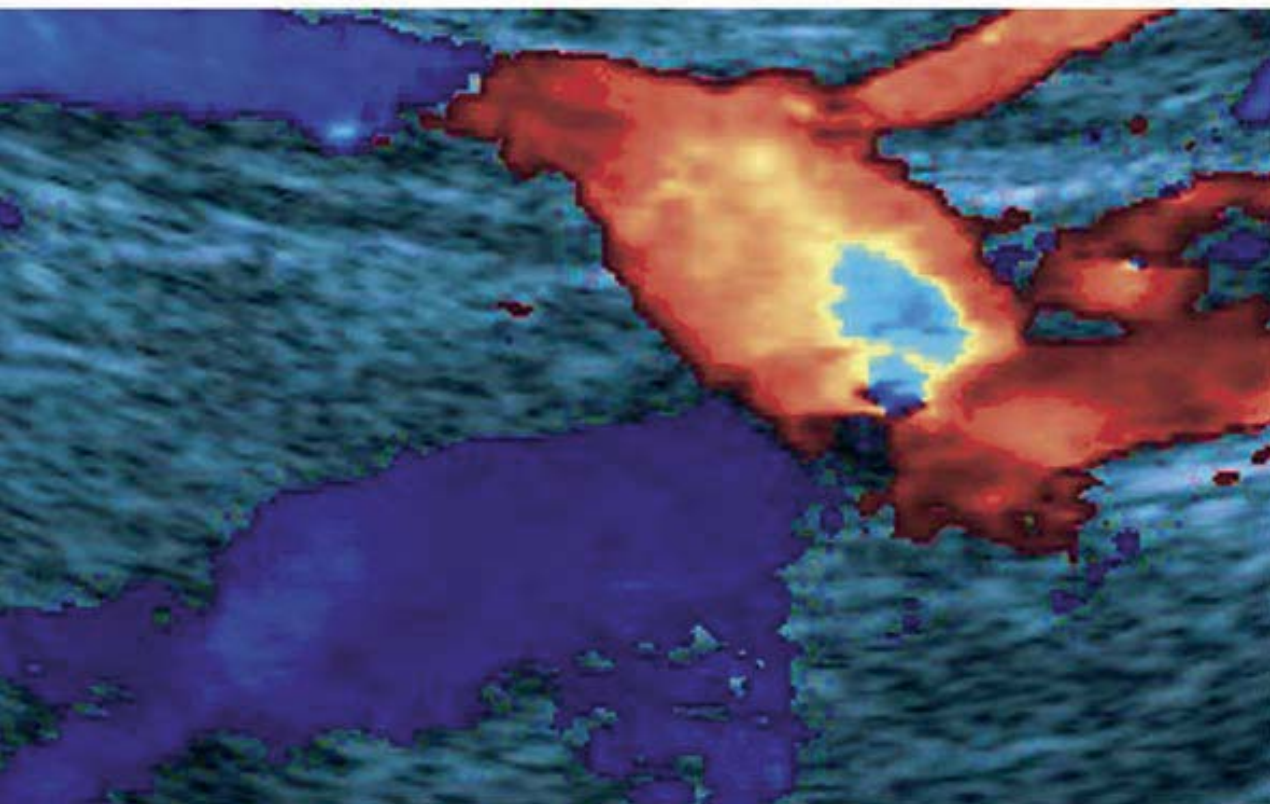


Dalibor Musil a kolektiv

Ultrazvukové vyšetření žil dolních končetin



Upozornění pro čtenáře a uživatele této knihy

Všechna práva vyhrazena. Žádná část této tištěné či elektronické knihy nesmí být reprodukována a šířena v papírové, elektronické či jiné podobě bez předchozího písemného souhlasu nakladatele. Neoprávněné užití této knihy bude **trestně stíháno**.

Používání elektronické verze knihy je umožněno jen osobě, která ji legálně nabyla a jen pro její osobní a vnitřní potřeby v rozsahu stanoveném autorským zákonem. Elektronická kniha je datový soubor, který lze užívat pouze v takové formě, v jaké jej lze stáhnout s portálu. Jakékoliv neoprávněné užití elektronické knihy nebo její části, spočívající např. v kopírování, úpravách, prodeji, pronajímání, půjčování, sdělování veřejnosti nebo jakémkoliv druhu obchodování nebo neobchodního šíření je zakázáno! Zejména je zakázána jakákoliv konverze datového souboru nebo extrakce části nebo celého textu, umístování textu na servery, ze kterých je možno tento soubor dále stahovat, přitom není rozhodující, kdo takovéto sdílení umožnil. Je zakázáno sdělování údajů o uživatelském účtu jiným osobám, zasahování do technických prostředků, které chrání elektronickou knihu, případně omezují rozsah jejího užití. Uživatel také není oprávněn jakkoliv testovat, zkoušet či obcházet technické zabezpečení elektronické knihy.





Copyright © Grada Publishing, a.s.

ULTRAZVUKOVÉ VYŠETŘENÍ ŽIL DOLNÍCH KONČETIN

Hlavní autor:

MUDr. Dalibor Musil, Ph.D. – Cévní a interní ambulance Olomouc, Ústav patologické fyziologie LF UP Olomouc

Spoluautoři:

Doc. MUDr. Jiří Herman, Ph.D. – II. chirurgická klinika LF a FN Olomouc

MUDr. Ivo Hofírek, CSc. – I. interní kardiologická klinika LF MU a FN u sv. Anny v Brně

Recenze:

Doc. MUDr. Debora Karetová, CSc.

MUDr. Svatopluk Kašpar, Ph.D.

Rukopis laskavě přečetl a předmluvu napsal prof. MUDr. Július Mazuch, DrSc.

© Grada Publishing, a.s., 2008

Perokresby nakreslil MUDr. Dalibor Musil, Ph.D.

Fotografie na obálce a ultrazvukové snímky z archivu MUDr. Dalibora Musila, Ph.D.

Vydala Grada Publishing, a.s.

U Průhonu 22, Praha 7

jako svou 3116. publikaci

Odpovědný redaktor Mgr. Luděk Neužil

Sazba a zlom Václav Juda

Počet stran 152

1. vydání, Praha 2008

Vytiskly Tiskárny Havlíčkův Brod, a. s.

Husova ulice 1881, Havlíčkův Brod

Tato publikace je určena pro odbornou zdravotnickou veřejnost a pracovníky ve zdravotnictví vybraných oborů.

Názvy produktů, firem apod. použité v knize mohou být ochrannými známkami nebo registrovanými ochrannými známkami příslušných vlastníků, což není zvláštním způsobem vyznačeno.

Postupy a příklady v této knize, rovněž tak informace o lécích, jejich formách, dávkování a aplikaci jsou sestaveny s nejlepším vědomím autorů. Z jejich praktického uplatnění ale nevyplývají pro autory ani pro nakladatelství žádné právní důsledky.

Všechna práva vyhrazena. Tato kniha ani její část nesmějí být žádným způsobem reprodukovány, ukládány či rozšiřovány bez písemného souhlasu nakladatelství.

ISBN 978-80-247-2161-3 (tištěná verze)

ISBN 978-80-247-6375-0 (elektronická verze ve formátu PDF)

© Grada Publishing, a.s. 2011

Obsah

Seznam použitých zkratk	9
Předmluva	11
1 Úvod	13
2 Ultrazvuk ve flebologii	15
2.1 Technické principy vyšetření	15
2.1.1 Co to je ultrazvuk	15
2.1.2 Tvorba ultrazukového obrazu	17
2.1.3 Zpracování ultrazukového signálu	17
2.1.4 Dopplerův efekt	19
2.1.4.1 Reologie – zákonitosti proudění krve cévami	19
2.1.4.2 Kontinuální dopplerovské vyšetření	20
2.1.4.3 Pulzní doppler	21
2.1.4.4 Barevné mapování krevního toku, barevný doppler	21
2.1.4.5 Duplexní a triplexní ultrazukové vyšetření	23
2.1.4.6 Power doppler	24
2.2 Klinické použití ultrazukových vyšetřovacích metod ve flebologii	24
2.2.1 Nastavení ultrazukového přístroje	24
2.2.2 Vyšetření hlubokého žilního systému	26
2.2.2.1 Dolní dutá žíla a ilické žíly	26
2.2.2.2 Společná stehenní žíla a podkolenní žíla	26
2.2.2.3 Distální stehno (Hunterův kanál)	27
2.2.3 Vyšetření povrchového žilního systému	27
2.3 Jednotlivé ultrazukové módy ve flebologii	28
2.3.1 B-mód (2D zobrazení)	28
2.3.2 Barevné mapování krevního toku	29
2.3.3 Zvukový signál a grafický spektrální záznam krevního toku	29
Literatura	34
3 Anatomické poznámky k žilnímu systému dolních končetin	35
3.1 Ontogeneze žilního systému dolní končetiny	35
3.2 Rozdělení žilního systému dolní končetiny	36
3.2.1 Hluboký (svalový) oddíl	36
3.2.2 Povrchový (podkožní) oddíl	37
3.3 Povrchové žíly	38
3.3.1 Safény	38
3.3.1.1 Velká saféna	38
3.3.1.2 Malá saféna	40
3.3.2 Přídavné (akcesorní) safény	42
3.3.2.1 Přídavné safény v oblasti třísla, přední a zevní strany stehna	43
3.3.2.2 Přídavné safény v oblasti podkolení a zadní strany stehna	44
3.3.3 Další povrchové žíly	46
3.4 Hluboké žíly	46
3.4.1 Stehno	47
3.4.2 Běrec	48
3.4.3 Noha	49
3.5 Perforátory	49
3.5.1 Rozdělení perforátorů	50
3.5.1.1 Perforátory kotníku	52
3.5.1.2 Perforátory bérce	52
3.5.1.3 Perforátory stehna	52

3.6	Žilní chlopně	53
3.7	Žilní malformace a anomálie	55
3.7.1	Ageneze	55
3.7.2	Aplazie	55
3.7.3	Hypoplazie	55
3.7.4	Dysplazie	55
3.7.5	Atrofie	56
3.7.6	Žilní aneuryzma	56
3.7.7	Venomegalie	56
3.7.8	Zdvojení žíly (duplikace)	56
	Literatura	59
4	Žilní insuficience	61
4.1	Stručná patogeneze žilní insuficience	61
4.1.1	Žilně-svalová pumpa	61
4.1.2	Změny v makrocirkulaci	61
4.1.3	Změny v mikrocirkulaci	62
4.2	Klinické projevy žilní insuficience	62
4.2.1	Objektivní příznaky	62
4.2.2	Subjektivní potíže	62
4.3	Ultrazvuk v diagnostice žilní insuficience	63
4.3.1	Přínos ultrazvuku pro klinickou praxi.	63
4.3.2	Proč provádět ultrazvuk před operací varixů?	64
4.3.2.1	Je chirurgická léčba nezbytná/vhodná?	64
4.3.2.2	Bude chirurgická léčba úspěšná?	65
4.3.3	Jednoznačné indikace duplexní sonografie před plánovanou operací varixů	65
4.4	Kontinuální doppler	66
4.4.1	Safénofemorální junkce	66
4.4.2	Safénopopliteální junkce	66
4.5	Duplexní a triplexní ultrazvukové zobrazení	67
4.5.1	B-mód a barevné mapování krevního toku	68
4.5.1.1	Tříslo a stehno	69
4.5.1.2	Podkolenní jamka	72
4.5.1.3	Stanovení proximálního a distálního insuficientního bodu	73
4.5.2	Pulzní doppler	75
4.5.2.1	Přítomnost, rychlost a fázcita žilního toku	75
4.5.2.2	Refluxní čas (doba trvání žilního refluxu)	77
4.5.2.3	Závažnost (kvantifikace) refluxu	79
4.6	Perforátory	80
4.7	Praktický návod k vyšetření žilní insuficience dolních končetin	84
4.7.1	Tříslo a stehno	84
4.7.2	Podkolenní jamka	86
4.7.3	Perforátory	87
	Literatura	87
5	Tromboflebitida	91
5.1	Rozdělení tromboflebitidy	91
5.1.1	Trombophlebitis superficialis.	91
5.1.2	Varikoflebitida	91
5.1.3	Trombophlebitis migrans (saltans)	92
5.2	Komplikace tromboflebitidy.	93
5.2.1	Hluboká žilní trombóza (flebotrombóza).	93
5.2.2	Plicní embolie	94
5.3	Diagnostika tromboflebitidy	94

5.4	Ultrazuková diagnostika tromboflebitidy	95
5.4.1	Nastavení ultrazukového přístroje	96
5.4.2	Hlavní přínos ultrazukového vyšetření tromboflebitidy	96
	Literatura	97
6	Hluboká žilní trombóza (flebotrombóza)	99
6.1	Klinická diagnostika flebotrombózy	99
6.2	Ultrazuk v diagnostice flebotrombózy	101
6.3	Vývoj ultrazukového obrazu flebotrombózy v čase	102
6.3.1	Čerstvý žilní trombus	102
6.3.2	Organizace žilního trombu	104
6.3.3	Rekanalizace	104
6.4	Ultrazuková diagnostická kritéria flebotrombózy	107
6.4.1	B-mód (2D-mód), kompresní ultrazuková metoda – přímý průkaz žilní trombózy a posttrombotických změn	107
6.4.2	Barevné mapování krevního toku – průkaz vlnajícího trombu, zbytkového krevního toku, kolaterál a posttrombotické reziduální obstrukce	108
6.4.3	Pulzní doppler – průkaz zbytkového krevního toku, nepřímý průkaz žilní trombózy a průkaz chlopenní insuficience	108
6.4.4	Shrnutí ultrazukových známek flebotrombózy	109
6.5	Diferenciální diagnostika flebotrombózy	110
6.6	Flebotrombóza v různých lokalizacích na dolní končetině	110
6.6.1	Proximální flebotrombóza	111
6.6.2	Distální flebotrombóza	111
6.7	Posttrombotické změny	112
6.7.1	Postupná rekanalizace trombózy	112
6.7.2	Poškození žilní stěny (pachyskleróza)	113
6.7.3	Poškození žilních chlopní (posttrombotický reflux)	114
6.7.4	Žilní atrofie (syndrom trvalé obstrukce)	114
6.7.5	Totální trombolýza	115
6.8	Praktický návod k vyšetření flebotrombózy dolních končetin	115
6.8.1	Tříslo a stehno	115
6.8.2	Podkolenní jamka a lýtko	116
	Literatura	117
7	Ostatní nálezy na žilách dolních končetin	119
7.1	Vrozené žilní malformace	119
7.1.1	Jednoduché vrozené žilní malformace	119
7.1.2	Komplexní vrozené žilní malformace	119
7.1.3	Perzistující embryonální žíly	120
7.1.4	Valveless syndrom	121
7.1.5	Klinický obraz	121
7.1.6	Diagnostika žilních malformací	121
7.1.7	Nejčastější žilní malformace na dolních končetinách	123
7.1.7.1	Syndrom Klippelův-Trénaunayův (haemangiectasia hypertrophica)	123
7.1.7.2	Syndrom Klippelův-Trénaunayův-Weberův	123
7.1.7.3	Syndrom Sturgeův-Weberův (neuroangiomatosis encephalofacialis)	123
7.1.7.4	Syndrom Maffucciho (chondrodystrophia cum angiomatosis)	123
7.1.7.5	Syndrom Beanův (blue rubber blebs nevus)	124
7.2	Žilní aneuryzmata	124
7.2.1	Definice žilního aneuryzmatu	125
7.2.2	Diagnostika	125
7.2.2.1	Aneuryzmata hlubokých žil	125
7.2.2.2	Aneuryzmata povrchových žil	126

7.2.3	Ultrazvuk v diagnostice žilních aneuryzmat	126
	Literatura	128
8	Kazuistiky	129
8.1	Akutní flebotrombóza svalových žil na levém lýtku	129
8.2	Recidiva varixů na pravé dolní končetině	129
8.3	Bakerova cysta v pravém podkolení	132
8.4	Insuficience malé safény na pravé dolní končetině	133
9	Duplexní sonografie při lokální trombolýze pod ultrazvukovou kontrolou	137
	Literatura	139
10	Význam ultrazvukového vyšetření pro chirurgii povrchového žilního systému	141
	Literatura	142
	Rejstřík	145

Seznam použitých zkratk

AF	arteria femoralis
AP	arteria poplitea
APF	arteria profunda femoris
CAI	color amplitude imaging
CD	continual doppler
CEAP	clinical, etiological, anatomical, pathophysiological classification (klinická, etiologická, anatomická, patofyziologická klasifikace)
CFM	color flow mapping
CHIVA	mikrochirurgická operace varixů (Cure Hémodynamique de l'Insuffisance Veineuse en Ambulatoire)
CPA	color power angio
CVI	chronická žilní insuficience
CW	continuous wave
DIB	distální insuficientní bod
DK	dolní končetina
DKK	dolní končetiny
IRO	index reflux/objem
IUA	International Union of Angiology
IUP	International Union of Phlebology
PD	pulsed doppler
PDGF	destičkový růstový faktor (platelet derived growth factor)
PIB	proximální insuficientní bod
PPVS	přední přídavná velká saféna
PRF	pulse repetition frequency
PTC	preterminální chlopeň
PW	1. pulsed wave 2. pulzní Dopplerův ultrasonografický průtokoměr
SEPS	subfasciální endoskopické přerušení perforátorů (subfascial endoscopic perforator vein surgery)
SPJ	safénopopliteální junkce
SSC	suprasafénová chlopeň
TC	terminální chlopeň
TG	total gain
TGC	time gain compensation
UGS	skleroterapie pod ultrazvukovou kontrolou (ultrasound-guided sclerotherapy)
UZ	ultrazvuk, ultrazvukový
VF	vena femoralis
VFC	vena femoralis communis
VP	vena poplitea
VPF	vena profunda femoris
VSM	vena saphena magna
VSP	vena saphena parva
VTA	vena tibialis anterior
VTP	vena tibialis posterior

Předmluva

Využitie ultrazvuku v rôznych medicínskych disciplínach zaznamenalo obrovský rozvoj a pokrok hlavne v diagnostike a tiež aj v terapii rôznych ochorení. Použitie ultrazvuku vo flebológii zvlášť znamená významný prínos ako neinvazívnej metódy v diagnostike flebotrombózy, tromboflebitídy, varikóznej choroby DK, angiodysplázií a tiež predoperačnej diagnostike varixov s určením refluxných venózných bodov a rozsahu valvulárnej inkompetencie. Po stránke obsahovej je monografia rozdelená logicky do 10 kapitol. Zvlášť významná je kapitola o venóznej insuficiencii a hlbokoj venóznej trombóze.

Je obdivuhodné s akou profesionalitou autor zvládol komplikovanú patogenézu, diagnostiku chronickej venóznej insuficiencie a hlbokých venózných trombóz a angiodysplázií. Jednotlivé ultrazvukové vyšetrenia rôznych venózných patológií sú pre angiochirurga a flebológa veľmi prínosné a sú rozhodujúce pre ďalší postup v liečbe venózných ochorení. Zvlášť cenné sú vlastné kazuistiky, kde na základe ultrazvukového vyšetrenia jednoznačne a presvedčivo verifikuje a diagnostikuje jednotlivé ochorenia venózneho systému. Prínosná je tiež kapitola o ultrazvukovej kontrole lokálnej trombolýzy a o význame ultrazvuku vo venóznej chirurgii.

Monografia má bohatú a presvedčivú obrazovú dokumentáciu. Kniha dr. Musila je obohatením českej aj slovenskej odbornej literatúry v oblasti flebológie. Flebológia zaujíma v súčasnosti významné postavenie v medicínskych disciplínach a je to podmienené aj tým, že 1/3 našej bežnej populácie trpí chorobami žíl.

U nás v Čechách a na Slovensku je to zatiaľ prvá knižná publikácia zameraná na ultrazvuk vo flebológii napísaná na vysokej profesionálnej úrovni. Prináša nové poznatky z klinickej praxe a prezentuje súčasný stav poznania. Kniha poslúži ako praktická príručka v rámci pregraduálnej a postgraduálnej výchovy. Kniha je veľkým prínosom pre všetky medicínske disciplíny a je určená pre širokú lekársku verejnosť, zvlášť pre flebológov, angiológov, angiochirurgov, chirurgov, internistov, kardiológov, dermatológov a lekárov prvého kontaktu. Predpokladám, že kniha bude veľmi žiadaná.

V Martine 21. 3. 2007

Prof. MUDr. Július Mazuch, DrSc.
I. chirurgická klinika JLF UK a MFN v Martine

Věnováno mému učiteli a vynikajícímu lékaři
prof. MUDr. Ivo Krčovi, DrSc.

1 Úvod

Využití ultrazvuku v medicíně přineslo revoluční krok v diagnostice i terapii mnoha chorob. Doslova průlom znamenal ve flebologii, kde se během posledních dvaceti let staly ultrazukové metody nedílnou součástí běžné klinické praxe. Právě flebologie je jednou z těch medicínských disciplín, kde se ultrazvuk stal klíčovým vyšetřením, hlavně v diagnostice flebotrombózy, tromboflebitidy, žilních anomálií a při mapování žil dolních končetin před operací varixů.

V akutní flebologii ultrazvuk podstatně usnadnil diagnózu a diferenciální diagnostiku flebotrombózy, a to jak lékaři, tak nemocnému. Umožnil rychle a spolehlivě vyloučit postižení hlubokých žil u tromboflebitidy a dlouhodobě sledovat klinický průběh flebotrombózy i tromboflebitidy. Můžeme monitorovat změny rozsahu flebotrombózy během léčby, sledovat případnou progresi trombózy povrchových žil do hlubokého žilního systému. Vždyť až zavedení rutinního ultrazukového vyšetřování nás upozornilo na vysokou koincidenci tromboflebitidy a flebotrombózy!

Pro cévního chirurga je dnes ultrazvuk nepostradatelný před každou operací varixů dolních končetin. Pouze přesné předoperační ultrazukové zmapování lokalizace a rozsahu refluxu v povrchovém a v hlubokém žilním systému a v perforátorech zajistí úspěch operačního řešení žilní insuficience.

Konfrontován s každodenní praxí, s konkrétními požadavky a otázkami, se kterými jsou pacienti různými lékaři odesíláni na ultrazukové vyšetření žil dolních končetin, jsem se tuto metodu snažil v našich podmínkách rozvíjet a své poznatky systematicky zpracovat v odborné literatuře a v přednáškách.

Dosud u nás nebyla publikována kniha, která by se specializovala na ultrazvuk ve flebologii, přehledně ukázala současný stav poznání v této oblasti a zároveň sloužila jako učebnice a praktická příručka pro lékaře, kteří na tomto poli začínají nebo hledají odpovědi na některé odborné otázky ze své praxe. Proto je publikace věnována nejenom lékařům používajícím ultrazvuk v diagnostice žilních onemocnění, tedy internistům, angiologům, kardiologům a rentgenologům, ale také odborníkům, kteří na toto vyšetření své pacienty nejčastěji odesílají – chirurgům, dermatologům a praktickým lékařům. Svoje uplatnění nepochybně najde i v pregraduálním vzdělávání.

Ultrazvuk je zobrazovací metoda, proto jsou nedílnou a důležitou součástí knihy perokresby, schémata, černobílé i barevné obrázky pořízené během rutinního ultrazukového vyšetřování, předkládané čtenáři tak, jak byly v běžné praxi zaznamenány. Teoretické základy ultrazukového vyšetřování žil dolních končetin, spojené s ilustrativními obrázky, názornými schématy a kazuistikami, by proto měly být hlavním přínosem této knihy.

2 Ultrazvuk ve flebologii

(Dalibor Musil, Ivo Hofírek)

2.1 Technické principy vyšetření

2.1.1 Co to je ultrazvuk

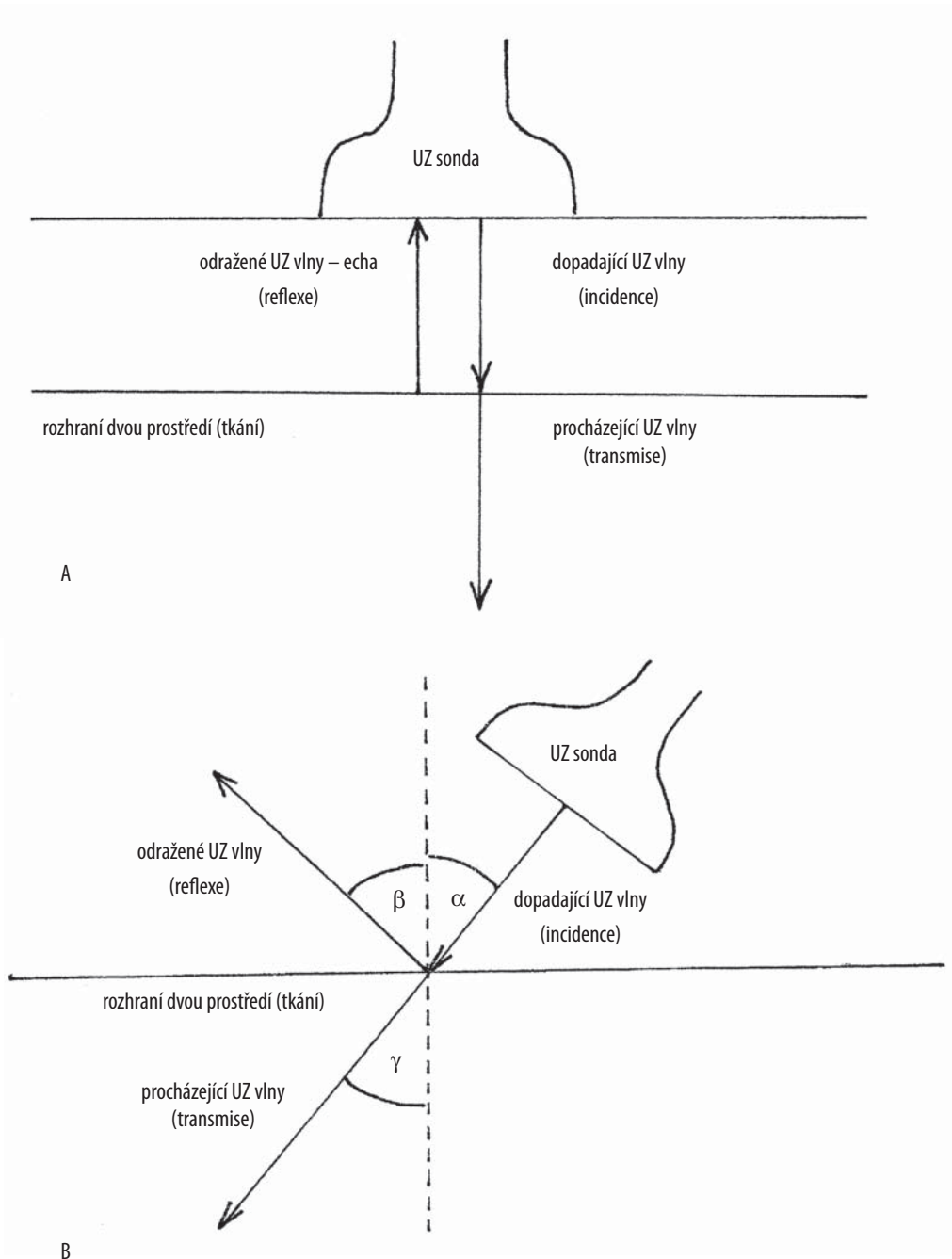
Ultrazvuk je mechanické vlnění přenášené částicemi prostředí, ve kterém se šíří. Toto vlnění si můžeme představit jako soustředné kružnice rozbíhající se vodní hladinou po dopadu kamene. Jednotlivé kruhy na vodě jsou prostorem postupující změny tlaku (hustoty) plynného, kapalného nebo pevného prostředí. V případě ultrazvuku mají tyto tlakové změny prostředí frekvenci větší než 20 kHz (20 000 Hz, 20 tisíc cyklů za sekundu). Vznikají tak vibrace neslyšitelné lidským uchem, které jako zvuk vnímá mechanické vlnění ve frekvenčním rozsahu od 20 Hz do 20 kHz.

Ultrazvuk vzniká v ultrazvukové sondě v piezoelektrických krystalech piezoelektrickým jevem. Piezoelektrické krystaly (měniče) mají schopnost převádět elektrické impulzy na mechanické vibrace. Vysokofrekvenční elektrické impulzy rozkmitají piezoelektrické krystaly v sondě a vytvářejí tak mechanické vibrace s frekvencí nad 20 kHz, tj. ultrazvukové vlnění, které je v pulzech vysíláno do těla. Frekvence těchto mechanických vibrací závisí na frekvenci elektrických impulzů. Změnami přiváděného elektrického proudu je možné upravovat charakteristiky ultrazvukového signálu. Pro ultrazvukovou diagnostiku v medicíně se využívá **frekvenční pásmo od 2 MHz do 50 MHz, v běžné praxi od 3 MHz do 10 MHz.**

Zvuk se vzduchem šíří podélným vlněním, tj. vlny jsou rovnoběžné se směrem šíření. V pevných látkách se ale zvuk šíří nejenom podélným, ale také příčným vlněním, kdy jsou vlny kolmé ke směru šíření. Ultrazvukové kmity se pružným prostředím (měkkými tkáněmi a tekutinami lidského těla) šíří formou vlnění podélného. Příčným vlněním se ultrazvuk šíří jen v kostech. S rostoucí frekvencí, při vyšších a velmi vysokých frekvencích (řádově MHz), získávají ultrazvukové vlny podobný charakter šíření jako elektromagnetické vlnění. Průměrná rychlost šíření ultrazvuku v lidském těle je 1540 m/s. Tato rychlost je nezávislá na používané frekvenci, ale závisí na **akustické rezistenci** neboli **impedanci** (*impeditio*, lat. překážka), tedy na odporu, který šířícímu se ultrazvukovému vlnění kladou tkáně. Akustická impedance je veličina určující vztah ultrazvukového vlnění k prostředí, ve kterém se ultrazvuk šíří. Je definována jako hustota látky násobená rychlostí zvuku v materiálu ($\text{kg}\cdot\text{m}^{-2}\cdot\text{s}^{-1}$). Jde o analogii optického indexu lomu. Akustická impedance je úměrná elasticitě (elastickému modulu) a hustotě (denzitě) tkáně a narůstá v pořadí – plíce, krev, měkké tkáně (vnitřní orgány), sval a kost (tab. 2.1).

Tab. 2.1 Akustická impedance různých tkání

prostředí	impedance($\text{kg}\cdot\text{m}^{-2}\cdot\text{s}^{-1}$)
vzduch	$0,0004\cdot 10^6$
plíce	$0,46\cdot 10^6$
krev	$1,61\cdot 10^6$
měkké tkáně	$1,63\cdot 10^6$
sval	$1,70\cdot 10^6$
kost	$7,80\cdot 10^6$



Obr. 2.1 Šíření ultrazvukové vlny – na tkáňovém rozhraní se část UZ vln odráží pod stejným úhlem, ale v opačném směru, než ve kterém dopadají. Neodražené vlny procházejí do druhého prostředí ve směru svého dopadu ($\alpha = \beta = \gamma$): A – akustické vlny dopadající kolmo na rozhraní dvou prostředí, B – akustické vlny dopadající šikmo na rozhraní dvou prostředí pod úhlem α .

V místě dotyku dvou prostředí s rozdílnými parametry šíření ultrazvukového signálu se vytváří tzv. **akustické rozhraní** (např. tuk-sval, kost-sval, sval-krev atd.). Na tomto rozhraní se ultrazvukové vlny, pokud dopadají kolmo, částečně odrážejí (reflexe) a částečně šíří ve svém původním směru dál, pokud dopadají šikmo pod určitým úhlem, tak se částečně odrážejí a částečně lámou (obr. 2.1). Ultrazvukové vlny jsou tkáněmi také pohlcovány (absorpce) a akustická energie se přeměňuje na energii tepelnou (ohřev tkání). Nejvíce jsou absorbovány ultrazvukové vlny o vysoké frekvenci. Ultrazvukový signál mění na akustickém rozhraní svoji energii (amplitudu). Poměr amplitudy (energie) vyslaného a odraženého ultrazvukového signálu se nazývá **koeficient odrazu** a je závislý na akustické impedanci prostředí (viz tab. 2.1). **Rozptyl (disperze)** je propagace ultrazvukových vln do prostoru všemi směry. Dochází k němu, pokud je akustické rozhraní menší než vlnová délka dopadající ultrazvukové vlny (např. disperze na erythrocytech). Zpět k sondě se s jistým časovým zpožděním vrací odražený ultrazvukový signál (echo) o určité frekvenci a intenzitě, který se v sondě, opět na základě piezoelektrického jevu, změní zpět na elektrické impulzy.

2.1.2 Tvorba ultrazvukového obrazu

Základním a nejjednodušším typem ultrazvukového obrazu je jednorozměrné zobrazení, zaznamenávající časový sled a velikost (intenzitu) akustické energie odrazů (ech) ultrazvukových signálů vyslaných do látky. Toto zobrazení se nazývá **zobrazení A** (z anglického amplitude, **A-mód**). Pohybující se struktury lze zobrazovat v průběžném A zobrazení, které se nazývá **zobrazení M** (motion, **M-mód**). V angiologii a flebologii ale M zobrazení většího využití nedoznalo a je doménou kardiologie.

Pokročilejší typ zobrazení využívá změn jasu jednotlivých bodů obrazovky vyvolaných přicházejícími odrazy (echy) v široké až 256stupňové škále šedi. Mluvíme o **zobrazení B** (z anglického brightness – jas, záře, brightness modulation, **B-mód**), které umožňuje dvojrozměrné „černobílé“ zobrazení. V současnosti se využívá tzv. **dynamické B zobrazení** s velmi rychlým postupným nebo současným (podle použité technologie) vysíláním velkého množství ultrazvukových signálů a průběžným vyhodnocováním jejich odrazů. Tak dochází k vytvoření dvourozměrného obrazu z větší plochy nebo prostoru. Rychlé opakování tohoto procesu přináší i možnost sledování pohybu v reálném čase. Pro tento způsob se místo B zobrazení (B-mód) častěji používá výraz **2D zobrazení**.

Ultrazvukové přístroje používané ve flebologii většinou pracují v pulzním režimu (pulzní dopplerovské vyšetření, PW Doppler, viz níže). Ultrazvuková sonda vyšle v krátkém pulzu ultrazvukový signál o určité frekvenci a vzápětí přijímá odražená echa, která mění na elektrické impulzy. Po zpracování počítačem je z nich vytvořen dvourozměrný obraz. Každému bodu na obrazovce odpovídá podle intenzity přijatého odraženého ultrazvukového signálu určitá intenzita jasu ve škále šedi od bílé po černou. Pokud jsou vyslané impulzy rovnoběžné s přijatými echy mluvíme o **lineárním zobrazení**. Ultrazvukový obraz je pravouhlý. Pokud jsou linie vyslaných impulzů a odražených ech divergentní (rozbíhavé), jde o **sektorové zobrazení** a ultrazvukový obraz je směrem od sondy rozbíhavý.

2.1.3 Zpracování ultrazvukového signálu

Zjednodušeně si můžeme proces pořizování a zpracování ultrazvukového obrazu představit jako pořízení a zpracování snímků z digitálního fotoaparátu. Kvalita výsledného snímku závisí nejenom na podmínkách pořízení prvotního snímku („fotografie“), ale i na nastavení

vhodných parametrů pro získání daného typu snímku (například nastavení fotoaparátu pro sport, krajinu, noční scénérii apod.), na objektivu, na světelných podmínkách a na spoustě dalších faktorů. Tomu odpovídá tzv. **preprocessing** – nastavení vhodných parametrů pro jednotlivá vyšetření. Kvalita výsledku ale současně závisí na rozlišovací schopnosti a velikosti čipu, na zpracování dat, programech omezujících šum a na úpravě pořízených dat speciálními programy v počítači, tzv. **postprocessing** – dodatečné upravování zachyceného obrazu.

Digitální technologie dnes umožňují množství úprav výsledného zobrazení. Tyto úpravy jsou poplatné programům a technologiím použitým v různých typech ultrazvukových přístrojů. To ovšem ztěžuje vzájemné porovnávání obrazů pořízených jednotlivými typy ultrazvukových přístrojů, a také způsobuje rozdílnosti v zobrazení stejných tkání různými způsoby vyšetření, sondami a zařízeními.

Dobře ovlivnitelnými parametry, kterými lze upravovat a optimalizovat obraz, jsou **gain** (zisk signálu) a **compression** (komprese, zhuštění signálu). Fungují rozdílně v prostém 2D zobrazení a při barevném mapování (CFM). Zisk a komprese signálu mohou být součástí individuálně uloženého přednastavení, avšak s odlišným vlivem na jednotlivé typy zobrazení.

Protože přijímané ultrazvukové signály jsou absorpcí, tedy změnou akustické energie ve tkáních na teplo, oslabené, zejména přicházejí-li z větší hloubky, musí být odražená echa ultrazvukovým přístrojem dostatečně zesílená. Zesílení (gain) odraženého ultrazvukového signálu se děje trojím způsobem:

1. **Celkové zesílení** (zesiluje se veškerý přicházející UZ signál) – pomocí funkce celkového zesílení (TG – total gain), která je u ultrazvukových přístrojů označována jako *Gain* nebo *2D Gain*, docílíme zesílení dvourozměrného ultrazvukového obrazu.
2. **Selektivní zesílení** (zesílení je větší u ultrazvukových signálů přicházejících z větší hloubky těla a tedy později) – pomocí funkce kompenzační časové zesílení (TGC – time gain compensation), která je u ultrazvukových přístrojů regulována několika posuvnými klávesami, přičemž každá klávesa reguluje zesílení odrazů z určité hloubky tkáně.
3. **Aktivní zesílení** (zesiluje se ultrazvukový signál přenášející pulzní dopplerovský záznam, PW Doppler) – pomocí funkce aktivního zesílení (active gain) zesilujeme záznam pulzní dopplerovské křivky krevního průtoku.

Poměr mezi nejsilnějším hodnotitelným echem a nejslabším ještě hodnotitelným echem v decibelech (dB) vyjadřuje tzv. **dynamický rozsah** přístroje.

Ke zlepšení ultrazvukového obrazu se využívá metoda **harmonického zobrazení**, která byla vyvinuta pro případy obtížné ultrazvukové vyšetřitelnosti, nejvíce v kardiologii, ale uplatnění našla ve všech dalších oblastech ultrazvukového vyšetření. Místo prostého zvýšení ultrazvukového výkonu a prodloužení doby vyšetření je do zobrazované oblasti vyslán k získání uspokojivého obrazu silný signál dané frekvence a sonda zpětně zachycuje ne odrazy základního signálu, ale tzv. **přirozené harmonické vlnění o dvojnásobné frekvenci**. To vzniká v tkáních spontánně nelineárním šířením původního signálu. Je však slabé a vyžaduje k zachycení speciální výkonné snímače a vhodný software. Přirozené harmonické zobrazení umožňuje zkrátit vyšetření při standardních způsobech zobrazení. Zvyšuje kontrast při běžném vyšetření a umožňuje lepší zobrazení u špatně vyšetřitelných pacientů. V praxi se ale stává, že zkvalitnění 2D obrazu harmonickým zobrazením může znamenat ztížení barevného mapování a dopplerovského měření.

2.1.4 Dopplerův efekt

Pro kvantitativní a kvalitativní vyšetření krevního toku se využívá **Dopplerův efekt**. Tento fenomén poprvé popsal rakouský fyzik **Christian Johann Doppler** (1803–1853) v roce 1842 a v medicíně byl pro výpočet rychlosti krevního toku poprvé použit v roce 1956 Japoncem Satomurou.

Dopplerův efekt je fyzikální jev, kdy je vlnová délka elektromagnetického nebo mechanického (zvuk, ultrazvuk) vlnění vysílaného zdrojem vnímána pozorovatelem jako změněná (zvýšená nebo snižená), pokud zdroj (vysílač) a pozorovatel (přijímač) mění vzájemně svoji vzdálenost. Mezi pohybujícím se vysílačem a stojícím nebo pohybujícím se přijímačem akustického signálu dochází k frekvenčnímu posunu k nižším nebo vyšším frekvencím, podle toho, zda se vysílač od pozorovatele vzdaluje (nižší frekvence) nebo se k němu přibližuje (vyšší frekvence).

Ultrazvuková sonda vysílá do těla ultrazvukové vlny v pulzech s jistou konstantní frekvencí. Od nepohyblivých předmětů se ultrazvuk odráží beze změny své frekvence. Tyto nezměněné odražené vlny jsou základem pro tvorbu dvourozměrného ultrazvukového obrazu (B-mód). Od pohyblivých struktur (např. erythrocyty) se ultrazvukové vlny odrážejí se změněnou frekvencí. Rozdíl mezi frekvencí vyslané a přijaté ultrazvukové vlny nazýváme **frekvenční posun**. Jeho velikost je přímo úměrná rychlosti pohybu sledované struktury, tj. v našem případě pohybu erythrocytů (rychlosti toku krve). Tuto závislost vyjadřuje **Dopplerova rovnice**:

$$v = \frac{F_d \cdot c}{2F_v \cdot \cos \vartheta} ,$$

kde v je rychlost pohybu erythrocytů (rychlost toku krve), F_v a F_d frekvence vyslané (v) a dopadající (d) ultrazvukové vlny, c konstanta označující rychlost šíření ultrazvuku v krvi (1540 m/s) a ϑ úhel mezi směrem dopadu UZ vlny a směrem pohybu erythrocytů.

Pokud se úhel dopadu (incidenční úhel) ultrazvukových vln rovná 90° , je ve jmenovateli Dopplerovy rovnice 0 ($\cos 90^\circ = 0$) a měření rychlosti krevního toku není možné. Pro měření absolutních rychlostí je vhodné volit co nejmenší incidenční úhel. Při úhlu do 10° je rozdíl mezi měřenou a skutečnou rychlostí pouze asi 1,5 %.

Absolutní hodnota frekvenčního posunu je závislá na použité frekvenci, proto je při záznamu malých rychlostí vhodnější použití vyšší pracovní frekvence a při diferencování velkých rychlostí proudění krve zase nižší pracovní frekvence. **V praxi se používají frekvence od 1 do 10 MHz.** Při rychlostech toku krve od 1 do 500 cm/s dochází k frekvenčnímu posunu v rozsahu slyšitelného zvuku, což umožňuje kromě grafického záznamu, také zvukovou reprodukci.

2.1.4.1 Reologie – zákonitosti proudění krve cévami

Krev je newtonovská kapalina a proudí v cévách za fyziologických okolností většinou laminárně. Toto proudění si můžeme představit jako po sobě jedním směrem klouzající soustředné pláště válců, paralelní s cévním endotelem (nebo s osou cévy), kde rychlost krevních elementů v plášti příslušného válce je stejná. Nejpomaleji se pohybuje vrstva krve sousedící s cévním endotelem. Směrem ke středu cévy s ní sousedí rychleji se pohybuující vrstva. Rychlost dalších vrstev proudící krve tak postupně narůstá až ke svému maximu v ose cévy. Při tomto **laminárním proudění** vzniká tok cylindrického nebo parabolického profilu, ve kterém se rychlost jednotlivých krvinek liší jen málo.

Rychlost proudící krve se měří pomocí frekvenčního posunu na základě Dopplerova efektu (viz výše). Nejmenší frekvenční posun vytvářejí pomalu se pohybující krvinky na okraji cévního průřezu. Naopak největší frekvenční posun vzniká odrazem ultrazvukové vlny od rychlých krvinek v centru cévy. **Grafickým záznamem laminárního krevního toku je potom úzká frekvenční spektrální křivka s malým spektrem rychlostí, kterými se krev cévou pohybuje.** Na monitoru se objevuje úzká linie frekvenční spektrální křivky charakteristického tvaru.

Při **turbulentním proudění** je spektrum rychlostí erytrocytů podstatně širší a různorodější a linie původně úzké frekvenční spektrální křivky se na monitoru rozšiřuje, až úplně zaniká. Plocha pod křivkou je zcela vyplněná množstvím různých spektrálních rychlostí.

2.1.4.2 Kontinuální dopplerovské vyšetření

V cévní diagnostice bylo první klinicky používanou dopplerovskou metodou tzv. kontinuální dopplerovské vyšetření (continual doppler – CD, continuous wave – CW), zvané obecně doppler*. Tato metoda využívá kontinuální nedomulovanou vlnu ultrazvukového signálu o frekvenci nejčastěji 4 nebo 8 MHz, který je sondou trvale vysílán a současně přijímán.

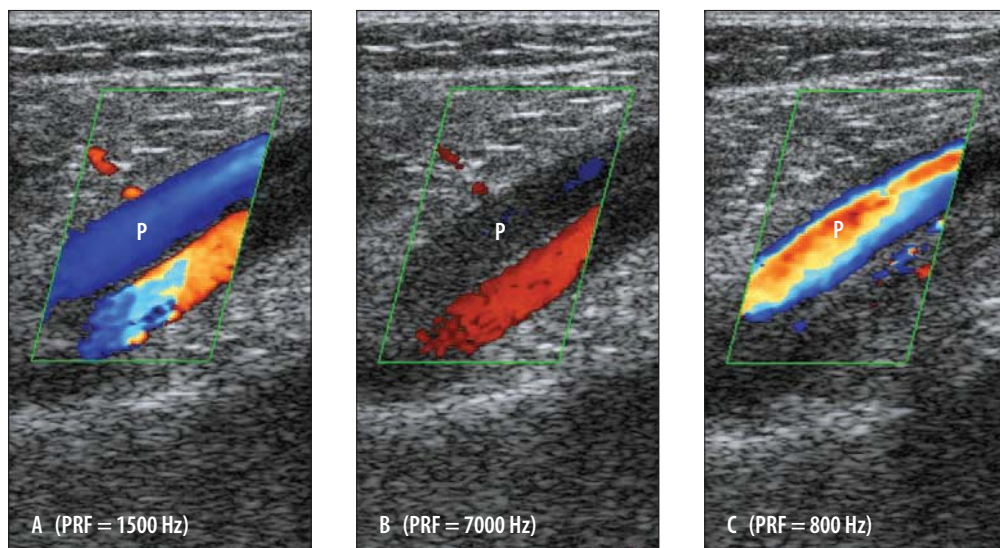
Ultrazvuková sonda pro kontinuální dopplerovské vyšetření obsahuje dva krystaly (piezoelektrické měniče), jeden ultrazvukový signál trvale vysílá (vysílač) a druhý trvale přijímá odražené signály (snímač). Oba krystalky jsou v sondě umístěné s lehkým sklonem k sobě tak, aby se vysílaný a přijímaný ultrazvukový paprsek překrýval v tzv. citlivé oblasti dlouhé několik centimetrů. Ultrazvukový signál je silnější než při pulzním doppleru (viz níže), ale je sumární ze všech tkání, kterými vysílaný signál prochází, bez možnosti přesného prostorového zaměření cílových struktur. Odražené signály jsou převáděny na slyšitelný zvuk, a tak můžeme v reproduktoru nebo ve sluchátkách sledovat stereoakustický signál. Počítačovým zpracováním elektrického signálu lze současně na monitoru získat grafický záznam krevního proudění. Jde o dopplerovský záznam spektra rychlostí, kterými proudí krev ve vyšetřované cévě.

Levnými kontinuálními dopplerovskými systémy, bez dvourozměrného ultrazvukového obrazu, jsou vybaveny malé kapesní přístroje s tužkovými sondami (4 a 8 MHz), používané v interních nebo chirurgických ambulancích. Tyto tzv. *kapesní dopplery* slouží k orientačnímu funkčnímu vyšetření žilního systému u stojícího (s oporou) nebo ležícího pacienta.

Největší nevýhodou kontinuálního dopplerovského vyšetření je neschopnost prostorového rozlišení ultrazvukového signálu. V důsledku trvalého a simultánního vysílání a snímání ultrazvukových vln, kdy se vysílaný a přijímaný paprsek překrývají v citlivé zóně dlouhé několik centimetrů, není možné měřit průtok pouze v určité, přesně zvolené oblasti. To znemožňuje měření rychlosti krevního průtoku v konkrétním místě 2D obrazu. Všechny cévy, které se v různé hloubce (na různých místech) nacházejí v podélné ose ultrazvukového pole, jsou snímány současně a spolu se také podílejí na výsledném akustickém signálu. Stručně řečeno, jejich signály se vzájemně míchají.

Protože kontinuální doppler nemá limit pro frekvenční posun, je jeho hlavní výhodou **přesné měření vysokých rychlostí proudící krve** v kardiologii a detekce toků v povrchových cévách.

*) Pro zjednodušení budeme v této knize používat pro ultrazvukové vyšetření s využitím dopplerovské metody obecně vžitě označení „doppler“, i když to není z hlediska našeho rodného jazyka zcela správné.



Obr. 2.2 Nastavení PRF (viz str. 22) na ultrazvukovém přístroji při vyšetřování podkolenní žíly (P): A – správné nastavení PRF (1500 Hz, zohledňuje rychlostní rozpětí proudící krve ± 15 cm/s), které odpovídá měřené rychlosti krevního toku v žíle, výsledkem je monochromatické, homogenní zobrazení toku, B – příliš vysoké nastavení PRF (7000 Hz, odpovídající rychlostnímu rozpětí proudící krve ± 68 cm/s), v místě, kde leží céva se nezobrazuje krevní tok (prostorová chyba CFM), C – příliš nízké nastavení PRF (800 Hz, zohledňuje rychlostní rozpětí proudící krve ± 8 cm/s), vyšší frekvence, odpovídající rychlejšímu krevnímu toku v ose cévy se zobrazují v opačném (červeno-žlutém) barevném kódování (frekvenční chyba CFM – aliasing)

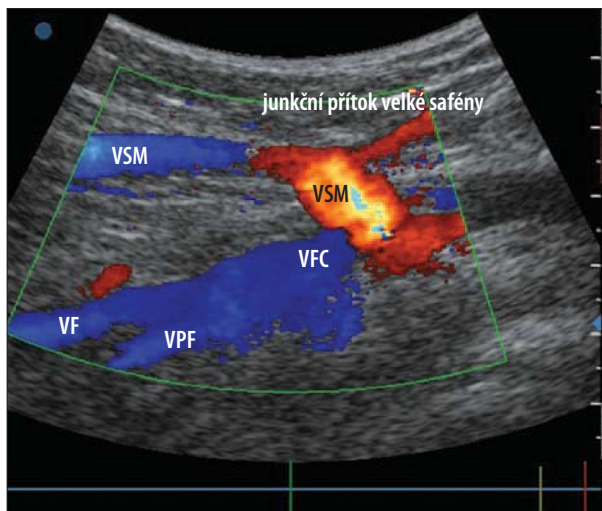
2.1.4.3 Pulzní doppler

Současné ultrazvukové přístroje pro cévní vyšetření používají pulzní Dopplerovu techniku (pulsed doppler – PD, pulsed wave – PW), kdy jediný piezoelektrický element v sondě vysílá a přijímá ultrazvukové vlnění střídavě. Piezoelektrický měnič vysílá v krátkých pulzech do tkáně ultrazvukové vlnění, které se od rozhraní různých prostředí (krev-tkáň, tkáň-tkáň) odráží a s krátkým zpožděním je přijato stejným měničem. Při konstantní rychlosti šíření ultrazvuku v měkkých tkáních je doba mezi vysláním a přijmem impulzu přímo úměrná vzdálenosti cévy od ultrazvukové sondy. V pulzním dopplerovském systému můžeme proto přesně určit, z jaké hloubky přijímané odražené signály přicházejí. Proto lze u této metody zvolit místo měření v určité cévě a zde umístit vzorkovací objem (**measurement volume, sampling volume**), ze kterého je dopplerovský signál zaznamenáván. To je hlavní rozdíl proti kontinuálnímu dopplerovskému systému.

Malý odstup signálu a šumu u pulzního dopplera ale nedovoluje jeho použití při vyšetřování velmi pomalých toků. Zde je nutno použít jiné ultrazvukové vyšetřovací metody, tzv. power doppler (viz níže).

2.1.4.4 Barevné mapování krevního toku, barevný doppler

Při barevném mapování krevního toku (CFM – color flow mapping, color doppler) se dvou- rozměrný ultrazvukový obraz (B-mód) kombinuje v reálném čase se záznamem krevního



Obr. 2.3 Barevná mapa safénofemorální junkce na pozadí dvourozměrného ultrazvukového obrazu – barevné mapování krevního toku (CFM): V boxu pro CFM zobrazení (označen zeleně) je pomocí pulzního dopplera zobrazována rychlost a směr toku krve, modrá barva znamená tok krve od sondy, červená barva tok krve k sondě, rychlost krevního toku stoupá od tmavších po světlejší odstíny obou barev (VSM – vena saphena magna, VF – vena femoralis, VFC – vena femoralis communis, VPF – vena profunda femoris)

toku získaným pomocí pulzního dopplera, proto se zde setkáváme se stejnými omezeními jako u B-módu a pulzního dopplera (viz výše). CFM umožňuje barevné zobrazení hemodynamiky, tedy různých rychlostí a směrů toku v reálném čase.

Pomocí pulzního dopplera detekujeme rychlost a směr toku krve v několika desítkách vzorkovacích objemů současně. Počet vzorkovacích objemů je dán **velikostí boxu pro CFM zobrazení**, který tvoří určitou část 2D obrazu ve škále šedi (B-mód). Velikost boxu pro barevné mapování určuje vyšetřující nastavením přístroje. Volba nadměrně velkého boxu pro CFM, zejména co do šířky, je spojena se zmenšením prostorového rozlišení.

Pro identifikaci cévy prostřednictvím barevného mapování a pulzní dopplerovské křivky (PD) je důležité správné nastavení **frekvence opakovaných pulzů** (Hz) ultrazvukových vln vysílaných sondou (**PRF – pulse repetition frequency**), která musí odpovídat rychlosti protékající krve ve vyšetřované žíle. Při pomalém toku nastavíme nižší PRF, při rychlém toku nastavíme vyšší PRF. Pokud je PRF nastavena příliš nízko, vzniká tzv. **frekvenční chyba** (nejednoznačnost) dopplerovského vyšetření. Část frekvencí (rychlostí krevního toku), které překračují nastavený frekvenční (a tedy rychlostní) rozsah, je počítačem automaticky přesunuta pod nulovou linii, tedy do záporných hodnot. Tyto frekvence (rychlosti) jsou tedy přejmenovány (aliasing) na opačné (záporné nebo kladné) frekvence označující opačný směr toku. Pokud je PRF nastavena naopak příliš vysoko, dochází k tzv. **prostorové chybě** (nejednoznačnosti) dopplerovského vyšetření. V místě, kde leží céva s pomalým tokem (tokem, který je pomalejší než nastavená PRF), se nezobrazí žádný krevní tok. Dochází k chybě v identifikaci cévy, cévu tedy můžeme přehlédnout a považovat ji za jinou anechogenní strukturu (obr. 2.2).

Výsledkem barevného mapování krevního toku je barevná mapa krevního toku, která se zobrazuje na pozadí 2D obrazu (B-módu) tvořícího obrazový podklad v místech vyšetřování krevního proudění a je vymezená hranicemi CFM boxu (obr. 2.3). Průtok krve je zobrazen body (voxely, pixely) modré a červené barvy s intenzitou odpovídající rychlosti proudění krve. Rychlost průtoku krve je zde tedy vyjádřena intenzitou červené nebo modré barvy, a to červené při směru toku krve k sondě a modré při směru toku krve od sondy. Kvalita 2D obrazu překrytého barevnou mapou je o něco horší než v místech mimo ni.