circ$ , 2 MHz)

### **Barevné dopplerovské zobrazení CFM, tkáňový Doppler**

Frekvenční rozsah: max. 1 – 16 MHz (závisí na použité sondě)

Počet kroků kódování barvy: 65536

Pulzní opakovací frekvence: 150 Hz až 20,5 kHz

Maximální měřená rychlost:  $4,23 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$

Minimální měřená rychlost:  $0,3 \text{ cm}\cdot\text{s}^{-1}$

### **Energetický Doppler**

Frekvenční rozsah: max. 1 – 16 MHz (závisí na použité sondě)

Počet kroků kódování barvy: 256

Pulzní opakovací frekvence: 150 Hz až 20,5 kHz

## **8.2 Přístroj ACUSON X300**

stacionární přístroj (hmotnost 102 kg)

Režimy zobrazení: B (základní a harmonické zobrazení), M, CFM, energetický Doppler, pulzní i kontinuální režim

### **Zobrazení 2D, M**

rozsah hloubky průniku: 3 až 28 cm (v závislosti na sondě)

### **dopplerovské zobrazení – pulzní**

PRF: 100 Hz až 19500Hz

rozsah hloubky průniku: 3 až 28 cm (v závislosti na sondě)

rozsah měřitelných rychlostí toku krve:  $\pm 0,5$  až  $150 \text{ cm}\cdot\text{s}^{-1}$

### **dopplerovské zobrazení CFM**

PRF: 100 Hz až 19500Hz

rozsah hloubky průniku: 3 až 28 cm (v závislosti na sondě)

rozsah měřitelných rychlostí toku krve:  $\pm 0,6$  až  $154 \text{ cm}\cdot\text{s}^{-1}$

Zdroj informací: [109]

## **8.3 Přístroj SonoScape SSI-8000**

Monitor: 17“

Stacionární přístroj (hmotnost 93 kg)

Vybrané režimy zobrazení: B, M, harmonické zobrazení THI, CFM, energetický Doppler, pulzní i kontinuální režim, 3D/4D, panoramatické zobrazení

Využívané sondy: multifrekvenční s 5 středními frekvencemi pro klasické zobrazení a s 5 frekvencemi pro THI)

Využitelný frekvenční rozsah: 2 až 16 MHz (podle typu sondy)

Kvalita zobrazení B: 256 odstínů šedé

Snímkovací rychlost: až 505 snímků/s

Maximální hloubka průniku: 33 cm

Dynamický rozsah: 175 dB

Ostatní: HDD 160 GB, CD/DVD-R/RW, videotiskárna nebo tisk přes USB

Zdroj informací: [110]

*Pozn.22: Přístroj Prosound 2*

Tento přístroj notebookového typu jsem měl možnost si prohlédnout v rámci exkurze [103].

Výrobce: Aloka Co., Ltd.

Režimy zobrazení: B, M

Rozsah hloubky průniku: 2 až 24 cm

(v závislosti na sondě)

K přístroji lze připojit sondy s pracovní frekvencí od 2,5 do 13 MHz.

Hmotnost samotného přístroje: 10 kg

Zdroj informací: [111]



Obr. 35: Přístroj Aloka Prosound 2 [103]

## Závěr

Ultrasonografie představuje v současné době jednu z nejdůležitějších diagnostických zobrazovacích metod. Nachází uplatnění v řadě lékařských oborů a je jí možné díky kompaktním rozměrům přenosných UZ přístrojů provádět i mimo prostory standardně vyhrazené pro lékařské účely. Ultrasonografie představuje rychlou, bezpečnou, obvykle dostatečně přesnou a finančně dostupnou diagnostickou metodu.

Pro lékařskou diagnostiku se využívá ultrazvukového podélného vlnění šířícího se pružným prostředím. UZ vlnění dopadá na akustická rozhraní, která tvoří přechod mezi dvěma tkáněmi o rozdílné struktuře. Po dopadu vlnění na rozhraní dochází obecně k odrazu a prostupu vlnění rozhraním. Také dochází k rozptylu a nejen na rozhraní probíhá pohlcování UZ vlnění projevující se uvolňováním tepla. Z energetického hlediska je pro hodnocení UZ vlnění velmi důležitou veličinou akustická intenzita. V souvislosti s hodnocením rychlosti toku krve se uplatňuje Dopplerův jev popisující změnu vnímané frekvence při pohybu vysílače nebo přijímače UZ vlnění.

Velmi důležitou součástí každého ultrazvukového diagnostického systému je piezoelektrický měnič uložený v UZ sondě. Piezoelektrický měnič je tvořen v současné době obvykle řadou elementárních měničů vyrobených z piezoelektrického materiálu. Takovýto materiál se v případě, že je vystaven určitému elektrickému poli, deformuje a pokud je na měnič přivedeno střídavé napětí o dané frekvenci, tak dochází k jeho rozkmitání a vybuzení UZ vlnění. Tento princip se tedy uplatňuje při vysílání UZ vlnění a při příjmu vlnění se uplatňuje jev opačný. Na výrobu měničů se nejčastěji používá piezoelektrická keramika.

Konstrukce UZ sond s měniči prošla v průběhu let velkým vývojem. Dříve se používaly sondy mechanické, v kterých docházelo při vytváření svazku UZ vlnění k pohybu měničů. Dnes se používají sondy elektronicky řízené. Je možné se setkat se sondami lineárními, konvexními, sektorovými, tužkovými a s řadou speciálních sond endokavitárních. Stále více se využívají sondy umožňující 3D/4D režim zobrazení.

Základním zobrazením u moderních UZ přístrojů je 2D zobrazení ve stupních šedé, které se při hodnocení krevního toku doplňuje dopplerovskými zobrazeními, mezi která patří především spektrální dopplerovský záznam, barevné mapování toku krve a energetická dopplerovská zobrazení. Při hodnocení pohybu tkáňových struktur se lze setkat se zobrazením M a pro speciální využití např. v oftalmologii nebo ORL se využívá zobrazení A. Především v porodnictví a v kardiologii je možné se stále častěji setkat s 3D/4D zobrazením.

Osobním přínosem pro mě bylo seznámit se s fungováním jednotlivých UZ přístrojů, jejich konstrukcí a lidmi, kteří s nimi pracují a mají s ultrazvukovou diagnostikou zkušenosti.



## Seznam literatury a ostatních informačních zdrojů

- [0] Veličiny a SI jednotky. *ECHO: elektronické opory pro výuku chemie* [online]. Vydavatelství VŠCHT Praha [cit. 2012-04-22]. Dostupné z: <http://vydavatelstvi.vscht.cz/echo/analytika/jednotky/index.html>
- [1] SCHAUER, Pavel. *Vybrané statě z akustiky* [online]. Ústav fyziky Stavební fakulty, VUT v Brně, 2008, 23 s. [cit. 2012-04-18]. Dostupné z: [http://fyzika.fce.vutbr.cz/doc/vyuka\\_schauer/vybrane\\_state\\_z\\_akustiky.pdf](http://fyzika.fce.vutbr.cz/doc/vyuka_schauer/vybrane_state_z_akustiky.pdf)
- [2] ZADRAŽILOVÁ, Tereza. *Biofyzikální web: Ultrazvuk - diagnostické a terapeutické využití* [online]. 11. dubna 2004, 8. května 2004 [cit. 2012-04-22]. Dostupné z: [http://ftplf2.agarek.com/fyziopravak/biofyzika/semin/tercaza\\_uz.php](http://ftplf2.agarek.com/fyziopravak/biofyzika/semin/tercaza_uz.php)
- [3] BARČOVÁ, Karla, Eva JANUROVÁ, Milada KOPEČNÁ, Milena KUŠNEROVÁ a Radim UHLÁŘ. *Sbírka úloh z fyziky* [online]. 1. vyd. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2006, 452 s. [cit. 2012-04-21]. ISBN 80-248-1197-9. Dostupné z: [http://www.studopory.vsb.cz/studijnimaterialy/Sbirka\\_Fyzika/1\\_8\\_3\\_akustika.pdf](http://www.studopory.vsb.cz/studijnimaterialy/Sbirka_Fyzika/1_8_3_akustika.pdf)
- [4] MUSIL, Dalibor, Jiří HERMAN a Ivo HOFÍREK. *Ultrazvukové vyšetření žil dolních končetin*. 1. vydání. Praha: Grada Publishing, 2008, 152 s. ISBN 978-80-247-2161-3.
- [5] LEPIL, Oldřich. *Fyzika pro gymnázia: mechanické kmitání a vlnění*. Dotisk 3. přepracovaného vydání. Praha: Prometheus, 2006, 129 s. ISBN 80-7196-216-3.
- [6] Atmosférický tlak. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2012-05-29]. Dostupné z: [http://cs.wikipedia.org/wiki/Atmosf%C3%A9rick%C3%BD\\_tlak](http://cs.wikipedia.org/wiki/Atmosf%C3%A9rick%C3%BD_tlak)
- [7] HOFER, Matthias. *Kurz sonografie*. Překlad 4., rozšířeného a přepracovaného vydání. Radka Havlová. Praha: Grada Publishing, 2005, 240 s. ISBN 80-247-0956-2.
- [8] BUREŠ, Jiří. *CONVERTER: fyzikální tabulky - rychlost zvuku v plynech* [online]. 2002 [cit. 2012-04-22]. Dostupné z: <http://www.converter.cz/tabulky/rychlost-zvuku-plyny.htm>
- [9] Rychlost zvuku. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001-, 16. 4. 2012 [cit. 2012-04-22]. Dostupné z: [http://cs.wikipedia.org/wiki/Rychlost\\_zvuku](http://cs.wikipedia.org/wiki/Rychlost_zvuku)
- [10] HALLIDAY, David, Robert RESNICK a Jearl WALKER. *Fyzika: Mechanika - Termodynamika*. Dotisk 1. českého vydání. Jan Obdržálek et al. Brno: VUTIUM, 2003. ISBN 80-214-1868-0.
- [11] POSPÍŠIL, Jaroslav. *Kmitý a vlnění II* [online]. Olomouc: Univerzita Palackého, Přírodovědecká fakulta, 1981 [cit. 2012-04-26].
- [12] Compressibility. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2012-04-25]. Dostupné z: [http://en.wikipedia.org/wiki/Compressibility#cite\\_note-2](http://en.wikipedia.org/wiki/Compressibility#cite_note-2)
- [13] BAJER, Jiří. *Mechanika 3* [online]. Vydání 1. Olomouc: Vydavatelství Univerzity Palackého v Olomouci, 2006, 470 s. [cit. 2012-04-21]. ISBN 80-244-1293-4. Dostupné z: <http://muj.optol.cz/bajer/skripta/kap7.pdf>
- [14] VRBKA, Jan. *Mechanika kompozitů* [online]. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky, 2008 [cit. 2012-04-22]. Dostupné z: [http://www.vutbr.cz/www\\_base/priloha.php?dpid=52474](http://www.vutbr.cz/www_base/priloha.php?dpid=52474)
- [15] ČULÍK, Jan. *Studijní materiály: Bio-materiály, bio-kompatibilita, bio-komposity*. [online]. České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství, Katedra biomedicínské techniky, s. 13 [cit. 2012-04-22]. Dostupné z:

- www.fbmi.cvut.cz/e/biomaterialy/157.doc
- [16] BAŠE, Michal. *Experimentální ultrazvuková měření pomocí LabView* [online]. Brno, 2009 [cit. 2012-04-22]. Dostupné z: [http://www.vutbr.cz/www\\_base/zav\\_prace\\_soubor\\_verejne.php?file\\_id=18584](http://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=18584). Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně.
- [17] HORÁK, Zdeněk a František KRUPKA. *Fyzika: Příručka pro vysoké školy technického směru (svazek 1)*. Vydání druhé, přepracované. Praha: Nakladatelství technické literatury SNTL, 1976, 424 s. ISBN 04-011-76.
- [18] Šíření akustických vln ve volném prostoru. In: NOVÝ, Richard. [online]. Fakulta strojní ČVUT v Praze, Ústav techniky prostředí [cit. 2012-04-21]. Dostupné z: [http://www.ib.cvut.cz/sites/default/files/Studijni\\_materialy/SHV/SHV\\_outdoor.pdf](http://www.ib.cvut.cz/sites/default/files/Studijni_materialy/SHV/SHV_outdoor.pdf)
- [19] Základní akustické veličiny. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001-, 9. 9. 2010 [cit. 2012-05-05]. Dostupné z: [http://cs.wikipedia.org/wiki/Z%C3%A1kladn%C3%AD\\_akustick%C3%A9\\_veli%C4%8Diny](http://cs.wikipedia.org/wiki/Z%C3%A1kladn%C3%AD_akustick%C3%A9_veli%C4%8Diny)
- [20] Prostorově vlnění. In: *Centrum protihlukové ekologie, s.r.o.: Akustika a vibrace* [online]. [cit. 2012-04-22]. Dostupné z: <http://www.cpe.byl.cz/clanky/pvlneni/pvlneni.htm>
- [21] LINHART, Jiří. *Slovník cizích slov pro nové století*. Litvínov: Dialog, 2005.
- [22] REGAZZO, Richard a Marcela REGAZZOVÁ. Základy ultrazvuku: Odraz a průchod ultrazvuku rozhraním. In: *www.ultrazvuk.cz – stránky o ultrazvuku: ultrazvuk ve strojírenství* [online]. © 2007- [cit. 2012-04-29]. Dostupné z: <http://www.ultrazvuk.cz/prilohy/71/Odraz%20a%20pr%F9chod%20rozhran%EDm%20-%20Kolm%FD%20dopad.pdf>
- [23] Energie. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001-, 6. 4. 2012 [cit. 2012-05-10]. Dostupné z: <http://cs.wikipedia.org/wiki/Energie>
- [24] Zvuk. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001-, 23. 5. 2012 [cit. 2012-05-29]. Dostupné z: <http://cs.wikipedia.org/wiki/Zvuk>
- [25] Huygens-Fresnel principle. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001-, 23 April 2012 [cit. 2012-04-29]. Dostupné z: [http://en.wikipedia.org/wiki/Huygens%20%80%93Fresnel\\_principle](http://en.wikipedia.org/wiki/Huygens%20%80%93Fresnel_principle)
- [26] *ABZ.cz: Slovník cizích slov* [online]. 2005 [cit. 2012-04-25]. Dostupné z: <http://slovník-cizich-slov.abz.cz/>
- [27] DUMBERRY, Mathieu. Fundamentals of Elasticity theory and seismic waves. UNIVERSITY OF ALBERTA. *Geophysics 110* [online]. [c 2012] [cit. 2012-05-04]. Dostupné z: <http://www.ualberta.ca/~dumberry/geoph110/seisfund.htm>
- [28] MOY, Jeanine. Deformation and faults - week one. *Wikispaces: Geo-Junkies* [online]. © 2012 [cit. 2012-05-04]. Dostupné z: <http://geo-junkies.wikispaces.com/deformation+and+faults+-+week+one>
- [29] RUSŇÁK, Karel. Skládání vlnění. In: *Studijní texty k předmětu FYA1* [online]. Plzeň: Západočeská univerzita, Fakulta aplikovaných věd, 2010 [cit. 2012-04-25]. Dostupné z: <http://www.kfy.zcu.cz/Rusnak/otazky/sklad.vlneni/sklad.vln.pdf>
- [30] RUSŇÁK, Karel. Vlnění pružného prostředí. In: *Studijní texty k předmětu FYA1* [online]. Plzeň: Západočeská univerzita, Fakulta aplikovaných věd, 2005 [cit. 2012-04-25]. Dostupné z: <http://www.kfy.zcu.cz/Rusnak/otazky/vlneni/vlneni.pdf>
- [31] Shigeo Satomura. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 20 January 2005, 4 February 2012 [cit. 2012-02-26]. Dostupné z: [http://en.wikipedia.org/wiki/Shigeo\\_Satomura](http://en.wikipedia.org/wiki/Shigeo_Satomura)

- [32] Doppler-effect-two-police-cars-diagram.png. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 11 February 2005 [cit. 2012-05-02]. Dostupné z: <http://en.wikipedia.org/wiki/File:Doppler-effect-two-police-cars-diagram.png>
- [33] CHOLT, Milan. *Sonografie velkých krčních cév: Repetitorium ultrazvukové cévní diagnostiky a atlas nálezů na CD*. 1. vydání. Praha: Grada Publishing, 2009, 116 s. ISBN 978-80-247-2664-9.
- [34] The Doppler Effect for Sound. NAVE, Carl R. *HyperPhysics* [online]. © 2012 [cit. 2012-05-01]. Dostupné z: <http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/hbase/sound/dopp.html>
- [35] WOLFENDEN. The Physics of Waves and Oscillation. SCHLOSS, Andrew. *Course Materials* [online]. [2004] [cit. 2012-05-01]. Dostupné z: [http://people.finearts.uvic.ca/~aschloss/course\\_mat/MU207/wolfenden\\_article.html](http://people.finearts.uvic.ca/~aschloss/course_mat/MU207/wolfenden_article.html)
- [36] Dopplerovské ultrazvukové metody. In: UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI, lékařská fakulta, Ústav lékařské biofyziky. *Ústav lékařské biofyziky: Praktická výuka* [online]. 2011 [cit. 2012-05-24]. Dostupné z: <http://ulb.upol.cz/praktikum/dopnav.pdf>
- [37] DOLEŽAL, Ladislav, Milan KUDELA, Martin MOLITOR, Petr DZVINČUK a Jiří DOSTÁL. *Základy sonografie v porodnictví a gynekologii*. První vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 1998, 154 s. ISBN 80-7067-835-6.
- [38] Pierre Curie: Vědecká práce. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001-, 12. 2. 2012 [cit. 2012-04-15]. Dostupné z: [http://cs.wikipedia.org/wiki/Pierre\\_Curie](http://cs.wikipedia.org/wiki/Pierre_Curie)
- [39] JENČ, Michal. *Piezoelektrické jevy, jejich experimentální studium a užití*. Plzeň, 2010. 55 s. Bakalářská práce. Západočeská univerzita, Fakulta pedagogická, Katedra obecné fyziky. Vedoucí práce Václav Havel.
- [40] Piezoelectricity. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001-, 17 May 2012 [cit. 2012-05-27]. Dostupné z: <http://en.wikipedia.org/wiki/Piezoelectricity>
- [41] NAVRÁTIL, Leoš, Jozef ROSINA et al. *Medicínská biofyzika*. Vydání první. Praha: Grada Publishing, 2005, 524 s. ISBN 80-247-1152-4.
- [42] Piezoelektrické jevy: Základy piezoelektrických jevů a jejich aplikace v moderních technologiích. In: ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ, Fakulta strojní, Ústav fyziky. *Studijní materiály k předmětu Fyzikální základy moderních technologií* [online]. [2011] [cit. 2012-05-27]. Dostupné z: [http://fyzika.fs.cvut.cz/fzmt/FZMT\\_11.pdf](http://fyzika.fs.cvut.cz/fzmt/FZMT_11.pdf)
- [43] PRAUZEK, Michal. Ultrazvuková zobrazovací technika. In: *Studijní materiály k předmětu Lékařské zobrazovací systémy I*. [online]. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, Fakulta elektrotechniky a informatiky, Laboratoře biomedicínského inženýrství, [2011] [cit. 2012-05-22]. Dostupné z: [http://homel.vsb.cz/~pra132/files/LZS\\_2\\_uzv.pdf](http://homel.vsb.cz/~pra132/files/LZS_2_uzv.pdf)
- [44] ERHART, Jiří. TECHNICKÁ UNIVERZITA V LIBERCI, International Center of Piezoelectric Research. Piezoelektrické "chytré" materiály pro elektrotechniku: PZT keramika. *Elektro* [online]. 2002, roč. 2002, č. 11 [cit. 2012-05-27]. Dostupné z: [http://katedry.fp.tul.cz/kfy/katedra/erhart/clanky/Elektro\\_11-2002\\_4.pdf](http://katedry.fp.tul.cz/kfy/katedra/erhart/clanky/Elektro_11-2002_4.pdf)
- [45] Funkční keramika. In: *Vysoká škola chemicko-technologická v Praze, Ústav skla a keramiky: Výzkumná činnost, Technologie keramiky* [online]. [2007] [cit. 2012-05-27]. Dostupné z: [http://www.vscht.cz/sil/keramika/Ceramic\\_Technology/SM-Lect-12-C.pdf](http://www.vscht.cz/sil/keramika/Ceramic_Technology/SM-Lect-12-C.pdf)
- [46] KINAHAN, Paul. Lecture 6 - Ultrasound. In: UNIVERSITY OF WASHINGTON. *UW Courses Web Server: BIOEN 508 Physical Aspects of Medical Imagig* [online].

- 2006, 12/06/2006 [cit. 2012-05-24]. Dostupné z:  
<http://courses.washington.edu/bioen508/Lecture6-US.pdf>
- [47] ŠVEHLA, Štefan a Zdenko FIGURA. *Ultrazvuk v technológii*. 1. vydanie. Bratislava: ALFA, vydavateľstvo technickej a ekonomickej literatúry, 1984, 528 s. ISBN 63-482-84.
- [48] VACHUTKA, Jaromír. *Ověření tepelných účinků ultrazvukového diagnostického přístroje prostřednictvím modelu tkáně* [online]. Brno, 2007 [cit. 2012-05-20]. 49 s. Dostupné z: [http://is.muni.cz/th/150547/prif\\_b/Bakalarska\\_prace.pdf](http://is.muni.cz/th/150547/prif_b/Bakalarska_prace.pdf). Bakalářská práce. Masarykova univerzita, Přírodovědecká fakulta.
- [49] Základní uživatelská příručka k přístroji Voluson® E8 / Voluson® E8 Expert, General Electric Healthcare, revize 1, srpen 2007, 975 s. (uživatelskou dokumentaci vytvořila společnost General Electrics Kretztechnik GmbH & Co. OHG)
- [50] DOLEŽAL, Ladislav. Fyzika ultrazvuku se zaměřením na medicínu. In: *Studijní materiály pro studenty 1. ročníku všeobecného lékařství LF UP* [online]. Univerzita Palackého v Olomouci, [2009] [cit. 2012-05-20]. Dostupné z: <http://ulb.upol.cz/prednasky/vca011/uzv.pdf>
- [51] HÁLEK, Jan et al. *Biofyzika pro bakaláře*. 2. vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2002, 214 s. ISBN 80-244-0529-6.
- [52] JONÁŠOVÁ, Eva. *Šíření ultrazvuku ve vrstevnatých biologických prostředích* [online]. Brno, 2009 [cit. 2012-04-29]. 42 s. Dostupné z: [http://is.muni.cz/th/211201/prif\\_b/bakalarska\\_prace.pdf](http://is.muni.cz/th/211201/prif_b/bakalarska_prace.pdf). Bakalářská práce. Masarykova univerzita, Přírodovědecká univerzita, Ústav fyziky kondenzovaných látek.
- [53] ČSN EN 60601-2-37 ed. 2. *Zdravotnické elektrické přístroje - Část 2-37: Zvláštní požadavky na základní bezpečnost a nezbytnou funkčnost ultrazvukových zdravotnických diagnostických a monitorovacích přístrojů*. [Praha]: ÚNMZ, srpen 2008.
- [54] BARÁKOVÁ, Drahomíra. *Základy ultrazvukové diagnostiky v oftalmologii*. Praha: Alcon Pharmaceuticals, 1993. (příručka pro oční lékaře).
- [55] WOO, Joseph. From wired frames to 3D: A short History of Kretztechnik AG, Zipf, Austria. *Obstetric ultrasound: A short History of the development of Ultrasound in Obstetrics and Gynecology* [online]. © 1998-2002 [cit. 2012-05-20]. Dostupné z: <http://www.ob-ultrasound.net/kretztechnik.html>
- [56] Ian Donald. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001-, 28. 3. 2012 [cit. 2012-04-15]. Dostupné z: [http://en.wikipedia.org/wiki/Ian\\_Donald](http://en.wikipedia.org/wiki/Ian_Donald)
- [57] WOO, Joseph. A short History of the development of Ultrasound in Obstetrics and Gynecology. WOO, Joseph. *Obstetric Ultrasound: A Comprehensive Guide to Ultrasound Scans in Pregnancy* [online]. © 1998-2002 [cit. 2012-05-23]. Dostupné z: <http://www.ob-ultrasound.net/history1.html>
- [58] ŠVÁB, Přemysl. Jícnová echokardiografie. *Zdravotnické noviny: Příloha: Lékařské listy* [online]. 6.4.2001, roč. 2001, č. 14 [cit. 2012-05-26]. Dostupné z: <http://www.zdn.cz/clanek/priloha-lekarske-listy/jicnova-echokardiografie-134712>
- [59] OBRAZ, Jaroslav. *Ultrazvuk v měřicí technice*. Vydání 2., upravené. Praha: SNTL, 1984, 488 s. ISBN 04-222-84.
- [60] MORNSTEIN, Vojtěch, Ivo HRAZDIRA a Pavel GREC. Ultrazvuková diagnostika. In: *Přednášky z lékařské biofyziky* [online]. Brno: Masarykova univerzita, Biofyzikální ústav Lékařské fakulty, 2009 [cit. 2012-05-20]. Dostupné z: <http://www.med.muni.cz/biofyz/doc/lec-cs/UltrazvukovaDiagnostika-fin.ppt>
- [61] MEDATA - Zastupované produkty. MEDATA, spol. s r.o. *MEDATA: Váš partner v*

- pěči o zdraví* [online]. © 2010, 2. 1. 2012 [cit. 2012-05-20]. Dostupné z: <http://www.medata.cz/index.php?page=produkty>
- [62] Ultrazvukový přístroj B-Scan plus. SPIRIT MDICAL SPOL. S R.O. *Spirit Medical: Zdravotnické přístroje, nástroje a spotřební materiál* [online]. © 2006 [cit. 2012-05-21]. Dostupné z: <http://www.spiritmed.cz/article.asp?nArticleID=79&nLanguageID=1>
- [63] Revolutionize the Way You Work - Acuson P10: The First Pocket Ultrasound System. In: SIEMENS MEDICAL SOLUTIONS USA, Inc. *Siemens - Healthcare: Diagnostic Imaging & Therapy: Detection & Diagnosis: Ultrasound* [online]. © 2008 [cit. 2012-05-29]. Dostupné z: [http://www.medical.siemens.com/siemens/en\\_INT/gg\\_us\\_FBAs/files/multimedia/P10/SMS-375\\_20P10\\_20datasheet.pdf](http://www.medical.siemens.com/siemens/en_INT/gg_us_FBAs/files/multimedia/P10/SMS-375_20P10_20datasheet.pdf)
- [64] Videtiskárny. *Evia Medical* [online]. © 2008 - 2012 [cit. 2012-05-08]. Dostupné z: <http://www.elviamedical.cz/videotiskarny/>
- [65] ROZMAN, Jiří et al. *Elektrické přístroje v lékařství*. Vyd. 1. Praha: Academia, 2006, 408 s. ISBN 80-200-1308-3.
- [66] Elektrokardiogram. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001-, 4. 3. 2012 [cit. 2012-05-11]. Dostupné z: <http://cs.wikipedia.org/wiki/Elektrokardiogram>
- [67] BÖHMEKE, Thomas a Andreas SCHMIDT. *Echokardiografie*. Překlad 4. vydání. Miroslav Rubáček. Praha: Grada Publishing, 2009, 256 s. ISBN 978-80-247-2976-3.
- [68] Základní metody světelné mikroskopie. In: NIKON. *Asociace reprodukční embryologie: Vzdělávání a kompetence* [online]. Brno, 2004 [cit. 2012-05-22]. Dostupné z: [http://www.are.cz/documents/ZAKLADNI\\_METODY\\_SVETELNE\\_MIKROSKOPIE.pdf](http://www.are.cz/documents/ZAKLADNI_METODY_SVETELNE_MIKROSKOPIE.pdf)
- [69] PachPen Handheld Pachymeter. ACCUTOME, Inc., USA. *Accutome: Where The Difference Is Visible* [online]. [2010] [cit. 2012-05-21]. Dostupné z: <http://www.accutome.com/product/pachpen-handheld-pachymeter>
- [70] HRAZDIRA, Ivo a Vojtěch MORNSTEIN. *Lékařská biofyzika a přístrojová technika*. První vydání. Brno: Neptun, 2001, 386 s. ISBN 80-902896-1-4.
- [71] Doppler. MEDICTON GROUP S.R.O. *Medicton Group - prodej, servis, kalibrace: Lékařské a zdravotnické přístroje* [online]. [cit. 2012-05-21]. Dostupné z: <http://www.medicton.com/produkty/doppler.html>
- [72] Transcranial Doppler. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001-, 10 April 2012 [cit. 2012-05-28]. Dostupné z: [http://en.wikipedia.org/wiki/Transcranial\\_Doppler](http://en.wikipedia.org/wiki/Transcranial_Doppler)
- [73] ZÁŤURA, F., A. HEROUT, J. KŘEN, J. ROSENGERG a M. ROSENBERG. 3D rekonstrukce lumina dutých orgánů: Originální diagnostická sestava. *Česká urologie* [online]. 1999, roč. 3, č. 4 [cit. 2012-05-20]. Dostupné z: [http://www.czechurolog.cz/dwnld/99\\_4\\_5\\_7.pdf](http://www.czechurolog.cz/dwnld/99_4_5_7.pdf)
- [74] CIBULA, David et al. *Onkogynekologie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2009, 614 s. ISBN 978-802-4726-656.
- [75] BĚLINOVÁ, Jana. Abdominální ultrasonografie. In: *ZDN.CZ: Postgraduální medicína* [online]. 4. 10. 2005 [cit. 2012-05-20]. Dostupné z: <http://www.zdn.cz/clanek/postgradualni-medicina-priloha/abdominalni-ultrasonografie-168688>
- [76] BK Medical Ultrasound Transducers. BK MEDICAL. *BK Medical - Ultrasound Solution* [online]. © 2012 [cit. 2012-05-20]. Dostupné z: [http://www.bkmed.com/list\\_of\\_transducers\\_en.htm](http://www.bkmed.com/list_of_transducers_en.htm)
- [77] Products Overview: IVUS Imaging. VOLCANO CORPORACION. *Volcano:*

- Precision Guided Therapy* [online]. © 2012 [cit. 2012-05-25]. Dostupné z: <http://www.volcanocorp.com/products/ivus-imaging/>
- [78] DAHIYA, Nirvikar. The Basics of 3D/4D Ultrasound. In: *GE Healthcare - Ultrasound* [online]. © 2010 [cit. 2012-05-17]. Dostupné z: [http://www.gehealthcare.com/usen/ultrasound/education/products/cme\\_3d4d.html](http://www.gehealthcare.com/usen/ultrasound/education/products/cme_3d4d.html)
- [79] Složení krve. In: *Biologie člověka* [online]. [2006] [cit. 2012-05-10]. Dostupné z: [http://ms.gymspgs.cz:5050/bio/Sources/Textbook\\_Textbook.php?intSectionId=30500](http://ms.gymspgs.cz:5050/bio/Sources/Textbook_Textbook.php?intSectionId=30500)
- [80] Aplikace Dopplerova jevu v ultrazvukové diagnostice. In: *www.ultrazvuk.cz - stránky o ultrazvuku: Ultrazvuk ve zdravotnictví* [online]. © 2007 [cit. 2012-05-25]. Dostupné z: [http://zdravotnictvi.ultrazvuk.cz/prilohy/2/aplikace\\_dopplerova\\_jevu.pdf](http://zdravotnictvi.ultrazvuk.cz/prilohy/2/aplikace_dopplerova_jevu.pdf)
- [81] HRAZDIRA, Ivo. *Úvod do ultrasonografie v otázkách a odpovědích: Principy ultrazvukových diagnostických metod a způsoby jejich využití* [online]. Brno, 2008, 36 s. [cit. 2012-03-12]. Dostupné z: [http://www.med.muni.cz/dokumenty/pdf/uvod\\_do\\_ultrasonografie1.pdf](http://www.med.muni.cz/dokumenty/pdf/uvod_do_ultrasonografie1.pdf)
- [82] Tissue Harmonic Imaging: Technical Tutorials. GE HEALTHCARE. *GE Healthcare - Products and Solutions: Ultrasound: Education* [online]. © 2010 [cit. 2012-05-05]. Dostupné z: <http://www.gehealthcare.com/usen/ultrasound/education/products/tissueharmimg.html>
- [83] ORTEGA, Dulia, Peter N. BURNS, David Hope SIMPSON a Stephanie R. WILSON. Tissue Harmonic Imaging: Is It a Benefit for Bile Duct Sonography?. *American Journal of Roentgenology: Diagnostic Imaging and Related Sciences* [online]. 2001, roč. 2001, AJR:176, March [cit. 2012-05-05]. Dostupné z: <http://www.ajronline.org/content/176/3/653.full.pdf+html>
- [84] SCHMIDT, Werner a KURJAK. *Color Doppler Sonography in Gynecology and Obstetrics*. Stuttgart (Germany): Thieme, 2005, 405 s. ISBN 1-58890-256-0. Dostupné z: <http://books.google.cz/books?id=E-FluVzmIjEC&pg=PA25&dq=Ensemble+tissue&hl=cs&sa=X&ei=8nJcT5OmKsKaOsOVIJEN&ved=0CDcQ6AEwAQ#v=onepage&q=Ensemble%20tissue&f=false>
- [85] B/W SieScape panoramic imaging. SIEMENS. *Siemens Healthcare: Ultrasound* [online]. © 2002 - 2012 [cit. 2012-05-29]. Dostupné z: <https://www.medical.siemens.com/webapp/wcs/stores/servlet/PSOptionProductDisplayView?catalogId=-11&catTree=100010,1007660,12761,1029865&langId=-11&productId=14900&productType=6&storeId=10001>
- [86] SIEMENS MEDICAL SOLUTIONS USA, Inc. *Ultrazvukový zobrazovací systém ACUSON Antares: Návod k použití*. 2006, 470 s.
- [87] HRAZDIRA, Luboš. Ultrazvuk. *Lhrazdira.wz.cz: Ortopedie, tělovýchovné lékařství, ultrasonografie pohybového aparátu* [online]. [cit. 2012-05-19]. Dostupné z: <http://lhrazdira.wz.cz/ultrazvuk>
- [88] BIANCHI a Carlo MARTINOLI. *Ultrasound of the musculoskeletal system* [online]. [Berlín] (Německo): Springer, 2007, 977 s. [cit. 2012-03-10]. ISBN 978-3-540-42267-9. Dostupné z: [http://books.google.cz/books?id=v2iDtb0miwQC&pg=PA9&lpg=PA9&dq=photopic+imaging&source=bl&ots=oUVKwFMNaj&sig=XNgZXrjNXD2-AQKow7AGXDQYr00&hl=cs&sa=X&ei=dRdbT-bKMMfoOZ\\_S-JEN&ved=0CG8Q6AEwCQ#v=onepage&q=photopic%20imaging&f=false](http://books.google.cz/books?id=v2iDtb0miwQC&pg=PA9&lpg=PA9&dq=photopic+imaging&source=bl&ots=oUVKwFMNaj&sig=XNgZXrjNXD2-AQKow7AGXDQYr00&hl=cs&sa=X&ei=dRdbT-bKMMfoOZ_S-JEN&ved=0CG8Q6AEwCQ#v=onepage&q=photopic%20imaging&f=false)
- [89] Advanced SieClear. SIEMENS. *Siemens - Healthcare: Ultrasound* [online]. © 2002 - 2012 [cit. 2012-05-04]. Dostupné z: <https://www.medical.siemens.com/webapp/wcs/stores/servlet/PSOptionProductDisplayView?catalogId=-1&catTree=100010,1007660,12761,1029865&langId=-1&productId=175446&productType=6&storeId=10001>

- [90] SonoCT: SonoCT Real-time Compound Imaging. PHILIPS ELECTRONICS. *Philips: Products: Ultrasound* [online]. © 2004 - 2012 [cit. 2012-05-04]. Dostupné z: [http://www.healthcare.philips.com/us\\_en/products/ultrasound/technologies/sonoct.wpd](http://www.healthcare.philips.com/us_en/products/ultrasound/technologies/sonoct.wpd)
- [91] Voxel. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001-, 24. 4. 2012 [cit. 2012-05-29]. Dostupné z: <http://cs.wikipedia.org/wiki/Voxel>
- [92] Internal medicine. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001-, 26 March 2012 [cit. 2012-05-11]. Dostupné z: [http://en.wikipedia.org/wiki/Internal\\_medicine](http://en.wikipedia.org/wiki/Internal_medicine)
- [93] BLOCK, Berthold. *Průvodce sonografií: kapesní atlas*. vydání první české. Milan Cholt. Praha: Grada Publishing, 2005, 300 s. ISBN 80-247-0835-3.
- [94] ROSINA, Jozef, Hana KOLÁŘOVÁ a Jiří STANEK. *Biofyzika pro studenty zdravotnických oborů*. Vydání první. Praha: Grada Publishing, 2006, 232 s. ISBN 80-247-1383-7.
- [95] SMITH, Norman C. a A. Pat M. SMITH. *Ultrazvuk v porodnictví: Praktická příručka*. 1. vydání. Marek Krupša. Praha: Grada Publishing, 2006, 192 s. ISBN 80-247-1107-9.
- [96] LUBUŠKÝ, Marek a Š. MACHAČ. Prenatální dopplerometrie. *Zdravotnické noviny: Příloha: Lékařské listy* [online]. 9.10.2003, roč. 2003, č. 41, s. 11-13 [cit. 2012-05-26]. Dostupné z: <http://www.lubusky.com/clanky/03.pdf>
- [97] ROZSÍVAL, Pavel, Bohdana KALVODOVÁ et al. *Trendy soudobé oftalmologie: Svazek třetí*. První vydání. Praha: Galén, 2006, 246 s. ISBN 80-7262-405-9.
- [98] NOVOTNÝ, Ivan a Michal HRUŠKA. *Biologie člověka: Pro gymnázia*. 3. přepracované vydání - dotisk. Praha: Fortuna, 2005, 240 s. ISBN 80-7168-819-3.
- [99] Ultrasound imaging A/B mode & Pachymetry Compact Touch. QUANTEL MEDICAL. *Quantel Medical: Products* [online]. [2009] [cit. 2012-05-21]. Dostupné z: <http://www.quantel-medical.com/popup-produit-echographe-compact-touch-pachymetrie.php>
- [100] MARTIN, Falhar. Vzorce pro výpočet optické mohutnosti intraokulárních čoček. In: *Optikarium: Váš průvodce světem oční optiky a optometrie* [online]. 2008, 7. listopad 2010 [cit. 2012-05-07]. Dostupné z: [http://www.optikarium.cz/pdf/Falhar\\_Vzorce\\_pro\\_vypocet\\_IOL.pdf](http://www.optikarium.cz/pdf/Falhar_Vzorce_pro_vypocet_IOL.pdf)
- [101] Otorhinolaryngologie. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001-, 15. 5. 2012 [cit. 2012-04-28]. Dostupné z: <http://cs.wikipedia.org/wiki/URL>
- [102] Diafanoskopie. In: *Velký lékařský slovník* [online]. 2008 [cit. 2012-04-28]. Dostupné z: <http://lekarske.slovniky.cz/pojem/diafanoskopie>
- [103] EXKURZE, Ordinance ORL, MUDr. Vladimír Miňovský, dne 28. 3. 2012
- [104] Vedlejší dutiny nosní. In: *WikiSkripta* [online]. 21. 10. 2011 [cit. 2012-04-28]. Dostupné z: [http://www.wikiskripta.eu/index.php/Vedlej%C5%A1%C3%AD\\_dutiny\\_nosn%C3%AD#Sinus\\_frontalis](http://www.wikiskripta.eu/index.php/Vedlej%C5%A1%C3%AD_dutiny_nosn%C3%AD#Sinus_frontalis)
- [105] *Uživatelská příručka k přístroji SINUSCAN 201*, Oriola Oy, 2007, 33 s.
- [106] VARONEN. *Ultrasound in Management of Acute Rhinosinusitis Patients in Primary Care*. Helsinky, 2003. 105 s. Disertační práce. University of Helsinki, Medical Faculty.
- [107] PUHAKKA, Tuomo, Terho HEIKKINEN, MÄKELÄ, Anu ALANEN, Timo KALLIO, Leo KORSOFF, Jouko SUONPÄÄ a Olli RUUSKANEN. Validity of Ultrasonography in Diagnosis of Acute Maxillary Sinusitis. *Archives of Otolaryngology: Head & Neck Surgery*. American Medical Association, 2000, č. 126,

- 1482 - 1486. Dostupné z: <http://archotol.ama-assn.org/cgi/reprint/126/12/1482>
- [108] Синускоп SINUSCAN. *Rumes online* [online]. [cit. 2012-06-05]. Dostupné z: [http://www.rumes-online.ru/catalog/ear/?ELEMENT\\_ID=22&DETAIL=Y](http://www.rumes-online.ru/catalog/ear/?ELEMENT_ID=22&DETAIL=Y)
- [109] SIEMENS MEDICAL SOLUTIONS USA, Inc. *ACUSON X300 Ultrazvukový zobrazovací systém: Návod k použití*. 2006, 196 s.
- [110] Barevný ultrazvukový přístroj SSI-8000: SonoScape. ATEC, spol s r.o. ATEC [online]. [2009] [cit. 2012-05-29]. Dostupné z: <http://www.atec.cz/SSI8000.html>
- [111] Prosound 2: Specifications for Diagnostic Ultrasound System. In: EUROMED ELECTRONICS NZ LTD., Aloka CO., Ltd. *Euromed: Ultrasound* [online]. 2008 [cit. 2012-05-30]. Dostupné z: <http://www.euromed.co.nz/site/euromed/files/Specifications-PS2-V10-10.pdf>
- [112] EXKURZE, Fakultní nemocnice Plzeň, areál Lochotín, Ing. Jan Sládek, dne 23. 3. 2012
- [113] EXKURZE, Soukromá gynekologická praxe, MUDr. Libor Anděl, dne 30. 4. 2012
- [114] Nenewtonské kapaliny. In: *Modelování v biomechanice* [online]. Západočeská univerzita v Plzni, Katedra mechaniky [cit. 2012-05-01]. Dostupné z: <http://www.kme.zcu.cz/granty/biofrvs/pdf/4-01FRVS-03.pdf>
- [115] VAŇĚK, Petr. Vztahy mezi průtokem krve, odporem cévního řečiště a tlakem krve. In: [online]. [cit. 2012-05-10]. Dostupné z: <http://fyziologie.lf2.cuni.cz/uceni/prezentace%20studentu%20vyborne/Vanek%20Petr%20-%202012.kr.ppt>
- [116] BUREŠ, Jiří. *ConVERTER: fyzikální tabulky – dynamická viskozita* [online]. 2002 [cit. 2012-04-15]. Dostupné z: <http://www.converter.cz/tabulky/dynamicka-viskozita.htm>
- [117] Blood. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2012-04-25]. Dostupné z: [http://en.wikipedia.org/wiki/Blood#cite\\_note-3](http://en.wikipedia.org/wiki/Blood#cite_note-3)
- [118] BEDNAŘÍK, Milan a Miroslava ŠIROKÁ. *Fyzika pro gymnázia: Mechanika*. Dotisk 3. vydání. Praha: Prometheus, 2005, 288 s. ISBN 80-7196-176-0.
- [119] Turbulentní proudění. In: *Slovník fyziologie* [online]. [cit. 2012-05-10]. Dostupné z: [http://wiki.lfp-studium.cz/index.php/Turbulentn%C3%AD\\_proud%C4%9Bn%C3%AD](http://wiki.lfp-studium.cz/index.php/Turbulentn%C3%AD_proud%C4%9Bn%C3%AD)
- [120] UNGERMANN, Leoš, Pavel ELIÁŠ, Pavel RYŠKA, Antonín MICHL, Jan ŽIŽKA a Luděk KLZO. Dynamická kontrastní ultrasonografie jater. In: *Česká radiologie* [online]. Hradec Králové: Radiologická klinika LF a FN, 28. 2. 2009 [cit. 2012-03-11]. Dostupné z: [http://cesradiol.cz/dwnld/Ces\\_Rad\\_0901\\_34\\_41.pdf](http://cesradiol.cz/dwnld/Ces_Rad_0901_34_41.pdf)
- [121] TESÁŘÍK, Jiří. *Vytvoření systému pro srovnání 3D kvalitativních parametrů sonografu* [online]. Olomouc, 2009 [cit. 2012-03-09]. 120 s. Dostupné z: <http://theses.cz/id/a03c44/101745-311242149.pdf>. Disertační práce. Univerzita Palackého v Olomouci, Lékařská fakulta, Ústav lékařské biofyziky.
- [122] UNGERMANN, Leoš, Pavel ELIÁŠ, Antonín MICHL, Pavel RYŠKA a Jan ŽIŽKA. Přínos kontrastních látek v sonografickém vyšetření jater. *Zdravnické noviny: Příloha: Lékařské listy* [online]. 17.12.2007, roč. 2007, č. 22 [cit. 2012-05-26]. Dostupné z: <http://www.zdn.cz/clanek/priloha-lekarske-listy/prinos-kontrastnich-latek-v-sonografickem-vysetreni-jater-335694>
- [123] ČSN EN 60601-1. *Zdravotnické elektrické přístroje. Část 1: Všeobecné požadavky na bezpečnost*. [Praha]: ÚNMZ, březen 1994.
- [124] Medical Devices: Guidance Documents. FDA. *FDA - U.S. Food and Drug Administration: Protecting and Promoting Your Health* [online]. September 9, 2008, 05/19/2011 [cit. 2012-05-21]. Dostupné z: <http://www.fda.gov/MedicalDevices/DeviceRegulationandGuidance/GuidanceDocum>



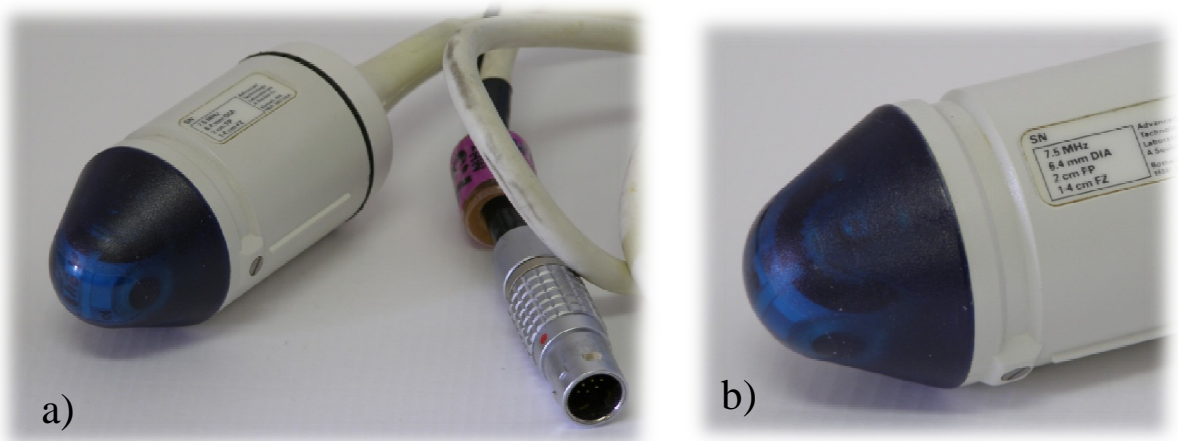
- ents/ucm070856.htm
- [125] Ultrazvukové diagnostické přístroje GE Healthcare: Logiq Book XP. *Electric Medical Service s.r.o.: Prodej a servis zdravotnické techniky* [online]. © 2006 [cit. 2012-05-29]. Dostupné z: [http://www.emsbrno.com/index.php?page=ultrazvukove\\_pristroje/logiq\\_book](http://www.emsbrno.com/index.php?page=ultrazvukove_pristroje/logiq_book)
- [126] Ultrazvukové přístroje: SonoScape. ATEC, spol s r.o. ATEC [online]. [2009] [cit. 2012-05-29]. Dostupné z: <http://www.atec.cz/pristroje.html>
- [127] Touch Screen Ultrasound System: SonixTouch. *Ultrasonix - Ultrasound Your Way: Products* [online]. [cit. 2012-05-29]. Dostupné z: <http://www.ultrasonix.com/ultrasound-systems/sonixtouch>
- [128] Aixplorer. MEDATA, spol. s r.o. *Medata: Produkty: Supersonic Imagine* [online]. © 2010 [cit. 2012-05-29]. Dostupné z: <http://www.medata.cz/index.php?page=produkty/supersonicimagine/aixplorer>
- [129] ESAOTE MyLab One. *Chironax: Produkty: Humánní sonografy* [online]. [2012] [cit. 2012-05-29]. Dostupné z: <http://www.chironax.com/home/produkty.php?kat1=2&kat2=5&detail=582>
- [130] Mountable ultrasound system: SonixTablet. *Ultrasonix - Ultrasound Your Way: Products* [online]. [cit. 2012-05-29]. Dostupné z: <http://www.ultrasonix.com/ultrasound-systems/sonixtablet>
- [131] Sonix Tablet. MEDATA SPOL. S R.O. *MEDATA: Produkty: Ultrasonix* [online]. © 2010 [cit. 2012-05-29]. Dostupné z: <http://www.medata.cz/index.php?page=produkty/ultrasonix/tablet>
- [132] DRS, Ladislav. *Deskriptivní geometrie: pro střední školy I. 2. vydání*. Praha: Prometheus, 2005. ISBN 80-7196-321-6.
- [133] FALKENSAMMER, Peter. Ultrasound Technology Update: Volume Contrast Imaging (VCI). In: GE MEDICAL SYSTEMS, Kretz Ultrasound. *GE Healthcare - Ultrasound* [online]. 2002 [cit. 2012-05-17]. Dostupné z: <http://www.gehealthcare.com/eufr/ultrasound/docs/education/whitepapers/UltrasoundTechnologyUpdate-VCI.pdf>
- [134] TADDEI, F, L FRANCESCHETTI, M SIGNORELLI, F PREFUMO, N FRATELLI, T FRUSCA a C GROLI. Spatio-Temporal Imaging Correlation (STIC) in fetal echocardiography. In: DEPARTMENT OF OBSTETRICS AND GYNAECOLOGY, University of Brescia, Italy. *Philips Medical Systems* [online]. 2007 [cit. 2012-05-17]. Dostupné z: [http://www.healthcare.philips.com/phpwc/main/shared/assets/documents/ultrasound/products/campaigns/pushing%20the%20boundaries/stic\\_fetal\\_echo\\_by%20franceschetti\\_et\\_al.pdf](http://www.healthcare.philips.com/phpwc/main/shared/assets/documents/ultrasound/products/campaigns/pushing%20the%20boundaries/stic_fetal_echo_by%20franceschetti_et_al.pdf)
- [135] GONÇALVES, Luís, Wesley LEE, Jimmy ESPINOZA a Roberto ROMERO. Three- and 4-Dimensional Ultrasound in Obstetric Practice. *Journal of Ultrasound in Medicine* [online]. 2005, č. 24, 1599–1624 [cit. 2012-05-17]. Dostupné z: <http://www.jultrasoundmed.org/content/24/12/1599.full.pdf>
- [136] JAYAPRAKASAN, Kannamannadir, Shilpa DEB a Nick RAINE-FENNING. Imaging in Assisted Reproduction. In: *Touch Briefings: Obstetrics & Gynecology* [online]. University of Nottingham, © 2008 [cit. 2012-05-18]. Dostupné z: <http://www.touchbriefings.com/pdf/3057/raine-fenning.pdf>
- [137] RAINE-FENNING, Nick. The potential for automated analysis of three-dimensional ultrasound data in reproductive medicine. In: *GE Healthcare* [online]. GE Healthcare, a division of General Electric Company, 2008 [cit. 2012-05-18]. Dostupné z: <http://brochureorder.geultrasound.net/xtcommerce/pdfs/300-08-U035E.pdf>
- [138] REICHARTSEDER, F. a P. FALKENSAMMER. VCAD – Volume Aided Diagnosis.

- In: *GE Healthcare* [online]. GE Healthcare, a division of General Electric Company, 2006 [cit. 2012-05-18]. Dostupné z: <http://brochureorder.geultrasound.net/xtcommerce/pdfs/300-06-U026E.pdf>
- [139] *Journal of Ultrasound in Medicine* [online]. 1989 - 2012 [cit. 2012-05-17]. ISSN 1550-9613. Dostupné z: <http://www.jultrasoundmed.org/>
- [140] Ultrazvukové sondy: SonoScape. ATEC, spol s r.o. *ATEC* [online]. [2009] [cit. 2012-05-29]. Dostupné z: <http://www.atec.cz/sondy.html>
- [141] SONOSITE, Inc. *TEE sonda: Uživatelská příručka*. 29 s.
- [142] Ultrasound Transducers. ROYAL PHILIPS ELECTRONICS. *Philips - Healthcare: Products & Solutions* [online]. © 2004 - 2012 [cit. 2012-05-26]. Dostupné z: [http://www.healthcare.philips.com/main/products/ultrasound/transducers/open\\_article\\_index.wpd](http://www.healthcare.philips.com/main/products/ultrasound/transducers/open_article_index.wpd)
- [143] EXKURZE, Soukromá oční ordinace, MUDr. Jana Vacková, dne 1. 4. 2011
- [144] Pachymeter Handy Tomey SP-100. OPTIMETRICS, Inc. *Optimetrics* [online]. © 2010 [cit. 2012-05-21]. Dostupné z: <http://new.optimetrics.com/ab-scans-pachymeters/pachymeters/pachymeter-handy-tomey-sp-100.html>
- [145] Uživatelský manuál k pachymetru SP 100, výrobce Tomey
- [146] EXKURZE, Oční laserové centrum a centrum mikrochirurgie oka, Ofta s.r.o., dne 30. 3. 2011
- [147] Pachymetry and Ultrasound A mode Axis II. QUANTEL MEDICAL. *Quantel Medical: Products* [online]. [2009] [cit. 2012-05-21]. Dostupné z: <http://www.quantel-medical.com/produit-echographe-axis2.php>
- [148] Uživatelský manuál k oftalmologickému echografu Axis – II, výrobce Quantel Medical
- [149] Srdce. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001-, 20. 5. 2012 [cit. 2012-05-26]. Dostupné z: <http://cs.wikipedia.org/wiki/Srdce>
- [150] <http://www.cmp-brno.cz/Echokardiografie.html>
- [151] Clinical Images. BK MEDICAL. *BK Medical - Ultrasound Solution* [online]. © 2012 [cit. 2012-05-20]. Dostupné z: [http://www.bkmed.com/clinical\\_images\\_en.htm](http://www.bkmed.com/clinical_images_en.htm)

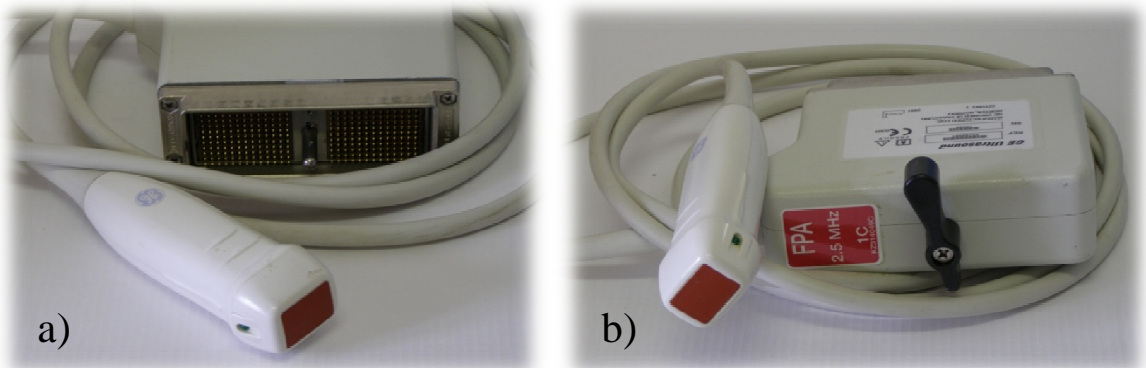
## Příloha I – fotografická dokumentace UZ sond



Obr. 36: Mechanická sektorová sonda (oscilační), 2,75 MHz [112]



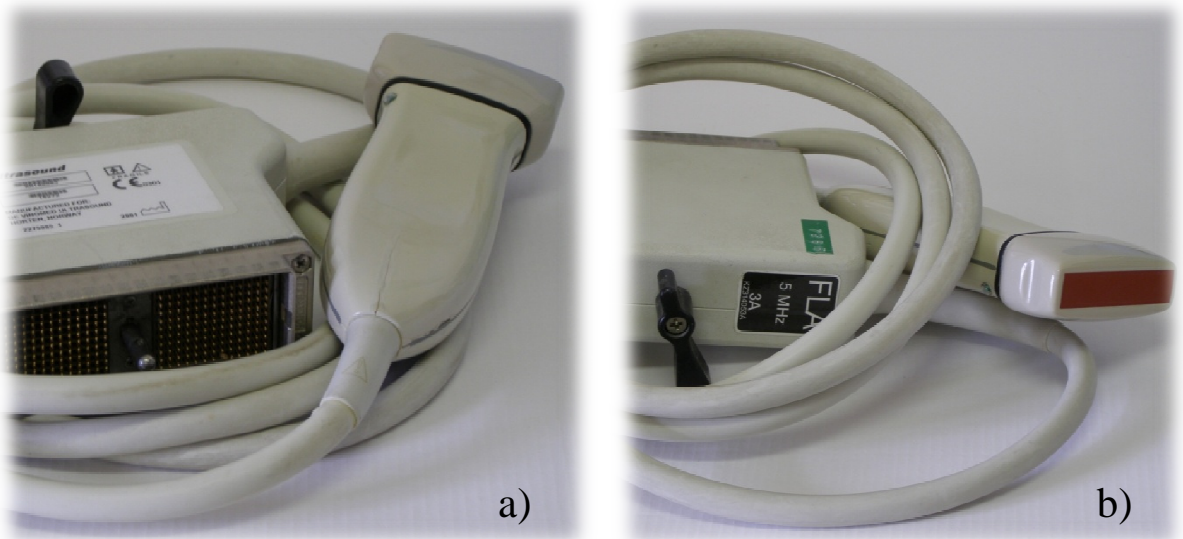
Obr. 37: Mechanická sektorová sonda (rotační), 7,5 MHz [112]  
 a) celkový pohled na sondu a konektor pro připojení k UZ přístroji, b) detail pohyblivého mechanismu za průhledným krytem hlavy sondy



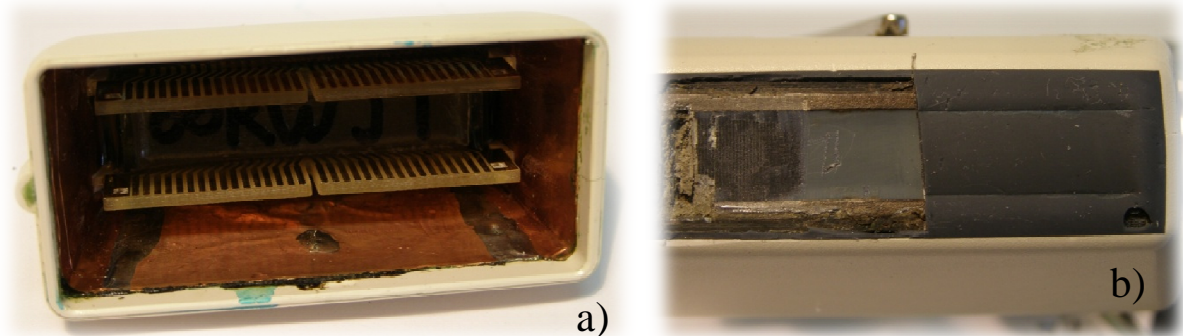
Obr. 38: Elektronicky řízená sektorová sonda, 2,5 MHz [112]  
 a) sonda s portem natočeným stranou s kontakty (piny), b) sonda s portem natočeným stranou s páčkou mechanického fixačního zámku



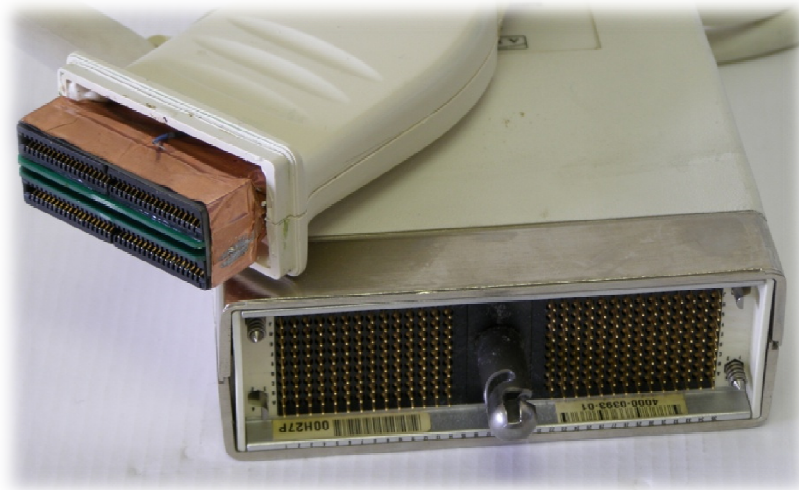
*Obr. 39: Konvexní sonda s elektronicky buzenou řadou měničů, 3,5 MHz [112]*  
 a) sonda s portem natočeným stranou s kontakty (piny), b) sonda s portem natočeným stranou s páčkou mechanického fixačního zámku



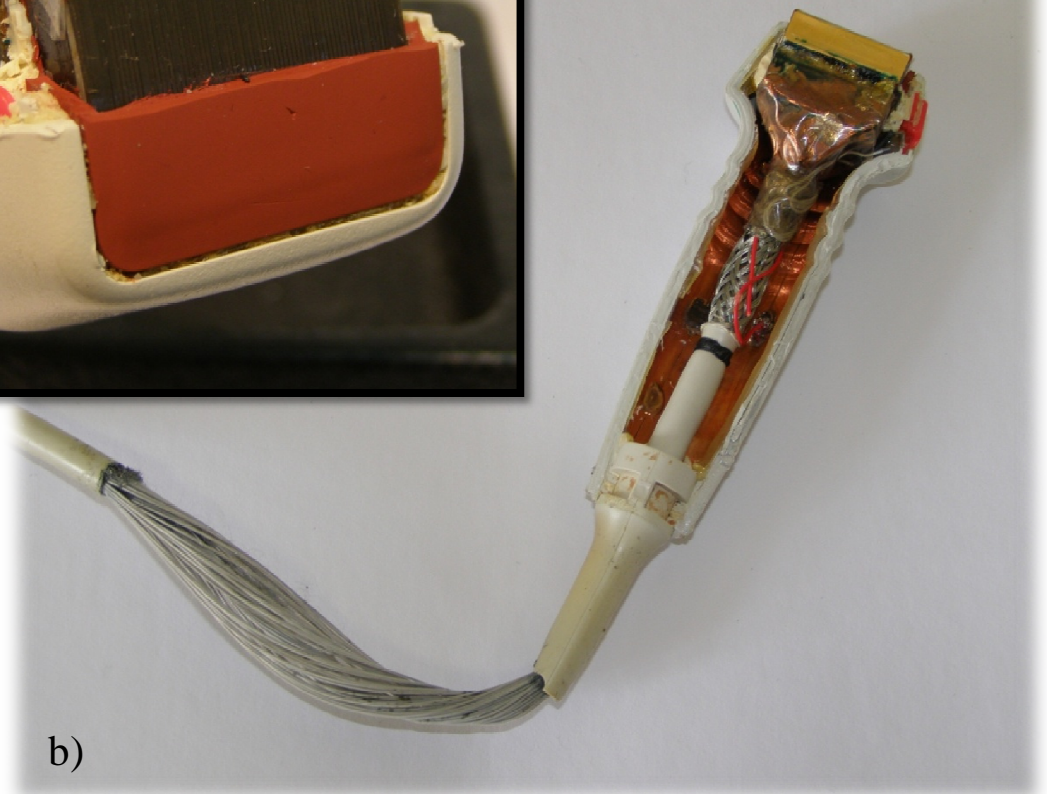
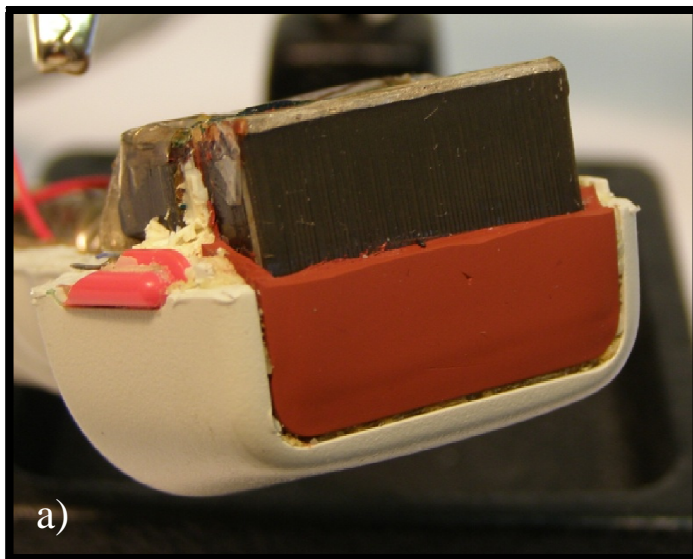
*Obr. 40: Lineární sonda s elektronicky buzenou řadou měničů, 5 MHz [112]*  
 a) sonda s portem natočeným stranou s kontakty (piny), b) sonda s portem natočeným stranou s páčkou mechanického fixačního zámku



*Obr. 41: Rozebraná hlava lineární elektronické sondy [112]*  
 a) vnitřní strana s kontakty pro připojení do patice sondy, b) přední strana s odkrytými měniči



**Obr. 43: Tělo rozebrané lineární sondy a port pro připojení k přístroji [112]**  
 Z přední strany těla rozebrané sondy je patice pro připojení hlavy sondy s piezoelektrickými elementárními měniči. Celé tělo je uvnitř plastového krytu dobře stíněné. Port pro připojení k UZ přístroji má 280 pinů.



**Obr. 42: Rozebraná sektorová elektronická sonda [112]**  
 a) detail hlavy sondy s 64 elementárními měniči, b) řez celou sondou včetně přívodního kabelu  
 Pod plastovým krytem je vidět kvalitní stínění.

## Příloha II – výstupy z vyšetření přístrojem Voluson® E8



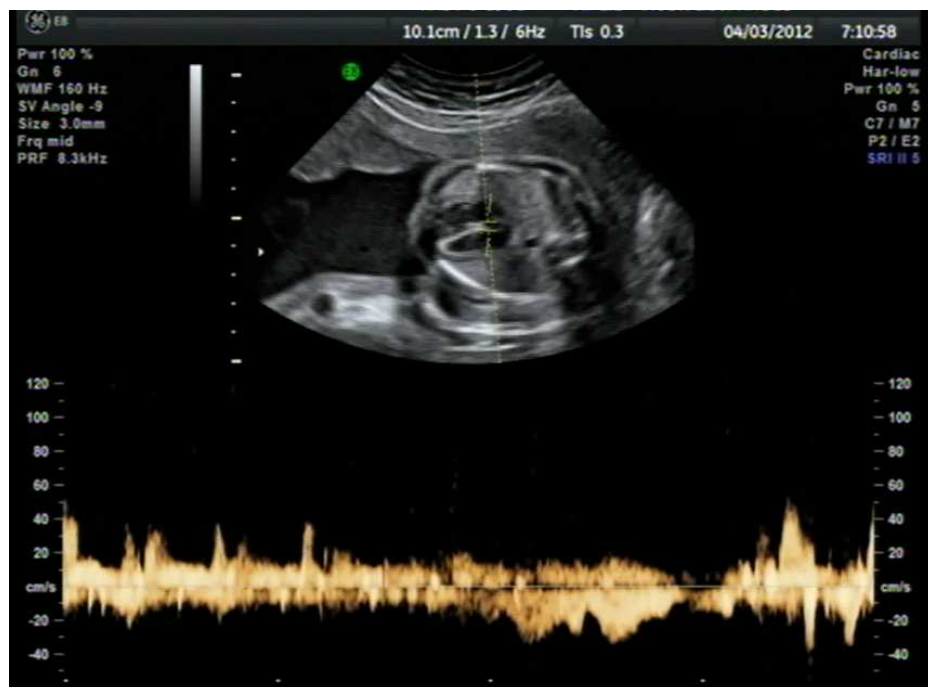
*Obr. 45: Snímek lidského plodu v režimu 2D zobrazení [113]*  
 Na snímku pořízeném s využitím sondy RAB4-8D (viz příloha VIII) je umístěn objemový rámeček ohraničující oblast pro 3D modelaci.



*Obr. 45: Společný záznam lidského plodu ve 2D zobrazení a 3D vizualizaci [113]*  
 Na snímku pořízeném s využitím sondy RAB4-8D (viz příloha VIII) je v levé části umístěno okno 2D zobrazení a v pravé části okno 3D vizualizace v reálném čase (4D) pro zvolenou orientaci zobrazovací roviny.



*Obr. 47: Záznam 2D zobrazení lidského plodu doplněný o dopplerovské zobrazení [113]*  
 Na snímku pořízeném s využitím sondy IC5-9-D (viz příloha VIII) je v horní části umístěno okno 2D zobrazení s kurzorem pro dopplerovskou analýzu a v dolní části je umístěna křivka dopplerovského měření rychlosti toku krve ve zvolené oblasti.



*Obr. 47: Detailní záznam srdeční činnosti lidského plodu [113]*  
 Na snímku pořízeném s využitím sondy RAB4-8D (viz příloha VIII) je v horní části umístěno okno 2D zobrazení s kurzorem pro dopplerovskou analýzu a v dolní části je umístěna křivka dopplerovského měření rychlosti toku krve v oblasti vymezené kurzorem.



Obr. 49: Detail obličeje lidského plodu při 3D vizualizaci v reálném čase [113]  
 Na snímku pořízeném s využitím sondy RAB4-8D (viz příloha VIII) je okno 3D vizualizace v reálném čase (4D).



Obr. 49: Zmrazený snímek lidského plodu s kurzory měření vzdáleností [113]  
 Na zmrazeném snímku 2D zobrazení pořízeném s využitím sondy IC5-9-D (viz příloha VIII) je znázorněno měření vzdáleností pomocí měřících kurzorů, jehož výsledky jsou umístěny v pravém dolním rohu snímku.



## Příloha III – Akustický tlak a akustická rychlost

Na základě upraveného definičního vztahu pro modul objemové pružnosti (III.1) a rovnice pro okamžitou výchylku je možné stanovit amplitudu akustického tlaku<sup>7</sup>, která byla použita již výše ve vztazích pro akustickou intenzitu (1.12), (1.16). Z definičního vztahu pro modul objemové pružnosti vychází vztah (1.3) pro rychlost šíření vlnění v kapalinách (a plynech) a pro odvození akustického tlaku je možné rovnou použít závislost modulu  $K$  na hustotě  $\rho$  a fázové rychlosti  $c$  dle (III.2). „Akustický tlak<sup>8</sup> je definován jako parciální derivace okamžité výchylky“ podle polohy bodu pohybujícího se ve směru vlnění (vzdálenost  $x$ ) a je závislý na modulu objemové pružnosti.[3] Definiční akustického tlaku vyjadřuje rovnice (III.3). Kromě akustického tlaku lze z rovnice výchylky (1.18) určit i akustickou rychlost  $v_a$ . Tato rychlost je derivací rovnice výchylky podle času (III.4). Akustická rychlost se v případě harmonického vlnění mění harmonicky a nabývá kladných i záporných hodnot mezi kladnou a zápornou amplitudou. Tato rychlost je odlišná od rychlosti šíření vlnění v prostředí, která je v homogenním a izotropním prostředí konstantní. U vlnění lze odvodit i „zrychlení objemového elementu prostředí při podélném vlnění“.[17]

$$K = -\frac{V \cdot \Delta p}{\Delta V} \quad [1, 10] \quad \left( K = -\frac{V \cdot dp}{dV} \right) \quad [13] \quad (\text{III.1})$$

$$K = c^2 \cdot \rho \quad (\text{III.2})$$

$$p_a(x, t) = -K \frac{\partial y}{\partial x} \quad [3, 10, 11] \quad (\text{III.3})$$

$$v_a(x, t) = \frac{\partial y}{\partial t} \quad [11] \quad (\text{III.4})$$

Výsledná rovnice pro akustický tlak  $p_a$ :

$$p_a(x, t) = c \cdot \rho \cdot \omega \cdot y_m \cdot \cos \omega \left( t - \frac{x}{c} \right) \quad [3] \quad (\text{III.5})$$

Výsledná rovnice pro akustickou rychlost  $v_a$ :

$$v_a(x, t) = \omega \cdot y_m \cdot \cos \omega \left( t - \frac{x}{c} \right) \quad [3] \quad (\text{III.6})$$

Vztah pro amplitudu akustického tlaku:

$$p_a = c \cdot \rho \cdot \omega \cdot y_m \quad [3] \quad (\text{III.7})$$

<sup>7</sup> Samotné odvození je uvedeno např. ve zdroji [10].

<sup>8</sup> Proměnlivý akustický tlak se označuje  $p_a(x, t)$ , ale také  $\Delta p$  nebo  $dp$ .

Vztah vyjadřující souvislost akustického tlaku a akustické rychlosti:

$$p_a = c \cdot \rho \cdot v_a \quad (\text{III.8})$$

„U postupné rovinné vlny (zvukové) je akustický tlak přímo úměrný a tedy i ve fázi s akustickou rychlostí“.[13] Jinak řečeno je fázový posuv mezi  $v_a$  a  $p_a$  při postupném rovinném vlnění nulový. Mezi harmonickým průběhem akustického tlaku a výchylky  $y$  vzniká fázový posuv  $\frac{1}{4}$  periody.[17] V případě stojatého vlnění je fázový posuv mezi akustickou rychlostí a akustickým tlakem  $90^\circ$ , což představuje  $\frac{1}{4}$  vlnové délky postupného harmonického vlnění.[13] Stojaté vlnění se šíří v uzavřeném prostoru a označuje se také jako chvění. Učebnicovým příkladem je vznik stojatého vlnění na pružné struně s pevnými konci.[5] U stojatého vlnění kmitají všechny body pružného vlákna (prostředí) se stejnou amplitudou a vznikají tak místa s největší amplitudou (kmitny) a body s amplitudou nulovou (uzly).[5] Pro lepší představu je vhodné uvést, že u stojatého vlnění se nacházejí kmitny akustického tlaku v místech uzlů akustické rychlosti a opačně.[17]

## Příloha IV – Hemodynamika

Hemodynamika je nauka o pohybu krve v cévách. Krev lze do určité míry považovat z fyzikálního hlediska jejího proudění za běžnou kapalinu, jejíž pohyb v dutině se řídí principy společnými pro všechny kapaliny. Pro přesnější představu o proudění krve v kardiovaskulárním systému je však vhodné zmínit, že krev patří mezi neneutronovské kapaliny. Tyto kapaliny mají při dané teplotě a tlaku proměnlivou (zdánlivou) viskozitu [114]. Hemodynamika je zmiňována v souvislosti s výše popsanou dopplerovskou ultrasonografií. Je třeba zmínit, že krev se v kardiovaskulárním systému stále pohybuje díky tlakovému gradientu způsobenému srdeční činností [115]. Proudění krve v cévách je závislé na několika základních veličinách, na jejichž základě je možné odvodit **odpor prostředí**  $R_k$  [ $Pa \cdot ml^{-1}$ ] vůči toku krve dle vztahu (IV.1). Průměrná viskozita krve se pohybuje v intervalu od  $3 \cdot 10^{-3}$  do  $3,6 \cdot 10^{-3}$  Pa·s [116] a průměrná hustota dosahuje hodnoty přibližně  $1060 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-3}$  [117]. [33]

$$R_k = 8 \frac{l \cdot \eta}{\pi \cdot r^4} \quad [33] \quad (\text{IV.1})$$

$l$  – délka úseku cévy, pro který se zjišťuje odpor,  $\eta$  – viskozita krve,

$r$  – vnitřní průměr cévy (průsvit)

Uvedený vztah vychází z Hagen-Poiseuillovy rovnice pro tlakový gradient [33, str. 26] a vztahu pro výpočet objemového průtoku. Ze vztahu pro odpor lze snadno určit, že již malé zúžení cévy vede k výraznému nárůstu odporu. Odpor v oběhové soustavě lze přirovnat k odporu v elektrických obvodech [115]. Podobnost lze dokázat na základě Ohmova zákona (IV.2) a vztahu pro výpočet objemového průtoku (IV.3).

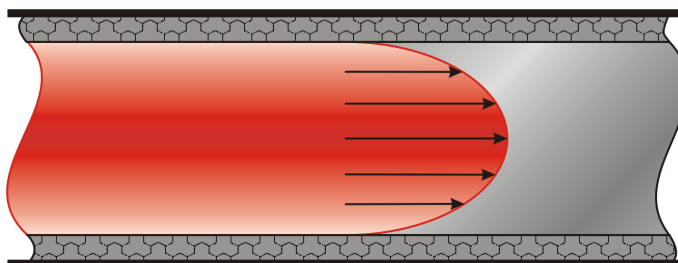
$$U = R \cdot I \quad (\text{IV.2})$$

$$\Delta p = R_k \cdot Q \quad (\text{IV.3})$$

$\Delta p$  [ $Pa$ ] – tlakový gradient stanovený pro určitou část oběhové soustavy ( $p_2 - p_1$ ), rozdíl tlaků na začátku a na konci cévy (jejího úseku),  $Q$  [ $ml \cdot s^{-1}$ ] – objemový průtok [115]

Proudění krve má obvykle laminární charakter. V ideálním případě dle fyzikálních modelů se krev pohybuje s nejvyšší rychlostí uprostřed cévy a směrem ke stěnám se rychlost postupně snižuje. Průběh snižování rychlosti v průřezu cévy charakterizuje rychlostní profil čela proudu [33], který je ideálně parabolický. Dochází však k výskytům situací v krevním oběhu, při kterých se kontinuita laminárního proudění naruší a vznikne proudění turbulentní. Přechod mezi laminárním a turbulentním prouděním lze určit na základě vztahu pro výpočet Reynoldsova čísla [33]. V reálném krevním oběhu je však třeba uvažovat srdeční stahy, které

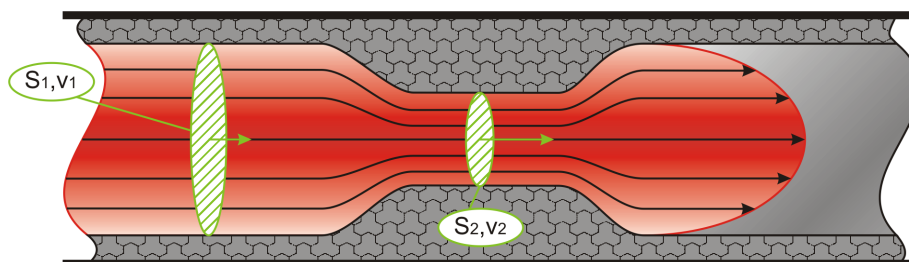
způsobují proměnlivost rychlostí toku krve v čase. V závislosti na činnosti srdečního svalu se mění i rychlostní profil toku krve, který tedy není stále parabolický. Při výrazném zrychlování toku krve mezi koncem diastoly a dosažení vrcholu systoly má rychlostní profil jen mírně vypuklý tvar (konvexní či zátkový profil).[33]



Obr. 50: Parabolické čelo při proudění krve cévou [33]

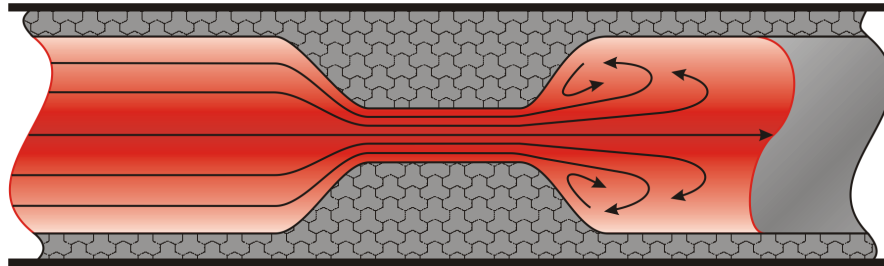
Skutečně parabolického tvaru dosahuje čelo krevního toku při zpomalování. Pokud dojde k změně směru proudění, což lze při dopplerovské sonografii zjistit z poklesu spektrální křivky pod nulovou hladinu, tak se rychlostní profil vytvaruje do vydutého (konkávního) tvaru. Při změně toku krve (reverzi) se objevuje turbulentní proudění. Čím je rychlostní profil více vydutý nebo vypuklý, tím je větší rozptyl rychlostí vyskytujících se v dané cévě ve vyšetřovaném místě. Pokud vznikne zátkový rychlostní profil, tak je rozptyl rychlostí v řezu danou cévou velmi malý a odchylky vznikají v podstatě jen ve vrstvách přiléhajících ke stěnám cévy.[36] Zajímavými jsou v rámci krevního oběhu úseky rozvětvení nebo výraznějšího zvětšení průměru cévy označované jako zóny separace. V těchto úsecích dochází ve vrstvách v blízkosti stěny cévy k změně směru toku krve. Tuto skutečnost je možné pozorovat při barevném mapování toku krve, ale i ve spektrální dopplerovské křivce při nastavení kurzoru vzorkovacího objemu blízko stěny cévy v místě zóny separace. Při proudění krve v cévách platí rovnice kontinuity neboli spojitosti toků (IV.4) [118].[33]

$$Q = S_1 \cdot v_1 = S_2 \cdot v_2 \tag{IV.4}$$



Obr. 51: Znázornění rovnice kontinuity [33]

Platnost rovnice kontinuity je však omezena maximální dosažitelnou rychlostí a tudíž i minimálním průřezem v zúženém místě cévy. Se vzrůstajícím zúžením (stenóza) roste pravděpodobnost vzniku nežádoucího turbulentního proudění za zúženým místem. V krajním případě může dojít k úplné neprůchodnosti (obstrukci) cévy a zastavení toku krve v dané cévě. Při dopplerovském vyšetření bude zaznamenána pro neprůchodné místo křivka nulových nebo jen velmi nepatrných rychlostí.[33]



Obr. 52: Vznik turbulentního toku za zúženým místem cévy [119]

Při spektrální dopplerovské analýze lze rozdělovat zobrazované křivky na dva základní typy podle diagnostikovaného projevu srdečního cyklu v dané cévě. Rozdílnost tvarů křivek způsobuje odpor (rezistence) působící proti toku krve, který se také označuje jako periferní odpor. Podle původu rozdílů v odporu se spektrální křivky dělí na nízkoodporové a vysokoodporové. Nízkoodporová spektrální křivka je typická např. pro některé velké krční cévy (vnitřní karotida). Vyskoodporovou spektrální křivku lze pozorovat při diagnostice cév v končetinách nebo např. i některých krčních cév (zevní karotida). Vyskoodporovou křivku mají obecně tepny zásobující kůži a svalstvo.[33]

Při hodnocení průtoku krve cévami je možné se setkat s indexy, které charakterizují proudění krve bez závislosti na úhlu snímání rychlosti.[37] Vzhledem k tomu, že se jedná o poměrové indexy, jejichž hodnota je dána určitými poměry rychlostí, tak dojde k vyrušení cosinů úhlu, pod kterým je snímána rychlost v dané cévě.[37] Periferní odpor charakterizuje index pulzatility PI, index rezistence RI nebo systolicko-diastolický index SDI. PI udává rozdíl nejvyšší rychlosti dosažené ve vrcholu systoly  $v_s$  (PSV) a rychlosti krve na konci diastoly  $v_d$  (EDV) dělený střední rychlostí proudění.[37] RI udává rozdíl nejvyšší rychlosti dosažené ve vrcholu systoly a rychlosti krve na konci diastoly dělený nejvyšší rychlostí dosaženou ve vrcholu systoly. Systolicko-diastolický index je pouze poměr  $v_s$  a  $v_d$ . [33]

## Příloha V – Reakce tkání na ultrazvukové vlnění

Reakci tkání na UZ vlnění lze také označit za biologické účinky UZ vlnění.[41] Důvodem možných biologických účinků je absorpce UZ vlnění (akustické energie) v tkáních, kterými vlnění prochází a způsobuje jeho zhušťování a zředování. K výraznější absorpci dochází v plynném prostředí. Méně nastává absorpce v pevném prostředí a v kapalinách. Mezi biologické účinky patří především účinky mechanické a tepelné. Je však třeba počítat i s možnými fyzikálně chemickými a disperzními účinky a s chemickými a elektrochemickými účinky.[41]

### V.1 Mechanické účinky

Mechanické účinky způsobené zhušťováním a zředováním prostředí vlivem šíření UZ vlnění jsou společně s tepelnými účinky dominantní a nejznámější. Zhušťování a zředování lze zjednodušeně popsat jako rychlé tlakové změny, které mohou porušit soudržnost tkáňových struktur (na elementární úrovni). Mechanické účinky způsobuje obecně kavitace v kapalinách. Kavitace představuje děj, při kterém vznikají v prostředí vyplněném kapalinou drobné dutinky (vakuum). Kavitace vzniká na základě výrazného podtlaku. Jedná se o skupenskou změnu mezi plynem a kapalinou, která vyvolává v tkáňovém prostředí nežádoucí mechanické namáhání.[49] Mechanické účinky UZ vlnění se hodnotí především na základě **mechanického indexu** MI (Mechanical Index), který je velmi důležitým parametrem i při celkovém hodnocení UZ vlnění generovaného sondami UZ přístrojů.[120] Mechanický index lze považovat za kavitační parametr. Jeho hodnotu lze vyjádřit podílem špičkového (vrcholového[120]) zředujícího akustického tlaku<sup>9</sup> (Peak Rarefactional Pressure)  $p_r$  [53] a druhé odmocniny střední nosné frekvence vysílaného vlnění  $f_{0(s)}$ . Při vyšších hodnotách mechanického indexu může docházet ke vzniku výraznějších kavitací vedoucích až k poškození tkání. Nejcitlivější jsou na mechanické účinky prokrvené orgány (protkané kapilárami) především u novorozenců. Větší riziko kavitace vzniká při využití kontrastních látek, které způsobují zvýšení intenzity vlnění odráženého v místech s rozptýlenou kontrastní látkou (více o kontrastních látkách viz informační zdroje [7, 120, 121, 122]).

$$MI = \frac{p_r}{\sqrt{f_{0(s)}}} \left[ \frac{MPa}{MHz} \right] \quad MI \in \langle 0;2 \rangle \quad (V.1)$$

<sup>9</sup> Jedná se o tlak při maximálním zředění tkáně vlivem průchodu ultrazvukového vlnění.

## V.2 Tepelné účinky

Obecně jsou tepelné účinky ultrazvukového vlnění popisovány jako přeměna části akustické energie vlnění na teplo vlivem absorpce. Uvolněné teplo způsobuje oteplení tkání včetně tělních tekutin (krve).[49] Významnější absorpce (a tedy i uvolňování tepla) probíhá v oblastech s akustickými rozhraními mezi prostředími s velkým rozdílem akustických impedancí. Takovouto oblastí je typicky přechod mezi měkkou tkání a kostí.[41] Tepelné účinky UZ vlnění jsou hodnoceny na základě tepelných (teplotních [49]) indexů. **Tepelný index** je obecně charakterizován jako „*poměr utlumeného akustického výkonu ve specifikovaném bodě k utlumenému akustickému výkonu, potřebnému ke zvýšení teploty o 1 °C v tomto bodě specifického modelu tkáně*“[53]. Velikost tepelného indexu se pohybuje přibližně v intervalu od 0,1 do 4, přičemž horní hranice nesmí být překonána.[37, 43] Mezi tepelné indexy patří tepelný index kosti TIB (Bone Thermal Index), tepelný index lebeční kosti TIC (Cranial-bone Thermal Index) [37] a pro diagnostiku měkkých tkání je důležitý tepelný index měkké tkáně TIS (Soft Tissue Thermal Index).[53]

## V.3 Ostatní biologické účinky

Nelze úplně opomenout ani fyzikálně chemické (a disperzní) účinky charakterizující excitaci molekul a urychlení probíhajících chemických reakcí vlivem průchodu UZ vlnění. Posledním zmíněným zástupcem biologických účinků jsou účinky chemické a elektrochemické popisující možnou depolymerizaci („*rozklad chemicky složité látky na jednoduché složky*“[26]). Ve vodném prostředí vznikají depolymerizací volné radikály.[41]

Pokud se uvažují veškeré biologické účinky UZ vlnění jako celek, tak lze mezi ně zařadit rozpad červených krvinek, koagulaci bílkovin (vytvoření bílkovinné sraženiny [26]) nebo např. výrazné narušení struktury buněčných jader.[41] Celkově však platí, že při využívání na trhu dostupných a schválených UZ přístrojů stále **nebyly prokázány nebezpečné biologické účinky**. Nebezpečné nevratné účinky, mezi které patří právě např. zmíněné výrazné narušení struktury buněčných jader, způsobuje až UZ vlnění o intenzitě vyšší než  $3 \text{ W} \cdot \text{cm}^{-2}$ . [41] Více o biologických účincích ultrazvuku se lze dozvědět z informačního zdroje [48].

## V.4 Legislativa

Otázkou bezpečnosti elektrických přístrojů ve zdravotnictví se komplexně zabývá norma ČSN EN 60601-1 a požadavky této normy by tedy měly splňovat i ultrazvukové diagnostické přístroje uváděné na český trh.[123] Především u klasických multifunkčních ultrazvukových přístrojů připojených na síťové napájení je důležité, aby splňovaly požadavky elektromagnetické kompatibility dle uvedené normy. Z hlediska bezpečnosti je vhodné

provádět ve stanovených časových intervalech testy svodových proudů komponent přístroje (sond).[49]

V technické dokumentaci ultrazvukových přístrojů se často jako parametr využívaného UZ vlnění udává intenzita  $I_{SPTA,3}$  (Derated Spatial-Peak Temporal-Average Intensity [124]). Tento parametr udává sníženou prostorově špičkovou a časově průměrnou intenzitu [50, 53] a patří společně se špičkovým zředujícím akustickým tlakem  $p_r$  (případně sníženým tlakem  $p_{r,3}$ ), který se využívá pro výpočet mechanického indexu, k nejdůležitějším charakteristikám UZ vlnění.[37] Mechanický index má podle organizace FDA (U.S. Food and Drug Administration) limit 1,9. Pro oftalmologii je doporučený limit snížen na hodnotu 0,23. Obecně platný limit pro intenzitu  $I_{SPTA,3}$  je  $720 \text{ mW}\cdot\text{cm}^{-2}$ . V oboru kardiologie je doporučeno snížit maximální hodnoty  $I_{SPTA,3}$  na  $430 \text{ mW}\cdot\text{cm}^{-2}$ , např. při zobrazování lidského plodu nebo v pediatrii na  $94 \text{ mW}\cdot\text{cm}^{-2}$  a v oftalmologii by měl být dodržen doporučený limit  $17 \text{ mW}\cdot\text{cm}^{-2}$ . Více informací o parametrech ultrazvukového vlnění v souvislosti s účinky na lidský organismus je možné získat na internetových stránkách organizace FDA [124]. Zmíněné parametry jsou popsány i v mezinárodních technických normách (IEC) a platí i v České republice [53]. V USA jsou používané ultrazvukové diagnostické přístroje schváleny Federální komisí pro kontrolu léků a potravin (FDA). V České republice provádí schvalování ultrazvukových přístrojů Státní ústav pro kontrolu léčiv (SÚKL). Obecně je vhodné při UZ diagnostice postupovat dle principu ALARA (As Low As Reasonably Achievable), který doporučuje využívat vlnění o co nejnižší intenzitě, která je pro dané vyšetření postačující.[37]

*Pozn.23:* Doplnující informace o biologických účincích UZ vlnění lze získat z informačního zdroje [121].



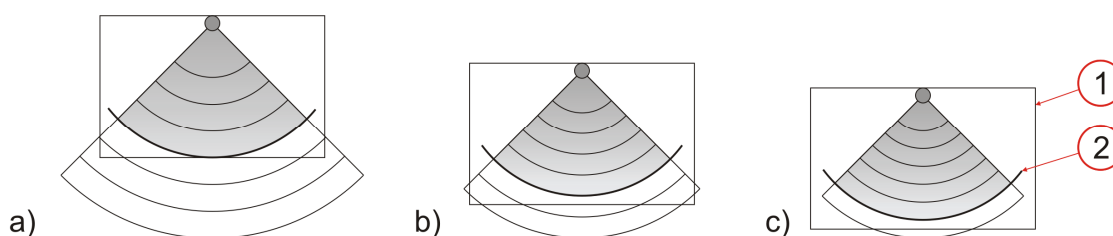
## Příloha VI – Ovládání UZ přístrojů

Pokud se jedná o klasické ultrazvukové přístroje (pro celotělovou diagnostiku), tak se ovládání pomocí panelu s tlačítky v závislosti na výrobci a konkrétním typu přístroje výrazně neliší. Odlišnosti v současné době nastávají v souvislosti s využitím dotykového ovládacího displeje. Standardní ovládací panel (konzole) se skládá z počítačové klávesnice sloužící především pro zadání údajů o pacientovi. Druhou část ovládacího panelu tvoří ovládání vysílaného UZ vlnění a jeho následného zobrazení na monitoru. V přední části panelu bývá umístěno ovládání pro měření vzdáleností v zobrazení B nebo např. pro umístění okna pro dopplerovské mapování toku krve nebo vzorkovacího objemu pro vytváření dopplerovské spektrální křivky. Pro pohyb okna nebo kurzorů slouží kulový ovladač (trackball [7]), který převádí mechanický pohyb kuličky na pohyb po obrazovce. Dále jsou na panelu umístěna tlačítka, otočné a posuvné regulátory pro nastavování zesílení (Gain [7]), zvětšení obrazu provázané s hloubkou dosahu (Depth [7]), zaměřování (Focus) a další.

Celkové zesílení se mění nejčastěji otočným regulátorem a představuje celkový jas daného zobrazení (2D).[49] Pokud se mění zesílení přijímaných ech selektivně dle vzdálenosti od sondy (hloubky), v které dochází k odrazům na rozhraních, tak se využívá skupina posuvných regulátorů kompenzačního časového zesílení TGC (Time Gain Compensation [4]). Díky systému TGC je možné dostatečně přesně kompenzovat útlum odrazů vracejících se k sondě z dané hloubky (v daném časovém intervalu).[49] Regulátorem hloubky dosahu je možné nastavit maximální vzdálenost od sondy, z jaké bude z tkáňového prostředí přijímáno a vyhodnocováno UZ vlnění. Možný rozsah hloubky dosahu je závislý na použité sondě. Nastavené hloubce dosahu se přizpůsobí „*hloubková stupnice, ohnisková hloubka*“, pulzní repetiční frekvence, mechanický index MI a tepelné indexy.[49] Moderní přístroje umožňují nastavení akustického výkonu sondy (měničů) a je tedy možné zvolit minimální hodnotu akustického výkonu, při kterém je přístroj schopný za daných podmínek zobrazovat vyšetřovanou tkáň. Čím je využíván akustický výkon nižší, tím je vyšetření šetrnější k lidskému organismu. Mezi doplňkové funkce, které je také možné částečně ovládat, patří různé filtry ovlivňující zobrazení na monitoru (vyhlazování, zvýraznění některých struktur).[49]

K přístroji je většinou připojeno více sond a je potřeba zajistit, aby bylo možné mezi jednotlivými sondami jednoduše přepínat. Vyšetřování usnadňují a zrychlují přednastavené (od výrobce nebo samotným lékařem) režimy, díky kterým se po stisku tlačítka automaticky vybere sonda, nastaví optimální zesílení a další parametry. Přednastavený režim je možné

využít pro standardní vyšetření konkrétního orgánu (např. ledviny). Moderní přístroje však stále pro speciální aplikace umožňují i manuální režim nastavování. U multifrekvenčních sond lze volit vhodný frekvenční rozsah. Poměrně zajímavé je tlačítko umožňující „pozastavení pohybu obrazu“ [7], což se také označuje jako zmražení (Freeze [7]). Přímou na ovládacím panelu se obvykle nacházejí i reproduktory s regulací hlasitosti, které zprostředkovávají zvukový záznam průběhu průtoku krve v závislosti na činnosti srdečního svalu. V neposlední řadě se na ovládacím panelu nachází tlačítka pro řízení výstupu dat (tisk, uložení na paměťové médium). Pro lepší orientaci v archivovaných záznamech (snímcích) je možné stiskem tlačítka Bodymarker [7] umístit do krajní části snímku siluetu části lidského těla s aktuální polohou sondy. Silueta části těla se označuje také jako tělová značka a poloha sondy je na ní zobrazena obvykle krátkou čarou.[4, 49]



**Obr. 53: Nastavení maximální hloubky příjmu ultrazvukového vlnění pomocí funkce Depth [49]**  
 a) až c) postupné zvětšování (po krocích) nastavené maximální hloubky příjmu ultrazvukového vlnění a s tím související zmenšování zobrazovaného pohledu  
 1 – zobrazovací okno (část monitoru přístroje vyhrazená pro dané zobrazení), 2- úroveň maximální zobrazované hloubky

Stále častěji se na trhu objevují ultrazvukové přístroje notebookového typu [125], které jsou snadno přenosné a umožňují akumulátorový provoz. Z hlediska ovládání se však tyto kompaktní přístroje od klasických stacionárních příliš neliší. Vzhledem k stále rostoucímu počtu nabízených funkcí a přednastavených režimů umožňujících vyšší komfort pro vyšetřujícího lékaře se nejmodernější stacionární přístroje doplňují dotykovým displejem v horní části ovládacího panelu, který umožňuje vyšší přehlednost při pohybu v menu [126]. Některé novinky na trhu mají dokonce téměř celý ovládací panel nahrazený dotykovou obrazovkou a zůstává zachován pouze trackball a několik dalších mechanických ovládacích prvků [127, 128]. Jiné typy mají dotykovou přímo obrazovku zobrazující záznam vyšetření [129, 130, 131] a jejich ovládání se provádí přímo z této obrazovky. Trend vývoje konstrukce a ovládání ultrasonografů lze přirovnat k vývoji na poli osobních počítačů.



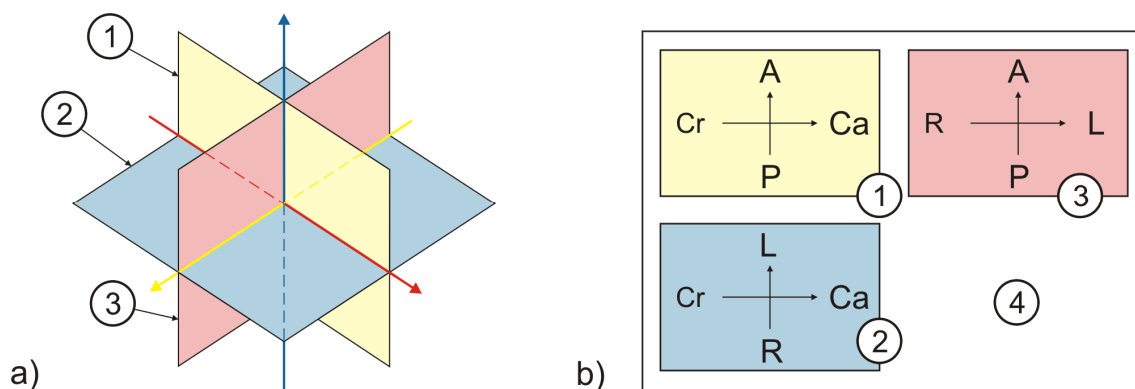
Obr. 55: Ovládací panel přístroje Voluson® E8 s dotykovým displejem [113]  
(rok 2007)



Obr. 54: Ovládací panel přístroje Vingmed system 5 [112]  
(rok 1999)

## Příloha VII – Doplnění problematiky 3D/4D zobrazení

V průběhu snímání objemových dat v 3D režimu se zobrazuje jen plocha ohraničená objemovým rámečkem.[49] Po dokončení snímání může být na monitoru přístroje zároveň umístěno více obrazových oken. V každém obrazovém okně lze zobrazit snímaný objem z jiného úhlu pohledu. Snadnější orientaci v objemovém záznamu umožňuje piktogram znázorňující lidské tělo a na něm aktuální polohu sondy. Tento piktogram je provázán s obrazovými okny. Často se používá takové rozložení plochy monitoru, kdy v pravé dolní části (kvadrantu) je umístěn piktogram a ve zbývajících třech kvadrantech jsou umístěny pohledy v základních třech zobrazovacích rovinách. Jedná se o rovinu podélnou (longitudinální) označovanou také jako axiální (ve směru osy [26]), vodorovnou (horizontální) a příčnou (transverzální). Každou ze zmíněných rovin lze jednoznačně popsat přiřazením čtyř směrů ze šesti, které charakterizují polohu pacienta. Směr od hlavy k nohám se označuje Ca (kaudální), směr od nohou k hlavě Cr (kraniální), směr od hrudi k zádom P (posteriorní), směr od zad k hrudi A (anteriorní), směr od levé strany těla k pravé R (Right) a směr od pravé strany těla k levé L (Left). Názornější charakteristiku základních zobrazovacích rovin udává Obr. 56. Vzhledem k zachování správné směrivosti zobrazení je potřeba vždy nastavit základní polohu pacienta a tedy i sondy. Je možné zvolit, zda pacient stojí čelem nebo zády k lékaři nebo zda pacient leží na břiše nebo na zádech.[49]

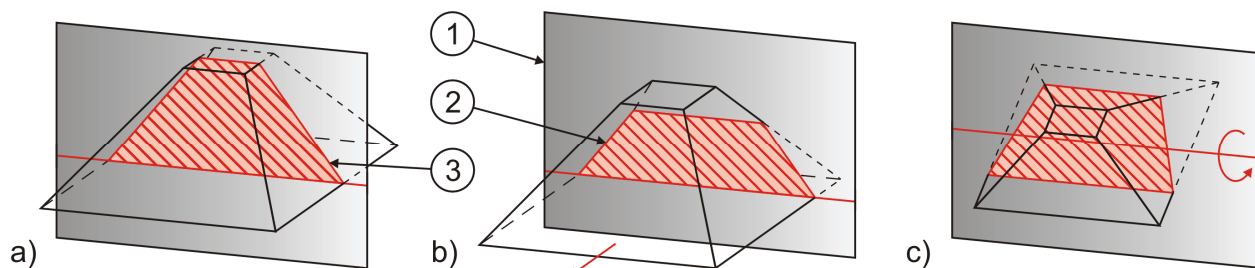


Obr. 56: Orientace rovin při standardním 3D režimu [49]

- a) systém ortogonálních rovin (průsečnice rovin zobrazeny ve stejných barvách jako při zobrazení přístrojem Voluson® E8), b) základní nastavení dělené obrazovky při zobrazování řezů  
 1 – rovina řezu A (longitudinální), 2 – rovina řezu C (horizontální), 3 – rovina řezu B (transverzální),  
 4 – prostor pro umístění tělní značky s vyznačenou polohou sondy

Na monitoru přístroje se ukazují roviny řezu, kterou je možné nastavit v nasnímaném objemu. Nastavení roviny řezu se provádí posunem objemu vůči rovině zobrazení ve všech třech rozměrech nebo jeho rotací kolem souřadnicových os pravouhlé soustavy souřadnic

(vice o promítání viz [132]), jejíž střed vždy leží v zobrazované rovině a ve výchozí poloze je umístěn do středu základny nasnímaného objemu. V základním nastavení splývá rovina řezu s centrální rovinou nasnímaného objemu. Díky možnosti posouvání a rotace objemu vůči rovině zobrazení je možné zobrazit jakoukoliv rovinu objemu.[49]



Obr. 57: Nastavení zobrazované roviny řezu v nasnímaném objemu [49]

- a) základní umístění roviny řezu, b) posun objemu vůči zobrazované rovině ve směru jedné z os, c) rotace objemu vůči zobrazované rovině okolo jedné z os  
 1 – rovina zobrazovaná na monitoru, 2 – zobrazený řez posunutým objemem, 3 – výchozí (centrální) rovina řezu

Pro dosažení lepšího kontrastu a odstupu S/N je možné využít objemové kontrastní zobrazení VCI (Volume Contrast Imaging, více viz [133]) založené na skenování nižšího počtu řezů o dostatečné tloušťce (jednotky až desítky mm) popisujících určitou část celkového nasnímaného objemu. Dalším důležitým nástrojem využívaným např. v gynekologii a porodnictví je časoprostorová obrazová korelace STIC (Spatio-Temporal Imaging Correlation). Tento nástroj umožňuje názorně a co nejpřesněji zobrazit srdeční sval nebo artérii lidského plodu. Kromě využití v oblasti diagnostiky kardiovaskulárního systému plodu se tento nástroj uplatňuje i v klasické kardiologii. STIC se neprovádí v reálném čase, ale jedná se o zobrazovací metodu využívající nasnímaného objemu (v režimu 3D) k vytvoření plastického trojrozměrného útvaru, s kterým je možné pohybovat. Takto vytvořené útvary jsou většinou zobrazovány barevně (v odstínech žluté až oranžové. Více o tomto zajímavém nástroji se lze dozvědět např. z informačního zdroje [134]. V rámci nástroje STIC je možné implementovat i barevné mapování toku krve CFM nebo energetický Doppler PD. Tyto dopplerovské zobrazovací metody lze tedy použít i v objemovém režimu.[49]

V rámci objemových režimů je potřeba zmínit i moderní funkci pro výpočet objemu vybrané tkáňové struktury označovanou zkratkou VOCAL (Virtual Organ Computer-Aided Analysis [135]). Jedním z nejmodernějších nástrojů nabízených přístrojem Voluson<sup>®</sup> E8 je automatické vyhodnocování objemů SonoAVC (Automatic Volume Calculation [136, 137]).

Tento nástroj (softwarová funkce) umožňuje automatické rozpoznávání hypoechogenních struktur, kterými jsou útvary nejčastěji vyplněné tekutinou. Díky tomuto nástroji je možné analyzovat výskyt všech vybraných struktur v nasnímaném objemu, určit jejich tvar, rozměry a objem. Ze získaných údajů provede přístroj souhrnnou 3D modelaci všech analyzovaných útvarů, při které jsou jednotlivé útvary odlišeny barvou vykreslení. Konkrétně se SonoAVC užívá v gynekologii a porodnictví pro hodnocení folikulů (váček nesoucí vznikající vajíčko) ve vaječniku. Poslední zmíněnou funkcí využitelnou opět např. u přístroje Voluson<sup>®</sup> E8 je počítačem podporovaná diagnóza objemu VCAD (Volume Aided Diagnosis [138]). Funkce VCAD je zaměřena na podrobnou diagnózu srdce lidského plodu. Význam funkce spočívá v automatickém vygenerování skupiny pohledů (řezů) srdcem, které se současně zobrazují na monitoru přístroje.[49]

Celkově lze říci, že možnosti 3D/4D zobrazení jsou dnes obrovské a ve výše uvedeném přehledu jsou popsány jen některé možnosti. Stejně tak je třeba zmínit, že především uvedené funkce softwarového zpracování nasnímaného objemu jsou využívány u přístroje Voluson<sup>®</sup> E8, jehož výrobcem je společnost GE Medical Systems. Ostatní výrobci mohou nabízet možnosti mírně odlišné pod jiným názvem, ale principiálně nevznikají vzhledem k diagnostickým potřebám zásadní rozdíly. Další informace o 3D/4D zobrazení jsou uvedeny např. v informačním zdroji [78]. Pro podrobnější studium zobrazovacích metod, možností a trendů je vhodným informačním zdrojem anglický časopis [139] věnující se komplexně využití ultrazvuku v lékařství.

## Příloha VIII – Příklady sond moderních UZ přístrojů

### Sondy pro přístroje SonoScape (např. model SSI-8000)

Tab. 2: Příklady sond, zdroj [110, 140]

typ sondy	frekvenční pásmo [MHz]	frekvenční pásmo THI [MHz]	poloměr zakřivení [mm]	zobrazovací úhel [ ° ]	šířka [mm]
	<b>využití</b>				
Lineární	5 - 15	9 - 16	-	-	46
	4,5 - 15	9-15	-	-	38
	4,5 - 15	9 -15	-	-	52 <sup>10</sup>
	4,5 - 10	9 - 15			36
	angiologie, endokrinologie, neurologie, ortopedie				
	5 - 11	-	-	-	46
endokrinologie, ortopedie					
Lineární transrektální	5 - 10	-	46	-	-
Lineární chirurgická	4,5 -15	9 - 15	-	-	25
	chirurgie				
Konvexní břišní	2 -6	3,5 - 7	60	86	-
	gynekologie, porodnictví, urologie				
	2 - 6	3,5 - 7	40	-	-
	gynekologie, porodnictví, urologie				
	2 - 6	-	50	-	-
gynekologie, porodnictví, urologie					
Konvexní pediatrická břišní	3,7 - 9	5,4 - 11	40	-	-
	Pediatrie				
mikrokonvexní	2 - 4	3 - 6	15	-	-
	kardiologie				
	4 - 9	-	13	96	
	kardiologie				
Mikrokonvexní pediatrická	4 - 10	6 - 13	11	-	-
	dětská kardiologie, angiologie				
Endovaginální	3,9 - 11	6 - 15	10	200	-
	gynekologie, porodnictví, urologie				
	3,9 - 11	6 - 15	11	135	-
	gynekologie, porodnictví, urologie				
	4 - 9	-	13	180	-
gynekologie, porodnictví, urologie					

<sup>10</sup> Sonda obsahuje 256 elementů

Endorektální	5 - 9	-	8	150	-
	urologie				
Sektorová	1,9 - 4	2,4 - 6	-	-	-
	kardiologie, neurologie				
Sektorová pediatrická	4,2 - 8	5,4 - 11	-	-	-
	dětská kardiologie				
Biplanární transrektální	5 - 10 <sup>(11)</sup> 5 - 11 <sup>(12)</sup>	-	10 <sup>(3)</sup>	200 <sup>(3)</sup>	60 <sup>(4)</sup>
Multiplanární sektorová jícnová	4,2 - 7	5 - 8	-	-	-
	kardiologie				
Multiplanární sektorová jícnová pediatrická	4,2 - 7	5 - 8	-	-	-
	dětská kardiologie				
Konvexní motorová 3D (volumetrická)	2 - 6	3,4 - 7	40	-	-
	3D a 4D aplikace				

### Sondy pro přístroj Voluson® E8

#### Lineární sondy (pro 2D zobrazení)

##### *11L-D*

Využití: malé orgány, periferní cévní systém, pediatrie, ortopedie

Vybrané funkce: HI, XBeam CRI, XTD, biopsie

CFM, silový Doppler, (pulzní režim)

Frekvence středového obrazu: 7,7 MHz

Frekvence dopplerovského zobrazení: 5,26 MHz, 5,88 MHz a 7,14 MHz

Maximální hloubka průniku: 11 cm

##### *SP10-16-D*

Využití: malé orgány, periferní cévní systém, pediatrie, ortopedie

Vybrané funkce: HI, XBeam CRI, XTD, biopsie

CFM, silový Doppler, (pulzní režim)

Střední frekvence: 12 MHz

Frekvence dopplerovského zobrazení: 7,69 MHz, 8,33 MHz, 9,06 MHz

Maximální hloubka průniku: 4,5 cm

<sup>(11)</sup> Mikrokonvexní frekvenční pásmo

<sup>(12)</sup> Lineární frekvenční pásmo



**Konvexní sondy** (pro 2D zobrazení)*M6C*

Využití: vyšetření břicha, porodnictví a gynekologie, urologie, pediatrie

Vybrané funkce: HI, XBeam CRI, kontrastní zobrazení, XTD, biopsie

CFM, Tkáňový Doppler, (pulzní i kontinuální Doppler)

Střední frekvence: 4,2 MHz

Frekvence dopplerovského zobrazení: 2,78 MHz, 3,45 MHz a 4,01 MHz

Maximální hloubka průniku: 26 cm

Úhel obrazu: 84°

*AB2-7-D*

Využití: vyšetření břicha, porodnictví a gynekologie, urologie, pediatrie

Vybrané funkce: HI, XBeam CRI, XTD, biopsie

CFM, tkáňový Doppler, silový Doppler, (pulzní režim)

Střední frekvence: 4,1 MHz

Frekvence dopplerovského zobrazení: 2,63 MHz, 3,33 MHz a 4,17 MHz

Maximální hloubka průniku: 28 cm

Úhel obrazu: 105°

**Konvexní endokavitární sonda** (pro 2D zobrazení)*IC5-9-D*

Využití: porodnictví a gynekologie, urologie

(endovaginální a endorektální použití)

Vybrané funkce: HI, XBeam CRI, XTD, biopsie

CFM, silový Doppler, (pulzní režim)

Střední frekvence: 6,5 MHz

Frekvence dopplerovského zobrazení: 5,26 MHz, 5,88 MHz a 6,67 MHz

Maximální hloubka průniku: 16 cm

Úhel obrazu: 175° (široké zorné pole)

**Sektorové sondy** (pro 2D zobrazení)*3S-D*

Využití: vyšetřování břicha, kardiologie, porodnictví, pediatrie, neurologie

Vybrané funkce: HI, biopsie

CFM, tkáňový Doppler, silový Doppler, (pulzní i kontinuální Doppler)

Střední frekvence: 2,5MHz

Frekvence dopplerovského zobrazení: 1,9 MHz, 2,39 MHz a 2,8 MHz

Maximální hloubka průniku: 24 cm

Úhel obrazu: 90°

*PA6-8-D*

Využití: malé orgány, kardiologie, pediatrie (neonatologie [26])

Vybrané funkce: HI, biopsie

CFM, tkáňový Doppler, silový Doppler, (pulzní i kontinuální Doppler)

Střední frekvence: 7 MHz

Frekvence dopplerovského zobrazení: 3,71 MHz, 5,86 MHz a 6,26 MHz

Maximální hloubka průniku: 14 cm

Úhel obrazu: 90°

### **Tužkové sondy**

*P2-D*

Využití: kardiologie, periferní cévní systém, neurologie

Vybrané funkce: kontinuální Doppler (CW)

Střední frekvence: 2 MHz

*P6-D*

Využití: kardiologie, periferní cévní systém

Vybrané funkce: kontinuální Doppler (CW)

Střední frekvence: 6 MHz

### **Sondy pro 3D/4D zobrazení**

*RAB2-5-D (klasická objemová sonda)*

Využití: vyšetřování břicha, porodnictví a gynekologie (kardiologie plodu)

Vybrané funkce: HI, XBeam CRI, kontrastní zobrazování, XTD, biopsie

CFM, tkáňový Doppler, silový Doppler, STIC (fetální), STIC CFM/PD, VCI – PW

Střední frekvence: 3,5 MHz

Frekvence dopplerovského zobrazení: 2,33 MHz, 2,94 MHz a 3,23 MHz

Maximální hloubka průniku: 30 cm

Úhel obrazu: 100°

*RAB4-8-D (klasická objemová sonda)*

Využití: vyšetřování břicha, porodnictví a gynekologie, urologie, pediatrie

Vybrané funkce: HI, XBeam CRI, kontrastní zobrazování, XTD, biopsie  
CFM, tkáňový Doppler, silový Doppler, STIC (fetální), STIC CFM/PD, VCI – PW

Střední frekvence: 4.2 MHz

Frekvence dopplerovského zobrazení: 3.03 MHz, 3,45 MHz a 4 MHz

Maximální hloubka průniku: 26 cm

Úhel obrazu: 90°

*RIC5-9-D (endokavitární objemová sonda)*

Využití: porodnictví a gynekologie, urologie

Vybrané funkce: HI, XBeam CRI, kontrastní zobrazování, XTD, biopsie  
CFM, silový Doppler, STIC (fetální), STIC CFM/PD, VCI – pulzní režim

Střední frekvence: 6,5 MHz

Frekvence dopplerovského zobrazení: 5 MHz, 5,56 MHz a 6,25 MHz

Maximální hloubka průniku: 16 cm

Úhel obrazu: 175° (široké zorné pole)

### **Transesofageální sonda pro přístroje SonoSite**

Vnější průměr endoskopu: 10,5 mm

Délka endoskopu: 110 cm

Zobrazovací úhel: 90°

Střední pracovní frekvence: 5 MHz

Sonda umožňuje natáčení skenovací roviny v rozsahu 180° díky motorovému mechanismu. Pro natáčení skenovací roviny slouží ovladač na rukojeti endoskopické části sondy. (zdroj informací [141])

### **Transvaginální sonda pro přístroj ACUSON Antares**

Počet elementárních měničů: 192

Frekvenční rozsah pro 2D zobrazení: 4,7 až 8,9 MHz

Frekvenční rozsah pro dopplerovská zobrazení: 4 až 7,2 MHz

Frekvenční rozsah pro THI: 2,8 až 4,4 MHz

Rozsah hloubek průniku: 3 až 16 cm

Maximální zobrazovací úhel: 173°

Poloměr zakřivení sondy: 13 mm (zdroj informací [86])

*Pozn.24:* Široký přehled UZ sond lze nalézt na internetové stránce [142].

## Příloha IX – Ultrazukové přístroje pro oftalmologii

### IX.1 Pachymetr Tomey SP – 100

Výrobce: Tomey

Pracovní frekvence: 20 MHz

Akustická intenzita  $I_{spta.3}$ :  $< 17 \text{ mW}\cdot\text{cm}^{-2}$

Mechanický index:  $< 0.23$

Jmenovitý rozsah rychlosti  $c$ : 1400 až 2000  $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$

Standardně nastavená hodnota rychlosti šíření zvuku: 1640  $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$

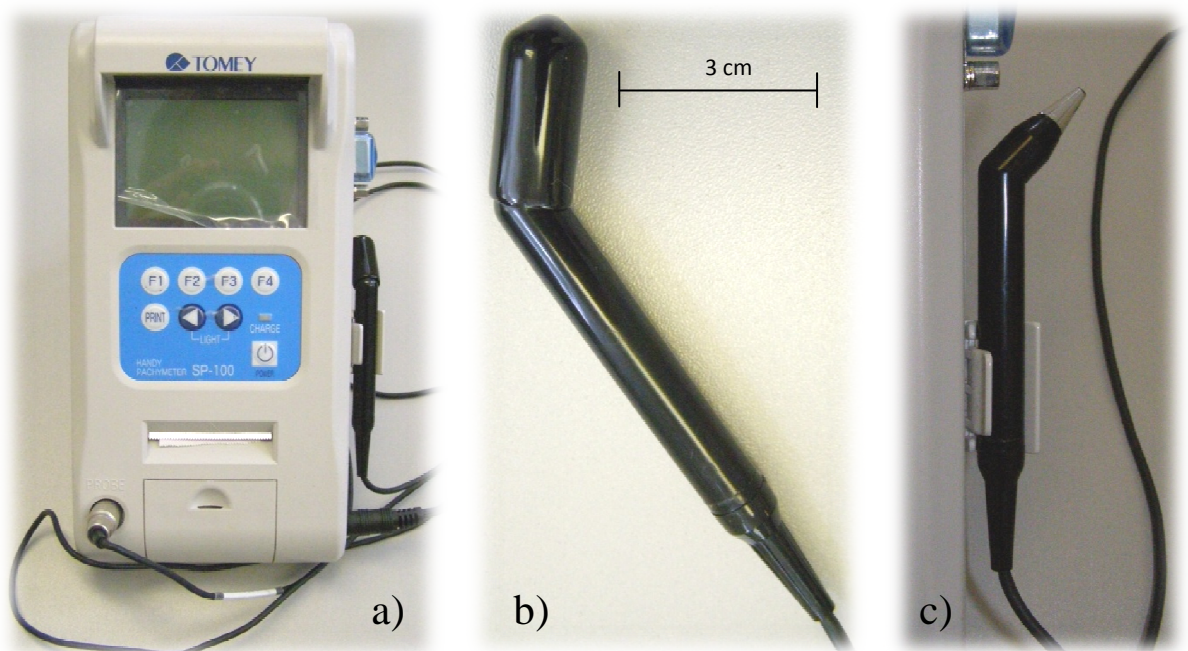
Rozsah tloušťky měřené rohovky: 150 až 1200  $\mu\text{m}$

přesnost měření:  $\pm 5\mu\text{m}$

Rozměry (šířka x délka x hloubka): 118 x 207 x 59 mm

Hmotnost: 530 g

Doplňkové údaje: vestavěná termotiskárna, akumulátorový provoz



Obr. 58: Pachymetr SP-100 [143]

a) celkový pohled na přístroj, b) UZ sonda opatřená ochranou krytkou, c) UZ sonda s odkrytým měřícím hrotem pracující s frekvencí 20 MHz

Zdroje informací: [144, 145]

## IX.2 Ultrazukový echograf Axis – II

Výrobce: Quantel Medical

*Biometrická sonda*

Pracovní frekvence: 11 MHz

Fokusační vzdálenost: 20 až 25 mm

Hloubka průniku: 45 mm

Pracovní režim: pulzní s opakovací frekvencí 108 Hz

Aktivní průměr sondy: 5 mm

Aktivní plocha sondy: 20 mm<sup>2</sup>

*Parametry zobrazeného echogramu*

Počet bodů ve směru osy x: 1536

Počet bodů ve směru osy y: 256

Přesnost měření (při  $c = 1550 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ):  $\pm 40 \text{ }\mu\text{m}$

*Ostatní parametry*

Přesnost při výpočtu IOL: 0,5 dioptrie

Rozměry (šířka x výška x hloubka): 20 x 12 x 25 cm



Obr. 59: Přístroj pro výpočet biometrie oka AXIS – II [146]

a) celkový pohled na přední panel přístroje, b) detail UZ sondy využívající frekvenci 11 MHz

Zdroje informací: [147, 148]

### IX.3 Ultrazvukový přístroj B-Scan Plus

Výrobce: Accutome

Přístroj představuje ultrazvukovou sondu, kterou lze připojit pomocí konektoru USB k běžnému počítači, do kterého je nainstalován speciální software.

*Širokopásmová UZ sonda*

Pracovní frekvence: 12 a 15 MHz

Rozsah zobrazení (hloubka): 30 až 60 mm pro 12 MHz, 50 až 100 mm pro 15 MHz

*Vysokofrekvenční UZ sonda*

Využití: biomikroskopie předního segmentu oka

UBM technologie (Ultrasound Biomicroscopy)

Pracovní frekvence: 48 MHz

Rozsah zobrazení: 30 mm

Sektorový úhel měniče: 60°

Počet lineárních skenů v sektoru: 256

Umožňuje TGC (zesílení)

Umožňuje zaznamenat videosekvenci

Zdroj informací: [62]

## Příloha X – Kardiologie

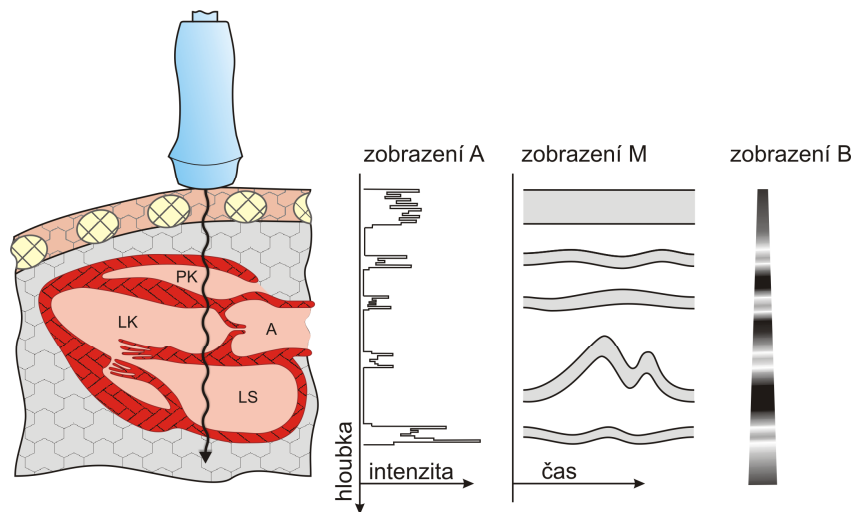
V kardiologii se využívání diagnostických metod založených na UZ vlnění komplexně označuje jako echokardiografie.[94] Srdce (kardia [26]), přesněji jeho stěny, tvoří srdeční sval (myokard), který z vnější strany obklopuje osrdečník (perikard) a z vnitřní strany srdeční nitroblána (endokard). Srdeční stěny ohraničují vnitřní prostory srdce, do kterých ústí nebo z nich vystupují velké cévy. Důležitou součástí srdce jsou chlopně oddělující jednotlivé dutiny srdce označované jako síně a komory a vyskytující se v ústí velkých cév. Chlopně slouží k zabránění toku krve v opačném směru, než jaký je potřebný pro správnou funkci kardiiovaskulárního systému. Stavba srdce je ve skutečnosti podstatně složitější, ale pro účely nástinu problematiky takto dostačuje (více viz [149]).[94]

Echokardiografie umožňuje hodnotit strukturu srdečních tkání i jejich funkčnost (pohyby chlopní) a představuje velmi významný nástroj při přesné diagnostice srdce. Uplatnění v kardiologii nachází zobrazení M, které se v ostatních oborech medicíny příliš nepoužívá. Nejčastěji slouží ke sledování pohybu chlopní (aortální, mitrální).[67] Kvůli důležitosti hodnocení průtoku krve srdečními dutinami je v rámci echokardiografie nepostradatelná dopplerovská USG. Společně s gynekologií a porodnictvím je kardiologie oborem medicíny, kde se používají nejmodernější nástroje ultrazvukové diagnostiky. V současné době jsou v rámci echokardiografie již poměrně běžně využívány objemové režimy snímání vyšetřované oblasti. Většina moderních ultrasonografů (stacionárních) nabízí funkce zpracování nasnímaných objemových dat určené přímo pro kardiologii, které umožňují vytvoření věrného 3D modelu srdce. Speciálním typem ultrazvukového vyšetření srdce je zátěžová echokardiografie, při které se monitoruje srdeční činnosti při zátěži. Slouží k odhalování poruch srdeční činnosti, které se projevují při zatížení organismu.[67]

### X.1 Transthorakální diagnostika

Transthorakální diagnostika představuje vyšetřování v oblasti hrudníku (thorax). UZ sonda se přikládá na kůži, na kterou je aplikován gel zajišťující co nejlepší akustický přechod mezi sondou a lidským tělem (impedanční přizpůsobení [94]). Při USG tkání (orgánů) v hrudní oblasti tvoří hrudní koš, jehož součástí jsou žebra a hrudní kost, významnou akustickou překážku. Aby bylo možné vliv kostí hrudního koše eliminovat, tak je potřeba použít takovou sondu, která umožní vstup svazku UZ vlnění v malé ploše mezi žebra. Pro transthorakální diagnostiku se tedy využívají především sektorové elektronicky řízené sondy s malou kontaktní plochou.

Transthorakální diagnostika srdce se označuje jako **transthorakální echokardiografie** TTE.[150] Obecně se jedná o nejčastěji využívanou UZ diagnostickou metodu v kardiologii.

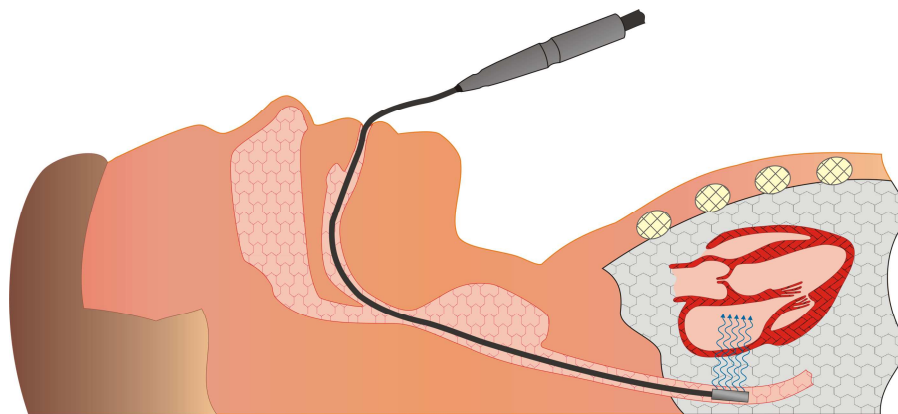


Obr. 60: Znárodnění jednotlivých zobrazení při diagnostice srdečního svalu sektorovou sondou [37]

## X.2 Transesofageální diagnostika

Při transesofageální diagnostice se zavádí sonda přes ústní dutinu a hltan až do jícnu. Vzhledem k tomu, že jícen jako součást trávicího traktu prochází hrudní oblastí v blízkosti srdce, tak se transthorakální diagnostika používá právě v kardiologii a používá se pro ni také název **transesofageální echokardiografie** TEE. Sondy pro tuto vyšetřovací metodu připomínají klasické endoskopy („optický přístroj k vyšetřování tělních dutin“[26]). Transesofageální (jícnová) sonda představuje dlouhou a ohebnou trubici o malém průměru, na jejímž konci je umístěn samotný vysílací a přijímací systém s piezoelektrickým měničem (obr. 61). TEE se používá především v případech, kdy transthorakální echokardiografie neposkytuje v rámci vyšetřování některé od hrudního koše odvrácené části srdce dostatečně přesné zobrazení. Výhodné je nejen eliminování vlivu kostí, ale také přilehlé části plic vyplněné plynným prostředím. Je však třeba si uvědomit, že se jedná o semiinvazivní vyšetřovací metodu, která se provádí při lokální anestezii a je tedy třeba zvážit její nutnost.[67] Transesofageální sondy využívají vyšší pracovní frekvence než sondy pro TTE a umožňují tak vyšší rozlišení blízko uložených vyšetřovaných struktur. Výhodné je TEE využít v případě potřeby přesného zobrazení chlopní.[67] Pracovní frekvence se pohybují nejčastěji v intervalu od 4 do 7 MHz (podle zdroje [67] často 5 MHz).[140, 142]





Obr. 61: Zavedení jícnové sondy pro transesofageální echokardiografii [140, 150]

Transesofageální sondy lze rozdělit podle počtu možných rovin zobrazení na monoplanární, biplanární nebo multiplanární. Monoplanární sondy umožňují zobrazení vyšetřovaných tkání pouze v jedné rovině s pevně daným zobrazovacím úhlem. Rovina, v které dochází k šíření UZ vlnění, může být kolmá k ose jícnu (transverzální rovina viz Příloha VII) nebo podélná s osou jícnu (longitudinální rovina viz Příloha VII). Monoplanární sondy s longitudinální rovinou zobrazení se však uplatňují především pro ultrasonografické vyšetření „horní části zažívacího traktu (endosonografii)“ [67]. Biplanární sondy obsahují dva měniče umístěné tak, že roviny šíření UZ vlnění jsou na sebe kolmé. Na monitoru je možné roviny (longitudinální a transverzální) zobrazovat střídavě. Konstrukčně nejsložitější jsou multiplanární sondy, díky kterým lze monitorovat téměř jakoukoliv rovinu řezu okolní tkání. Multiplanární sonda totiž obsahuje ve své koncové části měnič, který je možné natáčet. Aktuální natočení (polohu vůči transverzální rovině) měniče a tedy i roviny zobrazení je indikováno na monitoru přístroje. [67]

*Pozn.25:* Pro lepší představu o možnostech současné ultrasonografie je možné nahlédnout do galerie ultrazvukových tomogramů z různých oborů lékařství uveřejněné v rámci internetového zdroje [151].