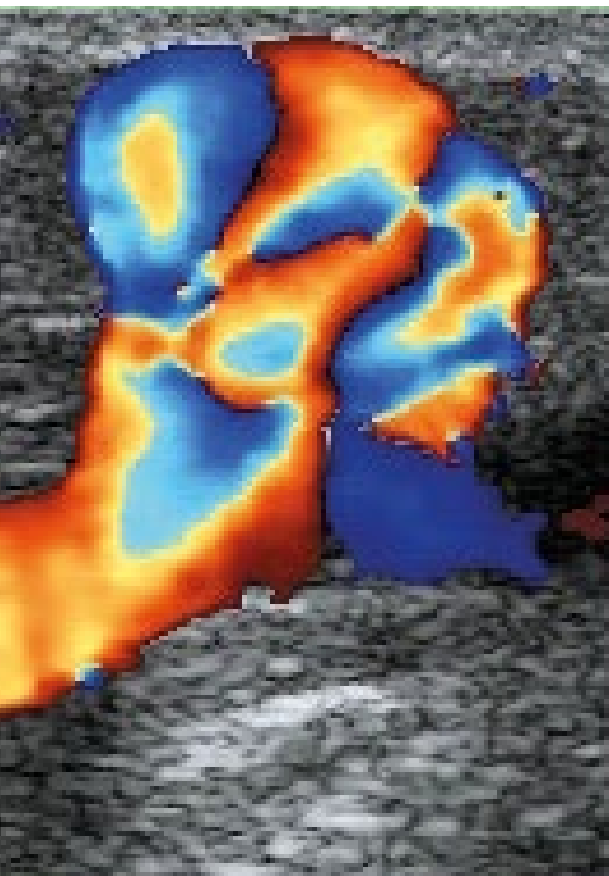


Dalibor Musil a kolektiv

Ultrazvukové vyšetření žil dolních končetin

2., přepracované a doplněné vydání



Dalibor Musil a kolektiv

Ultrazvukové vyšetření žil dolních končetin

2., přepracované a doplněné vydání

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

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.

Doc. MUDr. Dalibor Musil, Ph.D., a kolektiv

ULTRAZVUKOVÉ VYŠETŘENÍ ŽIL DOLNÍCH KONČETIN

2., přepracované a doplněné vydání

Hlavní autor:

doc. MUDr. Dalibor Musil, Ph.D. (I. interní klinika – kardiologická LF UP a FN Olomouc)

Spoluautoři:

doc. MUDr. Jiří Herman, Ph.D. (II. chirurgická klinika – cévně transplantační LF UP a FN Olomouc)

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

doc. MUDr. David Kachlík, Ph.D. (Ústav anatomie 3. LF UK v Praze)

Recenzenti:

MUDr. Karel Roztočil, CSc.

doc. MUDr. Debora Karetová, CSc.

Vydání odborné knihy schválila Vědecká redakce nakladatelství Grada Publishing, a.s.

© Grada Publishing, a.s., 2016

Cover Design © Grada Publishing, a.s., 2016

Vydala Grada Publishing, a.s.

U Průhonu 22, Praha 7

jako svou 6296. publikaci

Odpovědný redaktor Mgr. Marek Chvátal

Sazba a zlom Helena Mešková

Perokresby doc. MUDr. Dalibor Musil, Ph.D.

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

Počet stran 168

2. vydání, Praha 2016

Vytiskly Tiskárny Havlíčkův Brod, a.s.

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 však pro autory ani pro nakladatelství nevyplývají žádné právní důsledky.

ISBN 978-80-271-9327-1 (ePub)

ISBN 978-80-271-9326-4 (pdf)

ISBN 978-80-247-5597-7 (print)

Obsah

Seznam zkratek	11
Předmluva	13
1 Ultrazvuk ve flebologii (<i>Dalibor Musil, Ivo Hofírek</i>)	15
1.1 Technické principy vyšetření	15
1.1.1 Co je ultrazvuk	15
1.1.2 Tvorba ultrazvukového obrazu	17
1.1.3 Zpracování ultrazvukového signálu	18
1.1.4 Dopplerův efekt	19
1.1.4.1 Reologie – zákonitosti proudění krve cévami	20
1.1.4.2 Kontinuální doppler	20
1.1.4.3 Pulzní doppler.	21
1.1.4.4 Barevné mapování krevního toku, barevný doppler (CFM – Color Flow Mapping, Color Doppler)	21
1.1.4.5 Duplexní a triplexní ultrazvukové vyšetření	23
1.1.4.6 Power Doppler	24
1.2 Klinické použití ultrazvukových vyšetřovacích metod ve flebologii.	25
1.2.1 Nastavení ultrazvukového přístroje	25
1.2.2 Vyšetření hlubokého žilního systému	26
1.2.2.1 Dolní dutá žíla a ilické žíly.	26
1.2.2.2 Společná stehenní žíla a podkolenní žíla.	27
1.2.2.3 Distální stehno (Hunterův kanál)	27
1.2.3 Vyšetření povrchového žilního systému	28
1.3 Jednotlivé ultrazvukové módy ve flebologii.	28
1.3.1 B-mód (2D zobrazení)	28
1.3.2 Barevné mapování krevního toku (Color Flow Mapping, CFM)	30
1.3.3 Zvukový signál a grafický spektrální záznam krevního toku (pulzní doppler, PW doppler)	30
Literatura	35
2 Anatomické poznámky k žilnímu systému dolních končetin (<i>Dalibor Musil, David Kachlík</i>)	37
2.1 Ontogeneze žilního systému dolní končetiny	37
2.2 Rozdělení žilního systému dolní končetiny	38
2.2.1 Hluboký (svalový) oddíl	39
2.2.2 Povrchový (podkožní) oddíl.	39
2.3 Povrchové žíly (<i>venae superficiales</i>).	41
2.3.1 Safény (<i>venae saphenae</i> , skryté žíly)	41
2.3.1.1 Velká saféna	41
2.3.1.2 Malá saféna	45
2.3.2 Přídavné (akcesorní) safény (<i>venae saphenae accessoriae</i>)	47
2.3.2.1 Přídavné safény v oblasti třísla, přední a boční strany stehna	48
2.3.2.2 Přídavné safény v oblasti zákolení (podkolení) a zadní strany stehna	49
2.3.3 Další povrchové žíly	50

2.4	Hluboké žíly (<i>venae profundae</i>)	50
2.4.1	Stehno	50
2.4.2	Bérec	53
2.4.3	Noha	54
2.5	Perforátory (<i>venae perforantes</i> , prorážející žíly)	55
2.5.1	Rozdělení perforátorů	56
2.5.1.1	Perforátory hlezna (<i>venae perforantes tarsales</i>)	58
2.5.1.2	Perforátory bérce (<i>venae perforantes cruris</i>)	58
2.5.1.3	Perforátory stehna (<i>venae perforantes femoris</i>):	58
2.6	Žilní chlopně (<i>valvulae venosae</i>)	59
2.7	Žilní malformace a variace	61
2.7.1	Ageneze	61
2.7.2	Aplazie	61
2.7.3	Hypoplazie	61
2.7.4	Dysplazie	62
2.7.5	Atrofie	62
2.7.6	Žilní aneuryzma	63
2.7.7	Venomegalie	63
2.7.8	Zdvojení žíly (duplikace)	63
	Literatura	65

3 Chronické žilní onemocnění (*Dalibor Musil*) 67

3.1	Stručná patogeneze	67
3.1.1	Žilně-svalová pumpa	68
3.1.2	Změny v makrocirkulaci	68
3.1.3	Změny v mikrocirkulaci	68
3.2	Diagnostika chronického žilního onemocnění	68
3.3	Ultrazvuk v diagnostice chronického žilního onemocnění	70
3.3.1	Přínos ultrazvuku pro klinickou praxi	71
3.3.2	Proč provádět ultrazvuk před operací varixů?	72
3.3.2.1	Je chirurgická léčba vhodná?	73
3.3.2.2	Bude chirurgická léčba úspěšná?	73
3.4	Kontinuální doppler (CW doppler, kapesní nebo tužkový doppler, Hand-Held Doppler)	73
3.4.1	Safenofemorální junkce	74
3.4.2	Safenopopliteální junkce	74
3.5	Duplexní a triplexní ultrazvukové zobrazení	75
3.5.1	B-mód a barevné mapování krevního toku (CFM)	76
3.5.1.1	Tříslo a stehno	76
3.5.1.2	Podkolenní jamka	80
3.5.1.3	Stanovení proximálního a distálního insuficientního bodu	81
3.5.2	Pulzní doppler (PW doppler)	83
3.5.2.1	Přítomnost, rychlost a fázicita žilního toku	83
3.5.2.2	Refluxní čas (doba trvání žilního refluxu)	85
3.5.2.3	Závažnost (kvantifikace) refluxu	88
3.6	Perforátory	89

3.7	Praktický návod k vyšetření chronického žilního onemocnění dolních končetin	93
3.7.1	Tříslo a stehno.	94
3.7.2	Podkolenní jamka.	95
3.7.3	Perforátory.	96
	Literatura	97
4	Povrchová žilní trombóza (tromboflebitida) (Dalibor Musil)	101
4.1	Rozdělení tromboflebitid	101
4.1.1	Tromboflebitis vulgaris superficialis (primární tromboflebitida/ flebitida, tromboflebitida nevarikózních žil)	101
4.1.2	Varikoflebitida (tromboflebitida varikózních žil).	102
4.1.3	Tromboflebitis migrans (saltans)	103
4.2	Komplikace tromboflebitidy	103
4.2.1	Hluboká žilní trombóza (flebotrombóza)	103
4.2.2	Plicní embolie	105
4.2.3	Ostatní	105
4.3	Diagnostika tromboflebitidy	105
4.4	Ultrazvuková diagnostika tromboflebitidy	107
4.4.1	Nastavení ultrazvukového přístroje	107
4.4.2	Hlavní přínos ultrazvukového vyšetření tromboflebitidy	108
	Literatura	109
5	Hluboká žilní trombóza (flebotrombóza) (Dalibor Musil)	111
5.1	Klinická diagnostika flebotrombózy	112
5.2	Ultrazvuk v diagnostice flebotrombózy	113
5.3	Vývoj ultrazvukového obrazu flebotrombózy v čase.	114
5.3.1	Čerstvý žilní trombus	114
5.3.2	Organizace žilního trombu	115
5.3.3	Rekanalizace.	115
5.4	Ultrazvuková diagnostická kritéria flebotrombózy	119
5.4.1	B-mód (2D-mód), kompresní ultrazvuková metoda – přímý průkaz žilní trombózy a potrombotických změn	119
5.4.2	Barevné mapování krevního toku (CFM, barevný doppler) – průkaz vlajícího trombu, zbytkového krevního toku, kolaterál, potrombotické reziduální obstrukce	120
5.4.3	Pulzní doppler (PW doppler) – průkaz zbytkového krevního toku, nepřímý průkaz žilní trombózy, průkaz chlopní insuficience	121
5.4.4	Shrnutí ultrazvukových známek flebotrombózy	122
5.5	Diferenciální diagnostika flebotrombózy	122
5.6	Flebotrombóza v různých lokalizacích na dolní končetině	123
5.6.1	Proximální flebotrombóza.	123
5.6.2	Distální flebotrombóza.	124
5.6.3	Flebotrombóza plantárních žil	124
5.6.4	Trombóza v neobvyklých místech žilního systému dolní končetiny	125

5.7	Potrombotický syndrom	125
5.7.1	Diagnostika potrombotického syndromu	126
5.7.2	Postupná rekanalizace trombózy	127
5.7.3	Poškození žilní stěny (pachyskleróza – ztlustění, zhrubění a ztvrdnutí žilní stěny)	128
5.7.4	Poškození žilních chlopní (potrombotický reflux)	128
5.7.5	Žilní atrofie (syndrom trvalé obstrukce)	129
5.7.6	Totální trombolýza	129
5.8	Praktický návod k vyšetření flebotrombózy dolních končetin	130
5.8.1	Tříslo a stehno	130
5.8.2	Podkolenní jamka a lýtko	131
	Literatura	132
6	Vrozené žilní malformace (Dalibor Musil)	135
6.1	Klasifikace	135
6.2	Klinický obraz	138
6.3	Diagnostika	139
6.4	Komplexní vrozené žilní malformace	140
6.5	Perzistující embryonální žíly	141
6.6	Valveless syndrom (avalvulie)	141
6.7	Klinické syndromy spojené s vrozenými žilními malformacemi na dolních končetinách	141
6.7.1	Syndrom Klippelův-Trénaunayův (haemangiectasia hypertrophica)	142
6.7.2	Syndrom Klippelův-Trénaunayův-Weberův	142
6.7.3	Syndrom Sturgeův-Weberův (neuroangiomatosis encephalofacialis)	142
6.7.4	Syndrom Maffucciho (chondrodystrophia cum angiomatosi)	142
6.7.5	Syndrom Beanův (Blue Rubber Blebs Nevus/Syndrome)	142
6.8	Žilní aneuryzmata	144
6.8.1	Definice žilního aneuryzmatu	145
6.8.2	Diagnostika	145
6.8.3	Aneuryzmata hlubokých žil	145
6.8.4	Aneuryzmata povrchových žil	146
6.8.5	Ultrazvuk v diagnostice žilních aneuryzmat	146
	Literatura	148
7	Kazuistiky (Dalibor Musil)	149
7.1	Akutní flebotrombóza svalových žil na levém lýtku	149
7.2	Recidiva varixů na pravé dolní končetině	149
7.3	Bakerova cysta v pravém podkolení	151
7.4	Insuficience malé safény na pravé dolní končetině	155

8 Duplexní sonografie při lokální trombolýze pod ultrazvukovou kontrolou	
<i>(Ivo Hofírek)</i>	157
Literatura	159
9 Význam ultrazvukového vyšetření pro chirurgii povrchového žilního systému	
<i>(Jiří Herman)</i>	161
Literatura	162
Rejstřík.	165
Souhrn/Summary	168

Seznam zkratek

2D, 3D	dvojměrný, trojměrný
<i>a., aa.</i>	<i>arteria</i> (tepna), <i>arteriae</i> (tepny)
CAI	Color Amplitude Imaging
CD	Continual Doppler (kontinuální doppler)
CEAP	Clinical, Etiological, Anatomical, Pathophysiological Classification (klinická, etiologická, anatomická, patofyziologická klasifikace)
CFM	Color Flow Mapping (barevné mapování krevního toku)
CPA	Color Power Angio
CW	Continuous Wave
DIB	distální insuficientní bod
DK, DKK	dolní končetina, dolní končetiny
IRO	index reflux/objem, objem regurgitující krve
IUA	International Union of Angiology
IUP	International Union of Phlebology
LDK	levá dolní končetina
<i>m., mm.</i>	<i>musculus</i> (sval), <i>musculi</i> (svaly)
<i>n., nn.</i>	<i>nervus</i> (nerv), <i>nervi</i> (nervy)
PD	Pulsed Doppler (pulzní doppler)
PDGF	Platelet Derived Growth Factor (destičkový růstový faktor)
PDK	pravá dolní končetina
PIB	proximální insuficientní bod
PRF	Pulse Repetition Frequency
PW	1. Pulsed Wave; 2. pulzní doppler, pulzní Dopplerův ultrasonografický průtokoměr
RR	relativní riziko
SPJ	safenopopliteální junkce
st.	stupeň
<i>st. p.</i>	<i>status post</i> (stav po)
TG	Total Gain (celkové zesílení)
TGC	Time Gain Compensation (kompenzační časové zesílení)
UGS	Ultrasound-Guided Sclerotherapy (skleroterapie pod ultrazvukovou kontrolou)
UZ	ultrazvuk, ultrazvukový
<i>v., vv.</i>	<i>vena</i> (žíla), <i>venae</i> (žíly)
VEGF	Vascular Endothelial Growth Factor (vaskulární endotelový růstový faktor)
V_{max}	maximální rychlost zpětného žilního toku
VSM	<i>vena saphena magna</i> (velká saféna)
VSP	<i>vena saphena parva</i> (malá saféna)

Poloviční riziko závažného krvácení u pacientů s plicní embolií a hlubokou žilní trombózou*1

PE - plicní embolie
HŽT - hluboká žilní trombóza



Xarelto[®]
rivaroxaban

Zkrácení informace o přípravku Xarelto 20 mg potahované tablety a o přípravku Xarelto 15 mg potahované tablety
▼ Tento léčivý přípravek podléhá dalšímu sledování. To umožní rychlé získání nových informací o bezpečnosti. Žádáme zdravotnické pracovníky, aby hlásili jakákoli podezření na nežádoucí účinky. Podrobnosti o hlášení nežádoucích účinků viz bod 4.8.5PC

Složení a léková forma: Jedna potahovaná tableta obsahuje rivaroxabanum 20 mg nebo 15 mg. **Indikace:** Prevence cévní mozkové příhody (CMP) a systémové embolizace u dospělých pacientů s nevalvulární fibrilací síní s jedním nebo více rizikovými faktory, jako jsou mírně až středně selhání, hypertenze, věk ≥ 75 let, diabetes mellitus, anamnéza CMP nebo tranzitorní ischemická ataka. Léčba hluboké žilní trombózy (HŽT) a plicní embolie (PE) a prevence recidivující hluboké žilní trombózy a plicní embolie u dospělých. **Dávkování a způsob podání:** tablety se mají užívat s jídlem. Pacientům, kteří nejsou schopni polykat celé tablety, může být tableta přípravku Xarelto těsně před užitím rozdrcena a smíchána s vodou nebo s jablčným pyré a poté podána perorálně. Po podání rozdrcené potahované tablety Xarelto 15 mg nebo 20 mg musí být dávka okamžitě následována jídlem. Rozdrcená tableta přípravku Xarelto může být také podána gastrickou sondou poté, co je potvrzeno správné umístění sondy v žaludku. Rozdrcená tableta by měla být podána žaludeční sondou v malém množství vody a sonda by poté měla být propíchnuta vodou. Po podání rozdrcené potahované tablety Xarelto 15 mg nebo 20 mg musí být poté dávka okamžitě následována enterální výživou. **Prevence cévní mozkové příhody a systémové embolizace (SPAF):** 20 mg jednou denně. **Léčba HŽT a PE:** První tři týdny se podává 15 mg dvakrát denně a dále 20 mg jednou denně. Krátkodobá léčba (nejméně 3 měsíce) je indikována při přechodných rizikových faktorech a dlouhodobá léčba při trvalých rizikových faktorech nebo idiopatické HŽT nebo PE. Délka léčby je individuální po zvážení přínosu léčby a rizika krvácení. S podáváním nad 12 měsíců jsou zkušenosti omezené. Podávání přípravku Xarelto dětem do 18 let se nedoporučuje. **Vynechání dávky:** Při vynechání dávky při podávání 15 mg dvakrát denně by měl pacient užít dávku co nejdříve, aby byla zajištěna denní dávka 30 mg denně. Při vynechání dávky při podávání jednou denně by dávka neměla být tentýž den zvojnásobena, vynechaná dávka by měla být užita co nejdříve a dále se pokračuje jednou denně. **Převod z VKA na přípravek Xarelto:** Léčba VKA má být ukončena. Xarelto má být podáno, pokud je INR $\leq 3,0$ (SPAF), nebo INR $\leq 2,5$ (léčba HŽT, PE a pro prevenci recidivy HŽT a PE). INR nelze použít na monitoraci léčby přípravkem Xarelto. **Převod z přípravku Xarelto na VKA:** Xarelto zvyšuje INR. Je možná neadekvátní antikoagulace. Xarelto i VKA se podávají současně až do hladiny INR $\geq 2,0$, odtěh INR se ale musí provádět nejdříve za 24 hodin po poslední dávce přípravku Xarelto. **Převod z parenterálních antikoagulantů na Xarelto:** První dávka se podává 0 až 2 hodiny před dalším plánovaným podáním parenterálního přípravku nebo při vysazení kontinuálně podávané antikoagulanci. **Převod z přípravku Xarelto na parenterální antikoagulants:** První dávka parenterálního antikoagulants se podává v době, kdy by měla být užita další dávka Xarelto. Speciální populace: **Ledvinová nedostatečnost:** Při clearance kreatininu 15–29 ml/min se doporučuje opatnost. Použití se nedoporučuje u pacientů s clearance kreatininu nižší než 15 ml/min. **SPAF:** Clearance kreatininu 50–80 ml/min: dávka se neupravuje. Clearance kreatininu 15–49 ml/min: dávka se snižuje na 15 mg jednou denně. **Léčba HŽT a PE:** Úvodní ani následná dávka se neupravuje (15 mg 2x denně 3 týdny a potom 20 mg jednou denně). Clearance kreatininu 15–49 ml/min: Snižení dávky z 20 mg jednou denně na 15 mg jednou denně je třeba zvážit, pokud u pacienta riziko krvácení převáží riziko vzniku recidivující HŽT a PE. Doporučení pro použití dávky 15 mg je založeno na farmakokinetickém modelu a nebylo v těchto klinických podmínkách studováno. **Pacienti podstupující kardioverzi:** Léčba přípravkem Xarelto může být zahájena nebo v ní lze pokračovat u pacientů, jejichž stav vyžaduje provedení kardioverze. **Kontraindikace:** Hypersenzitivita na léčivo nebo pomocnou látku. Klinicky významné aktivní krvácení. Léze nebo stavy s významným rizikem závažného krvácení jako jsou: současné nebo nedávno prodělané a plicnice gastrointestinálního traktu, přítomnost malých nádorů s vysokým rizikem krvácení, nedávno prodělané poranění mozku nebo míchy, operace mozku, míchy nebo oka a nedávno dělá, intrakraniální krvácení v nedávno době, jionové varixy nebo podezření na ně, arteriovenózní malformace, cévní aneurysma nebo významné cévní abnormality v míše nebo mozku. Souběžná léčba jinými antikoagulačními přípravky, např. nefrakcionovaným heparinem (UFH), nízkomolekulárními hepariny (enoxaparin, dalteparin atd.), heparinovými deriváty (fondaparinux atd.), orálními antikoagulanty (warfarin, apixaban, dabigatran atd.), se nedoporučuje s výjimkou situace, kdy je pacient převáděn z jiné léčby na léčbu

rivaroxabanem nebo naopak nebo když je podáván UFH v dávkách nezbytných pro udržení průchodnosti centrálního žilního nebo arteriálního katetru. Jaterní onemocnění spojené s koagulopatií a klinicky relevantním rizikem krvácení včetně cirohóty stupně Child Pugh B a C. **Fertilita, těhotenství a kojení:** Přípravek je kontraindikován během těhotenství a kojení. Účinky na fertilitu nejsou známy. **Zvláštní upozornění a opatření:** Pacienti, kteří při léčbě trpí závratěmi či prodělali synkopu, by neměli řídit a obsluhovat stroje. Častěji by pozorovali slizniční krvácení a anémii. Doporučuje se sledování a event. vyšetření hemoglobinu/hematokritu, zvláště u rizikových skupin pacientů. **Podávání s opatnostmi:** Pacienti s renální insuficiencí, zvláště při současném podávání silných inhibitorů CYP 3A4 (klaritromycin, erythromycin). Účinek erythromycinu je aditivní k renálnímu poškození. Použití se nedoporučuje u pacientů s clearance kreatininu nižší než 15 ml/min. Podávání s opatnostmi při současném podávání přípravku ovlivňujících krevní srážlivost (např. nesteroidní antiinflamatorika, kys. acetylsalicylová, antiagregancia). Při riziku viděv choroby gastroduodena lze zvážit profylaktickou léčbu. **Podávání se nedoporučuje:** Krvácivé poruchy, léčbu neupravená těžká arteriální hypertenze, gastrointestinální onemocnění bez aktivní ulcerace, které může potenciálně vést ke krvácivým komplikacím (např. zářevité stěvni onemocnění, esofagitida, gastritida a gastroesofageální refluxní choroba), cévní retinopatie, bronchiektázie nebo plicní krvácení v anamnéze, pacienti s chlopninými náhradami, při intoleranci nebo malabsorpci glukózy a galaktózy, při podávání azolových antimykotik nebo inhibitorů proteáz HIV, pacientům léčeným dronedarone. **Invazivní procedura a chirurgický výkon:** Xarelto se vysazuje nejméně 24 hodin předem, lze použít kalibrovanou kvantitativní analýzu anti-faktoru Xa. Pokud není výkon možno odložit, musí se zvážit zvýšené riziko krvácení. Léčba má být znovu zahájena pokud to situace umožní a je nastolena hemostáza. **Hemodynamicky nestabilní pacienti s plicní embolií nebo pacienty, kteří vyžadují trombolýzu nebo plicní embolektomii:** Přípravek Xarelto se nedoporučuje používat jako alternativní léčbu k nefrakcionovanému heparinu u pacientů s plicní embolií, kteří jsou hemodynamicky nestabilní nebo kteří mohou podstoupit trombolýzu nebo plicní embolektomii, protože bezpečnost a účinnost přípravku Xarelto nebyla pro tyto klinické situace stanovena. **Spinalní / epidurální anestezie nebo punkce:** * S použitím rivaroxabanu v těchto situacích nejsou klinické zkušenosti. Odstranění epidurálního katetru by mělo být na základě farmakokinetických vlastností nejméně za dobu představující 2x poločas, to je nejméně 18 hodin u mladých pacientů a 26 hodin u starších pacientů po posledním podání rivaroxabanu. Další dávka rivaroxabanu se nepodává dříve než 6 hodin po vyjmutí katetru. **Interakce s jinými léčivými přípravky a jiné formy interakce:** Současné podání se silnými inhibitory CYP3A4 a současně P-gp (např. azolová antimykotika a inhibitory proteáz HIV) se nedoporučuje. Je potřeba se vyhnout současnému podávání silných induktorů CYP 3A4 (např. rifampicin) pokud není pacient pozorně sledován kvůli změnám a příznakům trombolýzy. Opatnost je nutná při podání jiných přípravků ovlivňujících krevní srážlivost. **Nežádoucí účinky:** Časté: anémie, závrate, bolesti hlavy, oční krvácení v. spojivkového, hypotenze, hematomy, epistaxe, hemoptýza, krvácení z dásní, krvácení z gastrointestinálního traktu, bolesti břicha, dyspepsie, nauzea, zvracení, zácpa, průjem, pruritus, vyrážka, ekchymóza, kožní a podkožní krvácení, bolest v končetinách, urogenitální krvácení, poškození ledvin, horečka, periferní edém, slabost, zvýšená hladina transamináz, pooperační krvácení, kontuze, sekrece z ran. Méně časté: trombotické, alergická reakce, alergická dermatitida, cerebrální a intrakraniální krvácení, synkopa, tachykardie, sucho v ústech, abnormity jaterní funkce, kopřivka, hematuróza, pocit indispozice, zvýšená hladina bilirubinu, ALP, LDH, lipasy, amylázy, GMT. Vzácné: žloutenka, krvácení do svalů, lokalizovaný edém, vyšetření konjugovaného bilirubinu, cévní pseudoaneuryzma. Není známo: kompartment syndrom, akutní renální selhání sekundárně po krvácení. V postmarketingovém sledování byly hlášeny následující nežádoucí účinky: angioedém, alergický edém, poruchy jater a žlučových cest, trombotocypenie. **Zvláštní opatření pro uchovávaní:** Žádné zvláštní podmínky. **Držitel rozhodnutí o registraci:** Bayer Pharma AG, 13342 Berlin, Německo. **Registrační číslo:** Xarelto 15 mg: EU/1/08/472/011-016, EU/1/08/472/023, EU/1/08/472/036. Xarelto 20 mg: EU/1/08/472/017-021, EU/1/08/472/024, EU/1/08/472/037. **Datum poslední revize textu:** 6. července 2015. Před použitím přípravku se seznáme s úplnou informací o přípravku. Výdej přípravku je vázán na lékařský předpis. Přípravek Xarelto 20 mg potahované tablety a Xarelto 15 mg potahované tablety je částečně hrazen z prostředků veřejného zdravotního pojištění ve všech schválených indikacích. Souhlas údajů o přípravku i s informacemi, jak hlásit nežádoucí účinky naleznete na www.bayer.cz nebo oddělení na adrese BAYER s.r.o., Siemensova 2717/4, 155 00 Praha 5, Česká republika. *Všimněte si, prosím, změn v informacích o léčivém přípravku.

Literatura: 1. Pains M.H., Lensing A.W.A., Bauersachs R. et al. Oral rivaroxaban versus standard therapy for the treatment of symptomatic venous thromboembolism: a pooled analysis of the EINSTEIN-DVT and PE randomized studies. Thrombosis J. 2013;11(1):21. *oproti standardní terapii

L.CZ.MKT.GM.12.2015.0.469

Předmluva

Uplynulo sedm let od prvního vydání této monografie, která se u odborné veřejnosti setkala s velmi pozitivním přijetím. Jedním z hlavních důvodů kladné reakce byl fakt, že kniha na trhu zaplnila velkou mezeru chybějící české monografie zabývající se teorií a praxí ultrazvukové diagnostiky žilních onemocnění dolních končetin. Ocenění první edice nás proto přimělo k druhému, přepracovanému, aktualizovanému a doplněnému vydání. Vodítkem při našem snažení byly diskuse s lékaři na odborných kongresech a podněty získané během prakticky zaměřených žilních sonografických workshopů.

Rutinní používání ultrazvuku přineslo v medicíně velký pokrok v diagnostice i terapii mnoha chorob. Právě ve flebologii se ultrazvuk stal zcela klíčovým. Při správném zacházení mnohé ulehčuje a zjednodušuje, a to lékaři i pacientovi. Umožňuje rychle a spolehlivě diagnostikovat povrchovou a hlubokou žilní trombózu, určit primární refluxní místa u chronického žilního onemocnění a dlouhodobě sledovat pacienty s žilními chorobami. Pro cévního chirurga by mělo dnes být ultrazvukové mapování povrchového žilního systému nepostradatelným vyšetřením před každou operací varixů.

Konfrontování s každodenní praxí, s konkrétními požadavky a otázkami, s nimiž lékaři odesílají své pacienty na ultrazvukové vyšetření žil dolních končetin, jsme se tuto metodu snažili v našich podmínkách rozvíjet a své poznatky systematicky zpracovat v odborné literatuře a v přednáškách.

Kniha v návaznosti na první vydání aktualizuje pohled na žilní choroby a současné postavení ultrasonografie ve flebologii. Klade si za cíl být specializovanou učebnicí ultrasonografie ve flebologii, praktickou příručkou pro lékaře začátečníky i zkušené rutinéry, kteří hledají odpovědi na odborné otázky ze své praxe. Proto je publikace věnována nejenom lékařům používajícím ultrazvuk v diagnostice žilních onemocnění, tedy angiologům a rentgenologům, ale také odborníkům, kteří na toto vyšetření své pacienty nejčastěji odesílají – chirurgům, dermatologům, internistům, kardiologům a praktickým lékařům.

Ultrazvuk je zobrazovací metoda, proto nedílnou a důležitou součástí knihy jsou perokresby, schémata a černobílé i barevné obrázky pořízené během ultrazvukového vyšetřování, předkládané čtenáři tak, jak byly v běžné praxi zaznamenány. Hlavním přínosem knihy by měly být teoretické základy ultrazvukového vyšetřování žil dolních končetin doplněné ilustrativními obrázky, názornými schématy a kazuistikami.

*doc. MUDr. Dalibor Musil, Ph.D.
Olomouc, 15. 9. 2015*

1 Ultrazvuk ve flebologii

Dalibor Musil, Ivo Hofírek

1.1 Technické principy vyšetření

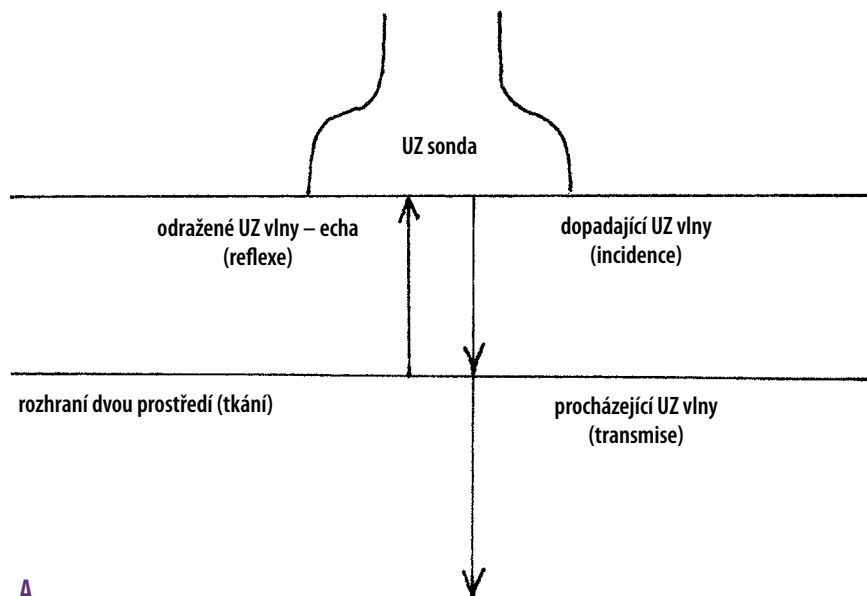
1.1.1 Co je ultrazvuk

Ultrazvuk je mechanické vlnění přenášené částicemi prostředí, ve kterém se ultrazvuk 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.

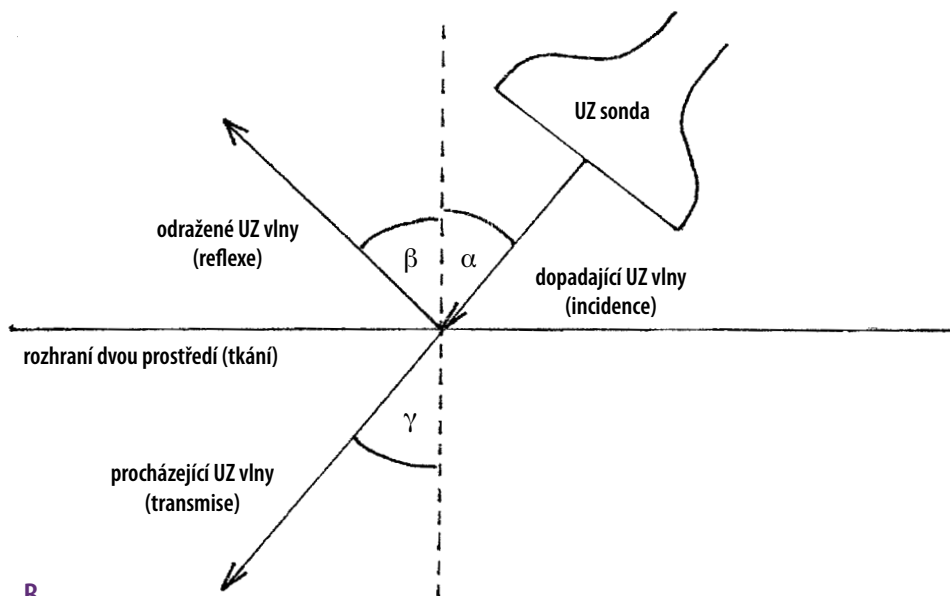
V ultrazvukové sondě vzniká ultrazvuk v piezoelektrických krystalech piezoelektrickým jevem. Piezoelektrické krystaly (měničce) mají schopnost měnit elektrické impulzy na mechanické vibrace. Vysokofrekvenční elektrické impulzy rozkmitají piezoelektrické krystaly v sondě a vytvářejí tak mechanické vibrace s frekvencí nad 20 kHz – ultrazvukové vlnění, které je v pulzech vysíláno do těla. Frekvence mechanických vibrací závisí na frekvenci elektrických impulzů. Změnami elektrické energie lze 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 vždy šíří podélným vlněním – vlny jsou rovnoběžné se směrem šíření. V pevných látkách se zvuk šíří nejenom podélným, ale také příčným vlněním, kdy jsou vlny kolmé ke směru šíření. Ultrazvukové kmity se pružným prostředím, v měkkých tkáních a tekutinách lidského těla, šíří vlněním podélným. 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 ($\text{kg m}^{-2} \text{s}^{-1}$). 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 – kost (**tab. 1.1**).

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 pod určitým úhlem, částečně se odrážejí a částečně lámou (**obr. 1.1**). 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 na akustickém rozhraní mění svoji energii (amplitudu). Poměr amplitudy (energie) vyslaného a odraženého ultrazvukového signálu se nazývá **koeficient odrazu** a je



A.



B.

Obr. 1.1 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

závislý na akustické impedanci prostředí (**tab. 1.1**). **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. **Krystaly v sondě, opět na základě piezoelektrického jevu, změni ultrazvukové vlny zpět na elektrické impulzy.**

Tab. 1.1 Akustická impedance různých tkání

Prostředí	Impedance ($\text{kg m}^{-2} \text{s}^{-1}$)
vzduch	$0,0004 \times 10^6$
pľíce	$0,46 \times 10^6$
krev	$1,61 \times 10^6$
měkké tkáně	$1,63 \times 10^6$
sval	$1,70 \times 10^6$
kost	$7,80 \times 10^6$

1.1.2 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, angl. pohyb, **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** (brightness, angl. jas, záře, **B-mód, Brightness modulation**), 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 také 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 doppler, PW doppler, viz níže). Ultrazvuková sonda v krátkém pulzu vyšle 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 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 pravoúhlý. Pokud jsou linie vyslaných impulzů a odražených ech divergentní (rozbíhavé), jde o **sektorové zobrazení** a ultrazvukový obraz je směrem od sondy rozbíhavý.

1.1.3 Zpracování ultrazvukového signálu

Zjednodušeně si můžeme proces pořízení a zpracování ultrazvukového obrazu představit jako pořízení a zpracování snímků z digitálního fotoaparátu. Kvalita výsledného snímku závisí nejenom na podmínkách pořízení prvotního snímku („fotografie“), 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 parametrů (**preprocessing** – nastavení vhodných parametrů pro jednotlivá vyšetření), ale také na rozlišovací schopnosti a velikosti čipu, na zpracování dat, programech omezujících šum a na úpravě pořízených dat speciálními programy v počítači (**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 jednotlivých typů ultrazvukových přístrojů a také způsobuje rozdílnosti v zobrazení stejných tkání různými způsoby vyšetření, sondami a zařízeními.

Dalšími 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 v podtypech zobrazení.

Ultrazvukové signály jsou absorpcí (změnou akustické energie ve tkáních na teplo) oslabené, zejména přicházejí-li z větší hloubky. Proto musí být z lidského těla odražená echa ultrazvukovým přístrojem dostatečně zesílena. 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, tedy později)** – pomocí funkce **kompensační časové zesílení (TGC – Time Gain Compensation)**, která je u ultrazvukových přístrojů regulována několika posuvnými klávesami, přičemž každá klávesa reguluje zesílení z určité hloubky tkáně.
3. **Aktivní zesílení (zesiluje se ultrazvukový signál přenášející pulzní dopplerovský záznam)** – pomocí funkce aktivního zesílení (**active gain**) zesilujeme záznam pulzní dopplerovské křivky krevního průtoku.

Dynamický rozsah vyjadřuje poměr mezi nejsilnějším hodnotitelným echem a nejslabším ještě hodnotitelným echem v decibelech (dB).

Ke zlepšení ultrazvukového obrazu se využívá metoda **harmonického zobrazení**. Vyvinuta byla pro případy špatné 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 k získání uspokojivého obrazu vyslán silný signál dané frekvence a sonda zpětně zachycuje ne odrazy základního signálu, ale tzv. **přirozené harmonické vlnění o dvojnásobné frekvenci**. To vzniká spontánně v tkáních 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 zhoršení barevného mapování a dopplerovského měření.

1.1.4 Dopplerův efekt

Pro kvantitativní a kvalitativní vyšetření krevního toku je nezbytný **Dopplerův efekt**. Tento fenomén byl poprvé popsán rakouským fyzikem **Christianem Dopplerem v roce 1842** a v medicíně 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. U nepohyblivých předmětů se ultrazvuk odráží beze změny své frekvence. Po zachycení ultrazvukových vln sondou jsou tyto základem pro tvorbu dvourozměrného ultrazvukového obrazu (B-mód).

Od pohyblivých struktur (např. erytrocytů) se ultrazvukové vlny odrážejí se změněnou frekvencí. Rozdíl mezi frekvencí vyslané a přijaté ultrazvukové vlny nazýváme frekvenční posun. Velikost frekvenčního posunu je přímo úměrná rychlosti pohybu erytrocytů (rychlosti toku krve). Tuto závislost vyjadřuje **Dopplerova rovnice**:

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

v – rychlost pohybu erytrocytů (rychlost toku krve)

F_v, F_d – frekvence vyslané (v) a dopadající (d) ultrazvukové vlny

c – konstanta označující rychlost šíření ultrazvuku v krvi (1540 m/s)

θ (théta) – úhel mezi směrem dopadu ultrazvukové vlny a směrem pohybu erytrocytů

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

1.1.4.1 Reologie – zákonitosti proudění krve cévami

Krev, tato neneutronovská kapalina, 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. S ní sousedí rychleji se pohybující vrstva blíže středu cévy. 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 rychlosti 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 lumen. 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 linie původně úzké frekvenční spektrální křivky se na monitoru rozšiřuje, až úplně zaniká. Plocha pod křivkou je zcela vyplněna množstvím spektrálních rychlostí.

1.1.4.2 Kontinuální doppler

V cévní diagnostice byl první klinicky používanou dopplerovskou metodou kontinuální doppler (**Continual Doppler – CD, Continuous Wave – CW**). Kontinuální doppler využívá kontinuální nedomulovanou vlnu ultrazvukového signálu o frekvenci 4 MHz nebo 8 MHz, který je sondou trvale vysílán a současně přijímán.

Ultrazvuková sonda pro kontinuální dopplerovské vyšetření obsahuje dva krystaly (piezoelektrické měniče), z nichž jeden trvale ultrazvukový signál vysílá (vysílač) a druhý trvale přijímá odražené signály (snímač). Oba krystalky jsou v sondě umístěny s lehkým sklonem k sobě tak, aby se vysílaný a přijímaný ultrazvukový paprsek překrývaly v tzv. citlivé oblasti, dlouhé několik centimetrů. Ultrazvukový signál je vysílán a snímán trvale, 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. Ultrazvukové vlnění je sondou přístroje v piezoelektrickém měniči převáděno na elektrický proud a ten zase na slyšitelný zvuk. Z reproduktoru nebo v sluchátkách slyšíme stereoakustický signál. Počítačovým zpracováním elektrického signálu lze současně na monitoru získat grafický záznam krevního proudění. Jde o dopplerovský záznam různých rychlostí (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 MHz 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 doppleru je neschopnost prostorového rozlišení ultrazvukového signálu. V důsledku trvalého a simultánního vysílání a snímání