

JIHOČESKÁ UNIVERZITA
v Českých Budějovicích
Zdravotně sociální fakulta



BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Použití dopplerovského cévního systému k detekci významné žilní insuficience

Studijní obor: Biofyzika a zdravotnická technika

Autor: Jaroslava Adamcová

Vedoucí práce: MUDr. Martin Holý

15. května 2007

Abstract:

The measuring of blood flow capacity with ultrasound devices is important diagnostical method. For measuring characteristics of blood flow in vessel, we're using today almost in all cases the doppler ultrasound systems. This work dealt with use of this system and measuring a vessel flow capacity of patients suffering from chronical venous insufficiency Chronical venous insufficiency and varicose veins related to it, belongs to civilization diseases. For examination that uses a Doppler ultrasound system you need a special examination room for each device. It is therefore usable to deal with less expensive and more compact devices for screening and detection of serious venous insufficiency. In this work we'll examine the usefulness of Doppler vessel system HiDop 300.

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci na téma „Použití dopplerovského cévního systému k detekci významné žilní insuficience“ vypracovala samostatně a použila jen pramenů, které cituji a uvádím v přiložené bibliografii.

Souhlasím s použitím práce k vědeckým účelům.

V Českých Budějovicích 15. května 2007.

.....

Podpis

Děkuji vedoucímu práce panu MUDr. Martinovi Holému za vedení práce a připomínky vedoucí k sestavení této bakalářské práce. Dále děkuji personálu ultrazvukového pracoviště interního oddělení Nemocnice ČB, a.s. za spolupráci a umožnění práce na tomto pracovišti.

1. Úvod	7
2. Současný stav.....	8
2.1. Anatomie žilního systému dolních končetin	8
2.2. Fyziologie žilního systému dolních končetin	11
2.3. Patofyziologie žilního systému dolních končetin	12
2.4. Epidemiologie varixů dolních končetin	14
2.4.1. Varixy v závislosti na věku.....	14
2.4.2. Vliv pohlaví.....	14
2.4.3. Vliv těhotenství na varixy.....	14
2.4.4. Vliv pracovního zařazení	15
2.4.5. Dědičné vlivy	15
2.4.6. Geografické vlivy.....	15
2.5. Klinický obraz varixů dolních končetin	16
2.5.1. Metličky a retikulární varixy	16
2.5.2. Kmenové varixy.....	16
2.5.3. Insuficience kmene vena saphena parva (VSP)	17
2.5.4. Nekmenové varixy.....	18
2.5.5. Insuficietní perforátory.....	18
2.6. Diagnostika žilní insuficience.....	20
2.6.1. Anamnéza.....	20
2.6.2. Klinické vyšetření.....	21
2.6.3. Vyšetření ultrazvukem	21
2.6.4. Technické principy ultrazvukového vyšetření.....	22
2.6.5. Dvourozměrné ultrazvukové zobrazení	25
2.6.6. Dopplerovská ultrasonografie	29
3. Cíl práce a hypotézy	41
3. 1. Cíl práce	41
3. 2. Hypotézy	41
4. Metodika	42
4. 1. Základní schéma měření	42
4. 2. Popis přístrojů	42
4. 2. 1. Testovaný přístroj.....	42
4. 2. 2. Kontrolní přístroj	42
4. 3. Průběh vyšetření	42
4. 4. Zpracování výsledků	44
5. Výsledky měření.....	45
5. 1. Formulace statistického šetření.....	45
5. 2. Škálování	45
5. 3. Tabulky.....	45
5. 4. Empirická rozdělení četností	47
5. 5. Empirické parametry	47
5. 5. 1. Ilustrace empirických parametrů	47
5. 6. Přiřazení teoretického rozdělení empirickému – neparametrické testování....	49
5. 6. 1. Test normality.....	49

5. 6. 2. <i>Porovnání statistických souborů případu 1 a 2</i>	51
6. Diskuse	53
7. Závěr	55
8. Seznam použité literatury	56
9. Klíčová slova.....	59
10. Přílohy:	60

1. Úvod

Měření průtočnosti krve v cévách pomocí ultrazvukových přístrojů je významná neinvazivní diagnostická metoda. Pro měření charakteristik toku krve v cévě je dnes používána především dopplerovská ultrasonografie. Tato práce je orientována na využití dopplerovského měření průtočnosti cév u pacientů trpících chronickou žilní insuficiencí.

Chronická žilní insuficience a s ní spojené varixy žil dolních končetin patří mezi civilizační choroby. Pokud započítáme všechny stupně a typy této choroby, patří v populaci k chorobám nejčastějším. Většinou jde o onemocnění neakutní, které může mít jen kosmetický vliv na pacienta, ale pokročilejší stadia mohou vést k omezení pacienta v běžném životě. Může být i příčinou i opakované a dlouhodobé pracovní neschopnosti. Jedná se tedy o závažné onemocnění jak pro pacienta, tak může mít i závažný socioekonomický dopad pro společnost.

Z těchto důvodů je nutné věnovat metodám diagnostiky tohoto onemocnění velkou pozornost. Dopplerovská ultrasonografie je univerzální diagnostická metoda mající široké spektrum využití. To ale s sebou přináší velké nároky na ultrasonografické vyšetřovny a jejich kapacitu. Může být proto užitečné zabývat se využitelností méně nákladných kompaktnějších přístrojů ke screeningu a detekci významné žilní insuficience. V této práci bude zkoumána využitelnost dopplerovského cévního systému HiDop 300 zapůjčeného katedrou biofyziky a zdravotnické techniky zdravotně sociální fakulty při Jihočeské univerzitě v Českých Budějovicích.

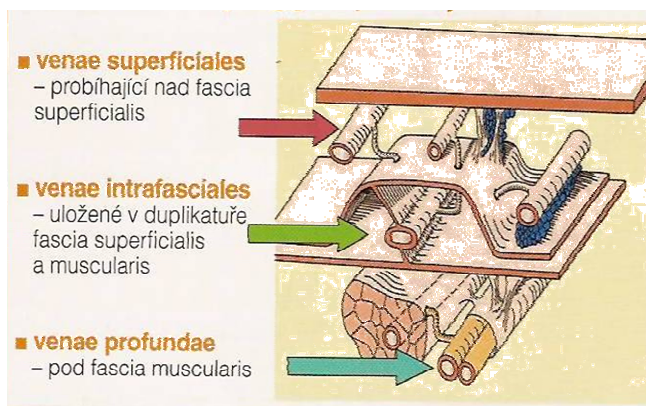
2. Současný stav

2.1. Anatomie žilního systému dolních končetin

S rozvojem duplexní ultrasonografie a rozvinutím diagnostiky povrchového žilního systému, který je významněji zaznamenáván v literatuře od roku 1985, byla zavedena nová terminologie dělení žilního systému. Původní dělení žilního systému na povrchový a hluboký žilní systém oddělený fascia muscularis, je dnes nedostačující zejména pro cévní chirurgii. Dnes je již nutné používat terminologii, která dělí uspořádání žil dolních končetin do tří úrovní. Operace povrchového žilního systému se dnes dělí na operace na čistě povrchové úrovni a operace na intrafasciální úrovni, která je komplikovanější. Tato terminologie byla schválena Mezinárodní komisí pro anatomickou nomenklaturu v roce 2002.

Obr. 1 nová terminologie uspořádání žil dolních končetin

(obrázek převzat z: Postgraduální medicína , 2004., 6., č.4.)



1. venae superficiales

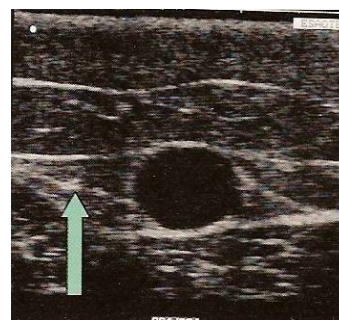
Jedná se o žíly probíhající nad fascia superficialis. Zahrnuje větve kmenových safen, větve odstupující z venae collaterales anteriores a posteriores a úseky vena saphena accesoria anterior a posterior. Ty mohou probíhat v distálním úseku nad facií. Vena saphena magna proráží duplikát facie v různých úrovních na stehně. V 16 % je suprafasciální.

2. venae intrafasciales

Jsou žíly uložené v duplikatuře fascia superficialis a muscularis. Zde jsou kmenové žíly vena saphena parva ve 100 %, vena saphena magna v 84 %. Tyto dvě žíly tvoří systém kmenových žil. Vena saphena magna začíná před vnitřním kotníkem a probíhá kraniálním směrem po ventromediální ploše bérce, za mediálním epikondylem stehenní kosti. Dále vede po ventromediální ploše stehna. Vlévá se do vena femoralis v hiatus safenus. Má 6 až 14 chlopní. Vena saphena parva začíná za zevním kotníkem, probíhá po zadní straně bérce. Vlévá se do vena poplitea. Mívá 5 chlopní. Dále zde jsou dvě doprovodné safenové žíly vena saphena accessoria anterior a posterior. Obě probíhají v duplikatuře fascie a prorážejí na stehně fascia superficialis v různé úrovni, která je u každého jedince odlišná.

Obr. 2 Kmen vena saphena magna uložený v duplikatuře fascie kmenová vena je v duplikatuře fascie fixována ligamentum saphenae, označeno šipkou.

(obrázek převzat z: Postgraduální medicína, 2004., 6., č. 4.)



3. venae profundae

Žíly uložené pod fascia muscularis. Podle Claudia Gliota je anatomie definována jako safenový komplex, který je tvořen vena saphena magna VSM a jejími dvěma doprovodnými žilami vena saphena accessoria anterior VSAA a posterior VSAP. Rozložení a průběh safenového komplexu byl rozdělen do čtyř základních typů. Jednotlivé typy jsou charakterizovány odstupem VSAA a VSAP. U některých typů se vyskytuje ještě vena Giacomini odstupující z hlavního kmene vena saphena magna VSM.

Typ I – safenový komplex je uspořádán tak, že VSAA a VSAP ústí do VSM až v oblasti inguinální (oblast krosse)

Typ II – zde do VSM v oblasti krosse vstupuje pouze VSAP a VSAA ústí do VSM v oblasti subingviální, ale může vstupovat až v polovině stehna.

Typ III – ukazuje opačný případ typu II VSAA ústí do VSM v oblasti krosse a VSAP vstupuje v subingviální oblasti.

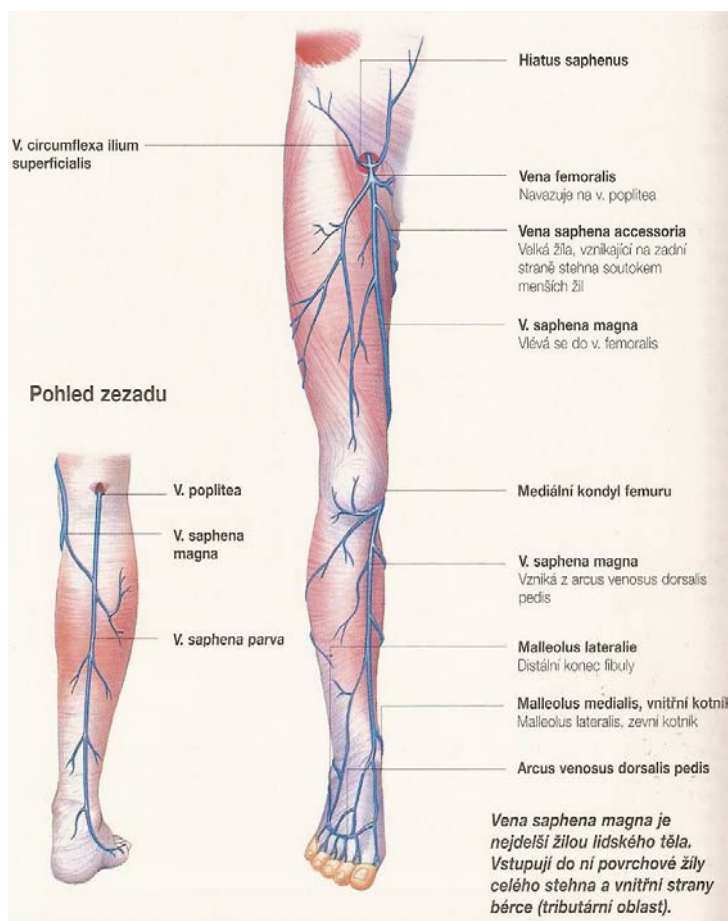
Typ IV – zde obě doprovodné safeny VSAA a VSAP i vena Giacomini odstupují z VSM až v subingviální oblasti. Obrázky jednotlivých typů viz příloha 1.

Safenový komplex je z velké části uložen intrafasciálně a nad ním se nachází rovina superficiální. Zde najdeme především skupinu kolaterál probíhajících transverzálně na přední a zadní stěně stehna a jsou nad fascia superficialis. Často bývají propojeny množstvím žil spojovacích.

Do takzvaně hlubokého žilního systému řadíme žíly provázející stejnojmenné tepny. Na noze a bérce jsou zdvojené a asi v 15 % je zdvojení přítomno i v oblasti femoropopliteární. Při distálním okraji musculus popliteus se spojením hluboko uložených žil vytvoří vena poplitea. Mívá 2 až 3 chlopně a ústí do ní vena saphena parva. Další žíla je vena femoralis žíla stehenní mívá 3 až 5 chlopní.

Obr. 3 žilní systém dolních končetin

(obrázek převzat z: Abahams, Druga, 2003, s. 218)



Všechny žíly bývají opatřeny chlopněmi zajišťující jednosměrný tok. Chlopně mají podobně jako vlaštovčí hnízdo dva košíčky vytvářející sinusy. V oblasti nohy jsou orientovány tak, aby umožňovaly tok z hloubek směrem k povrchu. V bérce jsou orientovány obráceně. Směrem z hluboko uložených žil k povrchu chlopní ubývá, periferním směrem chlopní přibývá. Nejvíce se jich vyskytuje v bércevních vénách. Každý perforátor mívá chlopeň. Chlopně jsou téměř vždy v místě ústí do sběrné cévy.

2.2. Fyziologie žilního systému dolních končetin

Žilní systém dolních končetin tvořený povrchovými žilami, hlubokými žilami a spojkami (perforátory), má několik důležitých funkcí (zde se omezíme na jednodušší členění). Krevní řečiště končetinových vén transportuje krev zpět k srdci, má důležitou funkci při termoregulaci, balancuje srdeční výdej a je rezervoárem krve.

Všechny tyto funkce jsou závislé zejména na struktuře žilní stěny, která umožňuje její kontrakci a dilataci. Žilní stěny jsou tenkostěnné a mají vysokou elasticitu, proto i velké změny krevního objemu vyvolají jen malou změnu tlaku. Centrální směr toku krve je umožněn žilními chlopněmi. Svým rozepjetím zabrání opačnému toku žilní krve. Chlopně nacházející se v perforátorech zabraňují přeplňování žilního systému. Hluboký žilní systém odvádí krev ze svalů a hlubokých struktur bérce a stehna. Tento objem tvoří až 90% odvedené venózní krve. Zbýlých asi 10% odvádí povrchový žilní systém, který drenuje kůži a podkoží.

Mezi povrchovým a hlubokým žilním systémem jsou spojky zabezpečující odvod krve z povrchových do hlubokých žil.

Návrat žilní krve ovlivňuje několik mechanismů. Jedná se o srdeční činnost, dýchání, gravitaci a vliv žilně-svalové pumpy. Srdce vyvolá dva efekty vis a tergo (kdy je systola levé komory přenesená na vény cestou kapilár) a efekt vis a fronte (nasávací efekt pravé srdeční předsíně).

Při nádechu negativní nitrohruční tlak potencuje sací vis a fronte efekt a zároveň vede ke zvýšení tlaku nitrobřišního, a tím je urychlován tok krve z pánevních žil a dolní duté žíly směrem k srdci. Opačnému proudu zabrání suficientní chlopně.

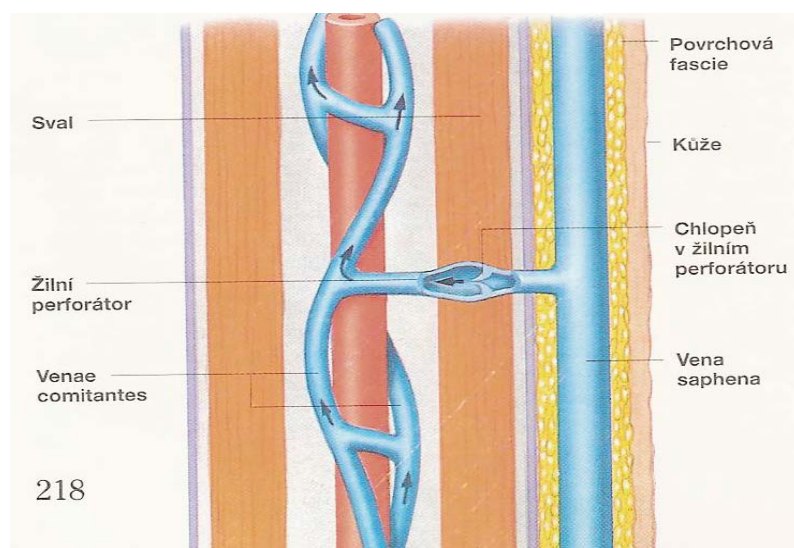
Oba tyto mechanismy spolehlivě zabezpečují žilní návrat k srdci u člověka v horizontální poloze. Pokud je člověk v poloze vertikální, musí krev překonávat vliv gravitace a výše uvedené mechanismy selhávají. Při vertikální poloze zajišťuje návrat krve k srdci žilně-svalová pumpa. Toto hemodynamické zařízení pracuje na principu stlačení krve naplněných intramuskulárních sinusů a hlubokých žil mezi pevnými strukturami (facie nebo kostní klenba) Při kontrakci svalu je krev vypuzována centrálním směrem. Vytváří se tak integrovaný systém s množstvím pump, neboť každá myofasciální jednotka tvoří malou pumpu. Celý systém bude dobře funkční pouze tehdy, budou-li neporušené chlopně v žilách a v perforátorech.

2.3. Patofyziologie žilního systému dolních končetin

Efektivní činnost žilně-svalové pumpy nezabrání přeplynování žilního systému krví, pokud jsou chlopně insuficientní, zejména v hlubokém a perforátorovém žilním systému. Dochází pak k poruchám žilního návratu k srdci. Následná „venózní hypertenze“ je významným patogenetickým faktorem varikózních změn.

Obr. 4 zobrazení žilní chlopně v perforátoru

(obrázek převzat z: *Abahams, Druga, 2003, s. 218*)



Podle příčiny vyvolávající tyto změny dělíme varixy na primární a sekundární. U primárních varixů je neporušený hluboký žilní systém a sekundární vznikají jako komplikace onemocnění hlubokých žil.

Příčina vzniku primárních varixů je zatím nejasná. Toto onemocnění je ovlivněno mnoha faktory, přičemž genetický faktor je jedním z nejdůležitějších. Vrozená méněcennost pojivové tkáně může způsobit oslabení a dilataci žilní stěny a následnou insuficienci chlopní. Netěsností chlopně vznikne reflux do povrchových žil. Povrchový žilní systém je přeplňován krví a dochází k jeho dilataci. Krev v těchto žilách stagnuje a díky venózní hypertenzi vážně v kapilárách zpětná resorpce vody z intersticia. Pokud je takový stav dlouhodobý, selhávají kompenzační mechanismy lymfatického systému a vznikne edém. Porucha mikrocirkulace zapříčiňuje i nedostatečný přísun kyslíku a hromadění metabolitů v kůži a podkoží, kde se pak rozvíjejí trofické změny charakterizované vznikem zánětlivě-ischemických ulcerací.

Mechanismy žilní dilatace nejsou ještě zcela objasněny. Pomocí elektronového mikroskopu byly odhaleny strukturální abnormality jako vakuolizace endotelu, ztenčení hladké svalové vrstvy, fibrotická degenerace medie a bobtnání vedoucí až k roztržení kolagenových vláken. Pravděpodobně dochází ke kombinaci dědičných dispozic a vlivu žilní hypertenze. Nebylo zatím přesně objasněno, proč je venózní hypertenze provázena oslabením žilní stěny a její následnou dilatací. Oproti tomu žíla použitá jako štěp, při tepenné náhradě, dochází k aterializaci bypasu a degenerace žilní stěny není často nalezena.

V důsledku poškození nebo uzávěru hlubokého žilního systému a perforátorů vznikají sekundární varixy. Nejčastější příčinou uzávěru bývá trombóza, žíla je zpravidla rekanalizována, ale zůstává zde destrukce chlopní hlubokých žil a transfasciálních perforátorů. Následuje chronická žilní insuficience vedoucí k refluxu žilního systému povrchového. Při zapojení žilně-svalové pumpy je reflux ještě zesilován. Tok krve tak ztrácí svůj původní směr proudění, od periferie k srdci, a krev je neefektivně přelévána mezi hlubokým a povrchovým žilním systémem. V obou systémech dochází k chronickému přeplňování žilní krví, žíly postupně dilatují a vznikají varikózní změny. Chronická žilní insuficience může progredovat až do stadia ulcerací

2.4. Epidemiologie varixů dolních končetin

Varixy dolních končetin jsou jedním z nejrozšířenějších onemocnění. Vyskytují se v různých klinických stádiích ve vyspělých zemích na celém světě. Onemocnění se vyskytuje pouze u lidí. Je proto možné, že vznik tohoto onemocnění má souvislost se vzpřímeným držením těla. Odhaduje se, že u 10 – 20% světové populace se vyskytují varixy žil dolních končetin. Častěji se objevuje u žen a s rostoucím věkem se pravděpodobnost výskytu varixů zvyšuje. K vytvoření varixů žil dolních končetin mohou přispět i některé rizikové faktory. Hlavní rizikové faktory jsou pracovní zařazení, těhotenství, pozitivní rodinná anamnéza, geografické vlivy a celkový životní styl. Mezi další diskutované faktory patří kongestivní srdeční onemocnění, nadváha, hypertenze a diabetes mellitus.

2.4.1. Varixy v závislosti na věku

Všechny epidemiologické studie potvrzují souvislost mezi věkem a nárůstem výskytu varixů nezávisle na pohlaví a dalších rizikových faktorech.

U mužů ve věku 30 – 40 let je prevalence onemocnění asi 3% a ve věku nad 70 let vzrůstá až na 40%. U žen byly zjištěny výsledky obdobné. Prevalence u žen ve věku 30 – 40 let je přibližně 20% a s rostoucím věkem se zvyšuje a po 70 roce života převyšuje 50%.

2.4.2. Vliv pohlaví

Většina epidemiologických studií se shoduje v názoru, že ženské pohlaví je jedním z rizikových faktorů onemocnění varixů žil dolních končetin. Elevační poměr mezi muži a ženami je asi 1,5:3,5.

2.4.3. Vliv těhotenství na varixy

Těhotenství a šestinedělí jsou kritickými obdobími pro žilní systém dolních končetin. Jako možná příčina vzniku křečových žil se uvádí zvýšení žilního tlaku v důsledku nárůstu krevního objemu. Vzroste průtok krve dělohou a zvýší se množství

cirkulující krve, což má za následek zvýšení tlaku venózní krve v pánevním řečišti. Dále nelze zanedbat útlak ilikálního venózního řečiště v pozdějších fázích těhotenství. Velký podíl na vzniku varixů v těhotenství mají hormonální změny: Estrogeny vedou k rozšíření žilní stěny a progesteron snižuje napětí hladkého svalstva žíly. Po 8 – 12 týdnech po porodu by mělo dojít k návratu do normálního stavu. Pokud dojde ke vzniku retikulárních varixů, mají tendenci se zmenšit, či úplně vymizet. Kmenové varixy většinou nemizí. Gravidita více ovlivňuje vény, které byly varikózní již před těhotenstvím.

2.4.4. Vliv pracovního zařazení

Obecně je častější výskyt varikózních změn u lidí, kteří ve svém zaměstnání stojí (číšníci, prodavači).

2.4.5. Dědičné vlivy

I když významným faktorem vzniku varixů dolních končetin je věk, mohou se varixy vyskytovat i u dětí a to zejména v případě pozitivní rodinné anamnézy. Jakkoli je dědičnost významným rizikovým faktorem, rodinný výskyt se uvádí jen u asi 50 % nemocných. Naproti tomu jiná studie potvrzuje statisticky významný rozdíl v pravděpodobnosti vzniku onemocnění v případě varikózních žil u jednoho nebo obou rodičů .

2.4.6. Geografické vlivy

V úvodu o epidemiologii je zmínka o výskytu varixů dolních končetin v moderních zemích.

Jejich prevalence je velice nízká v africké, asijské a australské populaci, přičemž u imigrantů z těchto regionů bylo zaznamenáno stejně vysoké riziko jako u populace země, ve které žijí. Za jednu z hlavních příčin tohoto fenoménu je považována změna životního stylu a stravovacích návyků ve vyspělých zemích, zejména nedostatek vlákniny ve stravě, což indikuje obstipaci a zvýšení nitrobřišního tlaku.

(Herman, 2003, s. 27)

2.5. Klinický obraz varixů dolních končetin

Varikózní žíla je rozšířená, elongovaná a vinutá. Varixy jsou primární (idiopatické) sekundární a kongenitální. Na dolních končetinách rozlišujeme varixy několika typů. Metličky, retikulární varixy, kmenové, nekmenové varixy a insuficietní perforátory.

Toto onemocnění žil dolních končetin se projevuje typickými příznaky, jako jsou bolesti, křeče a snadná únavnost dolních končetin, pocit těžkých nohou, v pokročilejších stádiích perimaleolární otoky. Příznaky žilního onemocnění se během dne zhoršují a svého maxima dosahují večer převážně v letních měsících. Při dlouhém stání nebo sezení se potíže rovněž stupňují. Zvednutí končetiny, komprese nebo chlad mohou pacientovy přinést úlevu. K dalšímu zvýraznění potíží může u žen dojít i během menzes. V pokročilém stavu onemocnění dochází k trofickým změnám, vzniku bérceových ulcerací a v určitých případech vzniku žilních klaudikací, které jsou charakteristické bolestí v lýtku nebo podkolení.

Velikost subjektivních potíží pacienta nemusí přímo korelovat s velikostí varixů. Nevýznamný nález na dolních končetinách může být provázen velkými subjektivními obtížemi a naopak velké varixy mohou být zcela asymptomatické.

2.5.1. Metličky a retikulární varixy

Metličky je označení pro dilatované intradermální žíly, které nejsou za normálních okolností okem rozlišitelné. Pacienta obtěžují jen kosmeticky, ale mohou být zejména v době menzes bolestivé. Mívají průměr o 0,1 až 1 mm.

Retikulární varixy jsou síťovité žilky opět rušící spíše kosmeticky, ale jsou uloženy subdermálně a mají rozměry od 1 až do 4 mm.

2.5.2. Kmenové varixy

Nazýváme tak varixy umístěné v průběhu kmenových vén (vena saphena magna/vena saphena parva). Nacházejí se na ventromediální ploše stehna a bérce a na dorzální straně lýtku, v distální části více laterálně. V počátečních stádiích nebývají

příliš klinicky významné, ve stádiích pokročilejších mohou tvořit prosté tabulární varixy a v nejpokročilejších stádiích velké uzly a konvoluty.

Při kmenové insuficienci se podle Hacha rozlišuje proximální a distální insuficientní bod. V distálním insuficientním bodu je přítomna funkční chlopeč a varikózní úsek žíly přechází do suficientního. Bezprostředně nad touto funkční chlopečí se nachází ústí varikózní větve.

Insuficience kmene vena saphena magna (VSM)

Kmenové varixy této žíly rozlišujeme podle lokalizace distálního insuficientního bodu, dále jen DIB, do čtyř stadií:

1. stadium – DIB se nachází v třísle
2. stadium – DIB se nachází v oblasti stehna
3. stadium – DIB se nachází v oblasti bérce
4. stadium – DIB se nachází na noze

Při kompletní kmenové insuficienci leží proximální insuficientní bod (PIB) v třísle. Může být ale lokalizován kdekoli jinde v průběhu VSM (v místě vyústění větve VSM nebo perforátoru). V tom případě se jedná o inkompletní formu insuficience VSM.

U inkompletní formy je asi v 55 % lokalizován PIB v místě vyústění některé větve do VSM – nejčastěji jde o v. saphena accesoria lateralis. Ve 28 % se PIB nachází v místě insuficientního perforátoru. Zbývajících 17 % připadá na dorzální typ, který vychází z insuficientního proximálního úseku VSP. (Herman, 2003, s. 30)

2.5.3. Insuficience kmene vena saphena parva (VSP)

U kmenových varixů VSP rozlišujeme také kompletní a inkompletní formu. Onemocnění má pozvolnější průběh, oproti postižení VSM. Nakonec ale vede také k dekompenzaci a rozvoji dermatologických symptomů. Podle lokalizace distálního insuficientního bodu je možné rozlišit tři stadia.

1. stadium – DIB je lokalizován ve fossa poplitea.
2. stadium – DIB se nachází na lýtkové části dolní končetiny
3. stadium – kmenové varixy dosahují až po nohu

2.5.4. Nekmenové varixy

Nekmenovými varixy označujeme ty, které z kmenů VSM nebo VSP vycházejí. Jde o žíly v. saphena accesoria medialis et lateralis, v. arcuata anterior et posterior a rovněž větve v distální části stehna, v oblasti fossa poplitea nebo v oblasti lýtka. Často se vyskytují v kombinaci s kmenovými varixy, ale mohou být přítomny i samostatně.

2.5.5. Insuficientní perforátory

Postižení perforátorů se často vyskytuje spolu s varixy nebo s postižením hlubokého žilního systému. V perforátorech teče krev směrem z povrchového systému i do povrchového systému, jedná se o fyziologický tok krve, který je závislý na aktuálních tlakových poměrech. Tento fyziologický obousměrný tok je nutné odlišit od pojmu reflux, což je patologický tok krve směrem od srdce, který je způsobený chlopení insuficiencí povrchového nebo hlubokého žilního systému.

Podle jedné studie bylo zjištěno, že obousměrný tok ve spojkových žilách se častěji vyskytuje u pacientů s chronickou žilní insuficiencí (CVI) než u zdravých dobrovolníků. Dále bylo zjištěno, že počet inkompetentních perforátorů roste se stupněm žilní insuficience.

Pokud se ve fascii nachází defekt spolu s varixem umístěným nad ním, který je možné vyprázdnit tlakem a po uvolnění se spontánně naplní, je považován za inkompetentní perforátor. Ovšem defekt ve fascii pod varixem nemusí znamenat přítomnost perforátoru. Mohou to být herniující varixy přes fascii bez vztahu ke spojkovému systému. Proto nelze spolehlivě stanovit diagnózu insuficientního perforátoru jen z klinického obrazu.

Klasifikace insuficience perforátorů:

- Typ I.: živený refluxem ve VSM a/nebo VSP při nepostiženém hlubokém žilním, systému.
- Typ II.: nalezený v souvislosti s izolovaným refluxem v hlubokém žilním systému. Není přítomen reflux ve skrytých žilách.
- Typ III.: vyskytuje se v souvislosti s refluxem, jak v povrchovém, tak v hlubokém žilním systému.

Typ IV.: perforátory jsou součástí kolaterální cirkulace při uzávěrech hlubokého žilního systému.

Typ V.: vyskytuje se bez současného refluxu či obstrukce.

S rozvojem insuficience povrchového a spojkového žilního systému dochází v průběhu času k přetěžování i hlubokých žil. Ty se dilatují a elongují s následným rozvojem insuficience chlopní. (Herman, 2003, s. 38)

2.5.5.1 Klasifikace chronické žilní insuficience

V předchozích letech byly vytvořeny různé klasifikace stupně nebo třídy chronické žilní insuficience. Například Widmerova nebo Porterova klasifikace. V roce 1994 byla na Havaji přijata klasifikace chronického žilního onemocnění dolních končetin. Tato klasifikace obsahuje složku klinickou (C), anatomickou (A), etiologickou (E) a patofyziologickou (P). Protože se skládá z těchto jednotlivých klasifikací je velice časově náročná. Jedná se o CEAP klasifikaci.

Obr. 5 Klasifikace (obrázek převzat z: Herman, 2003, s. 39)

C (Clinical signs)	Pro klinické příznaky (stupeň ₀₋₆ , doplněno o (A) pro asymptomatické a (s) pro symptomatické stavy
E (Etiological classification)	Pro etiologickou klasifikaci (Congenital, Primary, Seacondary).
A (Anatomic distribution)	Pro Anatomické rozdělení(Suprficial, Deep nebo Perforantes, samotné nebo v kombinaci).
P (Pathophysiologic dysfunction)	Pro patofyziologickou dysfunkci (Reflux nebo Obstrukce), samostatně nebo v kombinaci.

2.6. Diagnostika žilní insuficience

Určení rozsahu a typu postižení žilního systému dolních končetin, je důležité při návrhu další léčby. Následná terapie může být konzervativní, chirurgická nebo jejich vzájemná kombinace. Je nutné zjistit stav hlubokého, povrchového i spojkového žilního systému. Pozornost je věnována ústí a průběhu obou safén a hledání insuficientních perforátorů. Pro stanovení diagnózy a stupně postižení jsou určeny diagnostické postupy. Důležité je pečlivě zjistit anamnézu, provést klinické vyšetření a nedílnou součástí stanovení diagnózy je ultrazvukové vyšetření nebo 3D ultrasonografie. Dále se používá měření žilního tlaku (flebodynamometrie) a pletyzmografie.

2.6.1. Anamnéza

Samotná anamnéza pacienta může mnohé napovědět a naznačit, zda se jedná o problém žilního, tepenného nebo jiného charakteru než cévního. Zjišťuje se, jestli pacient je zatížen rodinnou predispozicí ke vzniku varixů, dále prodělaná onemocnění mající vztah k následnému rozvoji varixů. Mezi tato onemocnění patří například tromboflebitida, flebotromboza, ale také úrazy, operace, neurologická a ortopedická onemocnění dolních končetin. Pokud se již pacient léčí na chronickou žilní insuficienci, zjišťuje se dosavadní terapie. Důležitou roli hraje i počet těhotenství.

Potíže žilního původu se projevují spíše ve stoje, arteriální při chůzi. Arteriální problémy se projevují po ujití určité vzdálenosti, zhoršují se při zvyšující se zátěži a úleva se dostavuje při přerušení námahy. Klidová bolest se projevuje u tepenného onemocnění až v pokročilých stádiích, zhoršuje se vleže, vsedě a ve stoje se zlepšuje. Naproti tomu je pro žilní onemocnění typické, že pocit těžkých a unavených nohou přichází po dlouhém stání či sezení. Úlevu přináší elevace, chůze a ochlazení končetin. Pokud jsou bolesti lokalizovány na dorzální či laterální straně stehna nebo v třísle může jít o onemocnění jiné než cévní etiologie, které je třeba vyloučit. Pacienti trpící žilním onemocněním často trpí nočními křečemi, ty jsou však typické i pro jiná onemocnění.

2.6.2. Klinické vyšetření

2.6.2.1. Inspekce

Pacient je vyšetřován ve stoje. Porovnávají se vždy obě dolní končetiny zepředu i zezadu při dostatečném osvětlení. Končetiny jsou vyšetřovány celé včetně třísla a podbřišku. Obezita pacienta zvyšuje obtížnost inspekčního vyšetření. Průběh velké safény ve stehně zde není patrný a u varixů bérce tak nelze určit, jestli je jejich příčinou insuficience VSM nebo VSP.

Určuje se typ a rozsah varixů, barvu kůže, zda jsou přítomny trofické změny nebo pigmentace. Zjišťuje se přítomnost otoku. U žilního onemocnění bývá jednostranný, je však nutné vyloučit, zda není otok jiné etiologie.

2.6.2.2. Palpace

Palpací se vyšetřuje celý průběh VSM, VSP a oblasti výskytu perforátorů. V distální třetině stehna bývá dobře palpovatelná VSM. Není zde však viditelná. Během vyšetření vnímáme kožní teplotu. Zvýšená teplota kůže může signalizovat povrchový žilní zánět i reverzní tok při chlopenní insuficienci. Pokud se jedná o zánět povrchových žil je hmatný bolestivý pruh, popřípadě až infiltrát.

Z klinického hlediska není možné přesně stanovit diagnózu insuficientního perforátoru.

Dále se používají různé funkční testy, které nebývají příliš spolehlivé.

2.6.3. Vyšetření ultrazvukem

Vyšetření žilního systému dolních končetin pomocí ultrazvuku umožňuje přesnější stanovení diagnózy. Jedná se o neinvazivní metodu, která nezatěžuje pacienta a je možné ji opakovaně provádět. Neexistují žádné kontraindikace. Touto metodou prokazujeme mimo jiné žilní insuficienci safenofemorální a safenopopliteární junkce, lze prokázat i insuficienci malé a velké safény v jejich určitém segmentu či přítoku.

Vyšetřením lze získat informace o anatomických anomáliích a polohách možných insuficietních perforátorů. Dále je možné odhalit refluxy na hlubokém žilním systému.

2.6.4. Technické principy ultrazvukového vyšetření

2.6.4.1. Definice ultrazvuku, obecná charakteristika ultrazvukových vln a způsob jeho generování:

Ultrazvuk je lidským uchem neslyšitelný zvuk, jehož frekvence přesahuje 20 kHz. Jedná se o mechanické vlnění, jehož nositelem jsou částice prostředí, kterým se šíří. Zvuk obecně se tedy nemůže šířit ve vakuu. Šíření mechanického vlnění není spojeno s přenosem hmoty, ale pouze energie. Mechanické vlnění dělíme na podélné a příčné. Pokud částice kmitají kolem své rovnovážné polohy ve stejném směru v jakém se vlnění šíří, jedná se o vlnění podélné. Kolmými kmity na směr šíření se vyznačuje vlnění příčné. Ultrazvuk způsobuje periodické zhušťování a zředování prostředí. K buzení ultrazvukových vln se používá jevu magnetostrikčního a piezoelektrického. Šíření ultrazvuku z piezoelektrického krystalu se projevuje jako podélné vlnění.

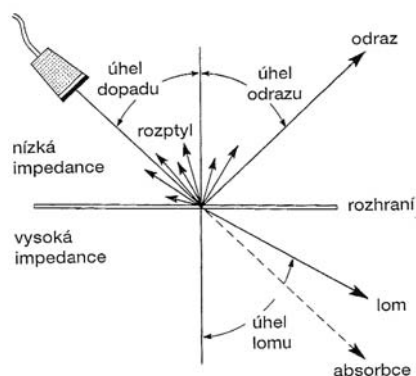
Intenzita ultrazvuku je definována jako energie ultrazvukového vlnění, která projde za 1 [s] jednotkovou plochou. Tato plocha je často volena jako cm^2 .

Ultrazvukové vlny jsou příliš krátké a šíří se v podstatě přímočaře. Na rozhraní dvou prostředí o různé hustotě se ultrazvukové vlny odrážejí podle zákona odrazu, rozptylují na mikroskopických strukturách prostředí, které jsou menší, než vlnová délka šířícího se vlnění. Pokud nedopadá na rozhraní kolmo, dochází k jeho ohybu. Na rozhraní dvou prostředí se ultrazvukové vlnění také pohlcuje a postupným průchodem prostředím ztrácí svou energii. Předává ji okolním částicím ve formě tepelné energie.

Ve vzduchu a v plynech se značně zeslabují na rozdíl od kapalin a pevných látek, kde jsou zeslabovány podstatně méně.

Obr. 6 Schématické znázornění fyzikálních jevů, které se odehrávají při dopadu vlnění na rozhraní dvou prostředí a rozdílné hustotě.

(obrázek převzat z: Eliáš, Žižka, 1998, s. 13)



Rychlost šíření ultrazvukové vlny v daném prostředí je určena počtem částic v prostředí. Čím je hustota prostředí vyšší, tím rychleji se zde ultrazvuk šíří. Součin rychlosti šíření ultrazvuku v daném prostředí $c[m/s]$ a jeho hustoty $\rho[kg/m^3]$ udává akustickou impedanci prostředí $Z[kg \cdot s / m^2]$, která kvantitativně popisuje interakci ultrazvukového vlnění s tímto prostředím. Ultrazvuková vlna dopadající na pohyblivé rozhraní se od něho odráží a rozdíl mezi těmito frekvencemi umožňuje podle dopplerova jevu určit rychlost rozhraní.

Obr. 7 rychlost šíření ultrazvuku některými prostředími

prostředí	rychlost šíření m/s
vzduch	330
plíce	600
Tuk	1460
játra	1510
ledviny	1550
sval	1600
kost	4000
kost lebeční	4050

Rozdílná rychlost šíření ultrazvukových vln a tedy i rozdílná akustická impedance jednotlivých prostředí dávají vzniknout různě intenzivním odrazům vlnění, které tvoří základ pro vytvoření dvourozměrného ultrazvukového obrazu. Akustická impedance kostní tkáně se výrazně liší od impedance měkkých tkání, proto ji nelze pomocí ultrazvuku zobrazovat. Výsledkem takového impedančního rozdílu je téměř úplný odraz veškeré energie vlnění na rozhraních mezi měkkými tkáněmi a kostní tkání, vytvoří se tak velmi silný odraz echo. Za toto rozhraní se ultrazvukové vlnění již nedostane a vzniká akustický stín. Stejná situace nastává při rozdílu impedancí měkké tkáně a vzdušné struktury.

2.6.4.2. Magnetostrikční jev:

Tento jev spočívá ve skutečnosti, že vlivem elektromagnetického pole, do kterého je umístěno těleso z feromagnetické látky, toto těleso periodicky zkracuje, prodlužuje svou délku. Nelze takto dosáhnout příliš vysokých frekvencí (do 90 kHz), je ale možné takto získat značné intenzity ultrazvuku přesahující $200 \text{ W}\cdot\text{cm}^{-2}$. Z toho vyplývá, ultrazvukové generátory založené na magnetostrikčním jevu dosahují nízkých frekvencí a mají značný výkon. Pro srovnání intenzita zvuku rádia, které je nastaveno na normální poslech je $10^{-9} \text{ W}\cdot\text{cm}^{-2}$. Tohoto jevu je využíváno zejména v zubním lékařství, kde se používá 60 kHz ultrazvuk k odstraňování zubního kamene a zubního kazu.

2.6.4.3. Piezoelektrický jev:

Piezoelektrický jev byl objeven v roce 1980 bratry Pierrem a Jacquem Curieovými. Známe 2 typy tohoto jevu přímý a nepřímý, někdy též zvaný obrácený.

Přímý piezoelektrický jev vzniká u krystalů, které nemají středovou souměrnost (křemen, titaničitan barnatý, turmalin...). Je-li vhodně vyříznutá destička takového krystalu podrobena tlaku nebo tahu, destička i molekuly jsou deformovány. Tím se změní poloha nábojů a vzniknou na protilehlých stranách destičky opačné povrchové náboje a tedy mezi protilehlými plochami piezoelektrické napětí. Zdrojem deformační síly je u ultrazvukové sondy použito střídavé napětí. Generátor napětí je nastaven na

kmitočet vlastní rezonanční frekvenci destičky. Čím je tato destička tenčí, tím je schopna kmitat na vyšší frekvenci. Mechanická energie destičky rozkmitává okolní prostředí. Následek toho je, že absorpce ultrazvuku okolním prostředím způsobená vnitřním třením při stlačování prostředí ve vzduchu je tak velká, že kmitající destička musí být uložena v kapalině např. v oleji. Pro zajištění dobrého akustického kontaktu s povrchem těla a sondou ultrazvuku se používá imerzní prostředí – olej, hydrogel. Používané frekvence pro lékařské účely (zobrazovací techniky) v rozsahu 1 – 20 MHz.

2.6.4.4. Obrácený piezoelektrický jev:

Pokud je zvolen opačný postup, tj. je li vložen na protilehlé plochy destičky potenciálový rozdíl, destička je deformována. Po vložení střídavého napětí na protilehlé plochy destičky se destičky rozkmitá a stává se zdrojem ultrazvuku. Pokud použijeme vyšší harmonické frekvence kmitající destičky, můžeme dosáhnout frekvence až 10^6 kHz a intenzit kolem 50 W.cm^{-2} .

2.6.5. Dvourozměrné ultrazvukové zobrazení

Dvourozměrné ultrazvukové zobrazení je integrální součást duplexní i barevné dopplerovské ultrasonografie.

Ultrazvukový obraz vyšetřované oblasti se tvoří vysíláním ultrazvukových vln a následnou registrací jejich odrazů. Vznikají obecně na každém rozhraní dvou různých tkáňových prostředí. Odražené vlny se mezi sebou liší intenzitou, prostorovou orientací (směrem odkud přicházejí) a časovým zpožděním mezi okamžikem vyslání impulzu a následující registrací odrazu vyslaného signálu.

Zdrojem vysílání a příjmu ultrazvukových vln je vyšetřovací ultrazvuková sonda. Každá sonda obsahuje polykrystalický ultrazvukový měnič, který je působením vysokofrekvenčního napětí rozkmitáván. Frekvence jeho kmitů je označována jako pracovní frekvence sondy. Kmity ultrazvukového měniče jsou zdrojem mechanického vlnění. Ultrazvukové vlny jsou vedeny k tkáňovým strukturám. Zde je nutné zajistit kontakt sondy s povrchem těla tak, aby byla co nejvíce eliminována vzduchová vrstva mezi sondou a kůží. K tomuto účelu slouží speciální ultrazvukový gel.

Piezoelektrický měnič umístěný v sondě je vysílač i přijímač ultrazvukových vln. Tento ultrazvukový měnič pracuje 1% provozní doby jako vysílač ultrazvukových vln a 99% doby jako přijímač odraženého ultrazvukového vlnění. Materiály za kterých se tyto měniče vyrábějí, jsou například titanáty baria a zirkonia.

2.6.5.1. Vznik ultrazvukového obrazu

Ultrazvukový měnič vysílá několikrát za sekundu krátké impulzy. Úhrnný svazek těchto impulzů je sondou vyzařován v jedné rovině. Postup ultrazvukových vln tkáněmi je spojen s odrazem části jejich energie. Energie, která se odrazí je příměrně závislá na velikosti rozdílu akustických impedancí sousedních tkání.

Na tvorbě ultrazvukového obrazu se podílí i drobný rozptyl vlnění na akustických rozhraních struktur, které mají menší velikost než je délka ultrazvukových vln vysílaných sondou. Intenzita vlnění rozptýleného na těchto drobných strukturách je malá, ale její četnost je ve svém úhrnu důležitou složkou pro tvorbu ultrazvukového obrazu. Podílí se na vykreslení vnitřní struktury orgánů. Velmi důležitý je tento rozptyl zejména na krevních elementech, což je nezbytné pro dopplerovskou ultrasonografii.

Ultrazvukové vlnění je při průchodu tkáněmi také absorbováno, proto vlnění, které se odrazilo ve větší hloubce tkáně má nižší energii. Tento jev je nutné eliminovat tak, aby intenzita odrazů odpovídala pouze akustickým vlastnostem tkáně, ze které přichází. Ultrazvukové přístroje jsou proto vybaveny funkcí, která tyto ztráty při postupu tkáněmi kompenzuje. Nazývá se časově závislé zesílení (Time Gain Compensation, TGC), protože odrazy vlnění z největších hloubek přicházejí na přijímač s největším časovým zpožděním. TGC progresivně zesiluje slábnoucí odrazy v hlubších vrstvách tkáňového řezu tak, aby stejné struktury byly zobrazeny stejně bez ohledu na to jak velká je jejich vzdálenost od sondy.

2.6.5.2. Technická hlediska tvorby ultrazvukového obrazu

Pro technickou realizaci ultrazvukového obrazu je důležitá schopnost přístroje správně registrovat směr, intenzitu a časové zpoždění jednotlivých odrazů, které přicházejí z úseku vyšetřované tkáně.

Známe-li rychlost šíření ultrazvuku v měkkých tkáních (přibližně 1540 m/s), časový interval mezi vysláním impulsu a příjmem jeho odrazu, lze vypočítat, z jaké hloubky daný odraz přichází a pokud známe i jeho směr, je možné určit polohu vyšetřované tkáňové struktury. Další informací je rozdíl akustických impedancí sousedních tkání a síla registrovaného odraženého signálu z těchto struktur.

Dále přichází elektronické zpracování těchto informací, které se projeví prezentací bodu uvnitř sektoru sondy na monitoru přístroje. Poloha bodu v horizontálním směru závisí na směru, ze kterého odraz přišel. Poloha obrazu ve vertikálním směru závisí na časovém zpoždění, se kterým proběhla registrace odrazu a určuje hloubku, ze které bod pochází. Jas tohoto bodu je úměrný intenzitě odrazu.

Popsaný způsob dvourozměrného ultrazvukového zobrazení se nazývá B záznam (mód, z anglického Brightness scan). Podle intenzity registrovaného odrazu z určitého směru a hloubky je bodu přiřazen odstín šedi. Čím větší intenzita, tím světlejší bod je přiřazen. Struktury, které dobře odrážejí ultrazvukové vlnění, jsou nazývány echogenními a zobrazují se světle šedě a bíle. Anechogenní struktury ultrazvukové vlnění propouštějí a neodráží (kapaliny), jsou zobrazovány černě. B mód je nejběžnějším způsobem zobrazení morfologie zkoumaného úseku v reálném čase. Kombinuje se s cíleným dopplerovským vyšetřením, duplexním nebo barevným.

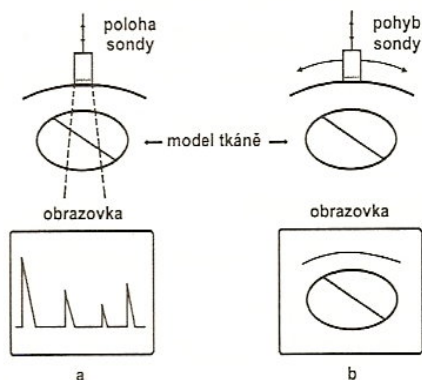
Zvláštní typ záznamu vyvinutý pro kardiologická vyšetření, který vychází z B zobrazení je M záznam (Motion mode) někdy označovaný jako TM zobrazení (Time Motion scan v překladu v čase pohyblivý záznam). Odrazy vlnění jsou zde kontinuálně rozepisovány podél časové osy. Struktury, které se pohybují, odrážejí ultrazvukové vlnění a je možné je pomocí M záznamu sledovat, protože odpovídající odrazy mění vůči časové základně svoji polohu.

Nejstarším zobrazením v ultrasonografii je A scan (Amplitude modulated). Sonda vysílá jednorozměrný ultrazvukový paprsek, nepohybuje se a vlnění se odráží na akustických rozhraních kolmých na směr jeho šíření. Odraz je zobrazován jako vertikální výchylka od horizontální linie. Výchylka je tím vyšší, čím je větší intenzita odrazu.

Vzdálenost jednotlivých výchylek poskytuje informaci o skutečné vzdálenosti mezi tkáňovými rozhraními. Tento ultrasonogram připomínající echokardiogram neumožňuje prostorovou představu o vyšetřovaných strukturách.

Obr. 8 Princip zobrazení a) A mód b) B mód

(obrázek převzat z: Hrazdára, Mornstein, 2001, s. 274)



2.6.5.3. Ultrazvukové sondy

Sondy používané v ultrasonografii dělíme na mechanické a elektronické.

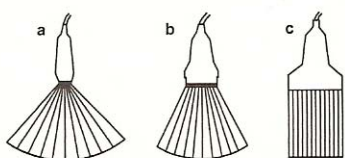
Mechanické ultrazvukové sondy jsou používány pro vyšetření v B módu v reálném čase. Umožňují pouze spektrální dopplerovský záznam, nikoliv barevné dopplerovské zobrazení. Pracují na principu vychylování ultrazvukového svazku, který je generován několika (3 – 5) měniči. Měníče jsou umístěny na otočné hlavici sondy. Jeden ultrazvukový paprsek, který tento měnič generuje a přijímá, při rotačním pohybu hlavice postupně skenuje jednotlivé části sektoru sondy tvaru vějíře.

Elektronické sondy obsahují mnohem větší počet ultrazvukových měničů (až 128) uspořádaných do řady. Umožňují získat i barevný dopplerovský záznam. Používají se sondy fázově řízené, konvexní a lineární. Fázově řízené sondy mají všechny měniče uspořádané do krátkých lineárních řad. Měníče jsou buzeny současně, ale s rozdílnou fází. Výsledek je, že ultrazvukový svazek je elektronicky úhlově vychylován v sektoru a velmi úzkou základnou. Konvexní sondy mají měniče uspořádané do konvexně vyklenuté řady. Sektor těchto sond má tvar trapezoidu, tedy vějíře s širokou základnou.

U lineárních sond jsou měniče uspořádány v přímé řadě za sebou a jsou buzeny postupně. Sektor těchto sond je tvarem obdélník, jehož šířka odpovídá šířce sondy. Počet vertikálních obrazových řádků je úměrný počtu ultrazvukových měničů.

U obou typů sond nevzniká výsledný obraz pokrývající celou plochu sektoru sondy najednou, ale je vytvářen v rychlém sledu z mnoha vertikálních obrazových „řádků“. Každý z řádků odpovídá jednomu ultrazvukovému impulzu, který je formován do velmi tenkého paprsku. Paprsky se kladou postupně vedle sebe a jejich vodorovné obrazy tvoří po zpracování výsledný obraz složený z jednotlivých vertikálních linií jejichž počet odpovídá počtu ultrazvukových pulzů v jednom pracovním cyklu sondy. U lineárních sond jsou tyto linie rovnoběžné a u sond sektorových divergují.

Obr. 9 Schematické znázornění typů sond a) fázově řízená, b) konvexní, c) lineární



2.6.6. Dopplerovská ultrasonografie

2.6.6.1. Dopplerův jev:

Zdroj akustického vlnění o stálém kmitočtu se pohybuje relativně vůči pozorovateli. Přibližuje-li se zdroj zvukového vlnění, vnímá pozorovatel vyšší kmitočet, vzdaluje-li se zdroj, vnímá kmitočet nižší. Ke stejnému jevu dochází i v případě, že zdroj vlnění svoji polohu nemění a pohybuje se reflektor, na němž se akustické vlnění odráží. A právě tohoto principu využívají všechny dopplerovské detektory pohybu a měřiče rychlosti proudící krve.

Základními odrazovými strukturami v proudící krvi jsou erythrocyty. Vzhledem k tomu, že jejich velikost je podstatně menší, než vlnová délka dopadajících ultrazvukových vln, působí erythrocyty spíše jako bodové zdroje rozptylu, které dávají vznik kruhovým vlnoplochám, šířícím se všemi směry.

Tyto vlny mezi sebou interferují a dochází k jejich časové i prostorové sumaci. Pro vznik dopplerovského signálu je rozhodující ta část energie ultrazvukové vlny, která se odrazí zpět ke zdroji.

Přitom platí, že amplituda odražené vlny je úměrná druhé mocnině celkového počtu elementárních reflektorů (erytrocytů). Kmitočet této odražené vlny se však v důsledku pohybu reflektorů liší od kmitočtu vyslaného. Rozdíl f_d mezi frekvencí vyslané vlny f_v a přijaté vlny f_p po odrazu pohybující se krve je úměrný její rychlosti v . Matematicky jej vyjadřuje vztah, nazývaný též dopplerova rovnice. (Hrazdira, Mornstein, 2001, s. 277)

Dopplerova rovnice:

$$f_d = (2 \cdot f_v \cdot v \cdot \cos \alpha) / c$$

Veličiny uživatelem ovlivnitelné jsou pouze frekvence ultrazvukového vlnění, vysílané frekvence a dopplerovský úhel ($\cos \alpha$). Naproti tomu rychlost krevního toku (v) a rychlost šíření c v daném prostředí jsou veličiny nezávislé. Teče-li krev směrem ke zdroji ultrazvukového vlnění, frekvence vlnění se zvyšuje. Rozdíl frekvencí f_d je označován jako dopplerovský frekvenční posuv.

Pokud si z dopplerovy rovnice, jinak také rovnice pro dopplerův posuv vyjádříme rychlost proudění krve, vyjde nám, že je nepřímo úměrná kosinu dopplerova úhlu:

$$v = (f_d \cdot c) / (2 \cdot f_v \cdot \cos \alpha)$$

Při změně dopplerova úhlu se jeho hodnota mění v rozmezí $0 - 90^\circ$ tj. hodnota výsledného kosinu se mění v rozmezí $1 - 0$ a to nelineárně. Proto je důležité při jednotlivých vyšetřeních dbát správného úhlu sondy. Ten by měl být co nejmenší, ale nesmí přesáhnout 60° jinak přístroj rychlost proudění krve nadhodnotí příliš asi o 20%.

Intenzita obrazů je v případě rozptylu na rozhraních erytrocytů o mnoho menší než v případě odrazů na mnohem větších strukturách. Proto v B zobrazení se krev jeví jako anechogenní struktura a je zobrazena černě.

Obr. 10 schématické znázornění dopplerova jevu při ultrazvukovém vyšetření průtoku krve cévou.

Legenda: v – rychlost proudění krve

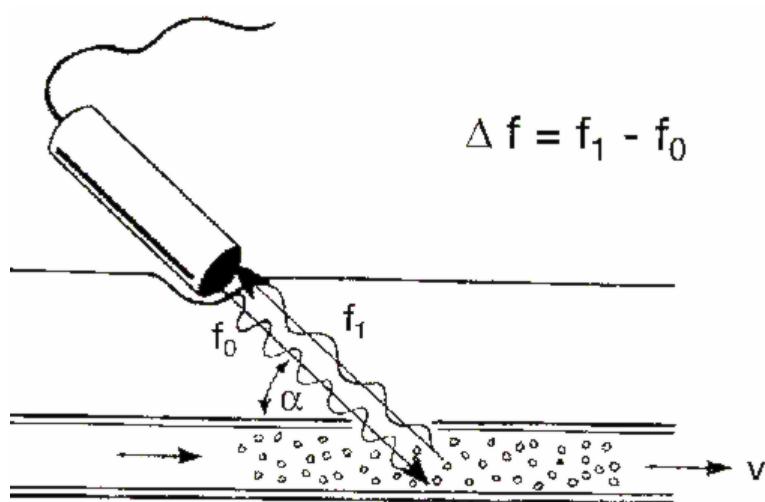
α - dopplerovský úhel

f_0 – vysílaná frekvence

f_1 – přijímaná frekvence

Δf – dopplerovský frekvenční posuv

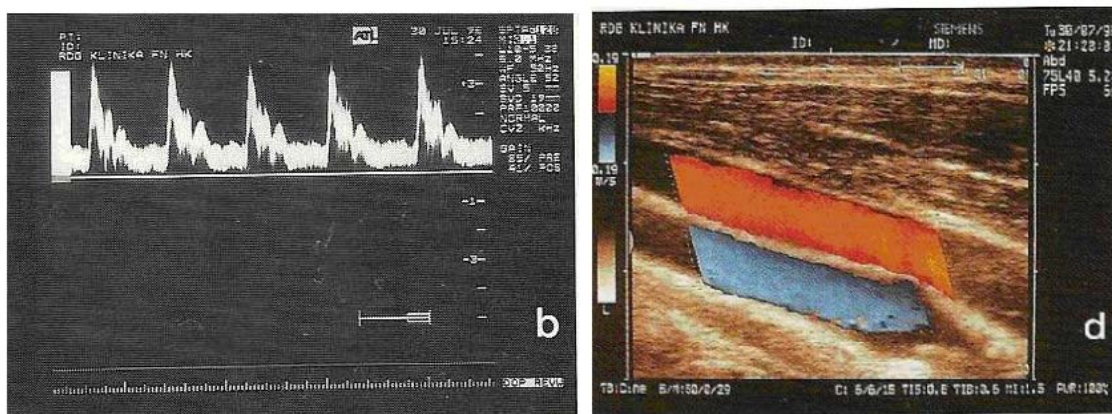
(obrázek převzat z: Eliáš, Žižka, 1998, s. 20)



Rozeznáváme dva typy dopplerovského záznamu. Spektrální záznam jako grafické vyjádření závislosti rychlosti krevního toku na čase. Tento záznam umožňuje přesnou kvantifikaci průtokových parametrů dané cévy.

Dalším typem dopplerovského zobrazení je barevný dopplerovský záznam. Zde je možné kromě směru toku určovat přibližný rozsah rychlostí ve více cévách najednou. Toky, které mají směr ke zdroji vlnění (kladné dopplerovské frekvenční posuvy) jsou v dopplerovském záznamu vynášeny nad nulovou linií a v barevném záznamu mají červenou barvu. Tok, který má směr od zdroje ultrazvukových vln je zobrazován pod nulovou linií a je kódován barvou modrou.

Obr. 11 příklad spektrálního b) a barevného d) dopplerovského záznamu
(obrázek převzat z: Eliáš, Žižka, 1998, s. 34)



2.6.6.2. Dopplerovské měření a jeho význam:

Dopplerovské ultrazvukové měření je metoda, která je v lékařství využívána k měření rychlosti průtoku krve cévami. Nejčastěji se používá v kombinaci se zobrazovací ultrazvukovou metodou. Tyto dvě metody se původně vyvíjely paralelně. Ve chvíli (1974), kdy vývoj dopplerovského měření dospěl do fáze pulzních dopplerovských systémů a ultrasonografy začaly pracovat v reálném čase tj. rychlé snímání, bylo možné přejít na tzv. duplexní metodu, která spojuje obě techniky. Tedy dvojrozměrné dynamické zobrazení poskytující informace o morfologii sledované oblasti a impulsní dopplerovské měření rychlosti průtoku krve.

U barevné duplexní ultrasonografie je obraz složen z černobílé a barevné části. Černobílá obsahuje jako u klasické duplexní metody morfologickou informaci o odrazivosti, barevná část pak informaci o pohybu ve sledovaném řezu. Pohyb se ve většině případů týká toku krve. Barva však představuje jen jednu z komponent dopplerovského spektra, a to rychlost toku. Standardně je tok od sondy kódován modře, tok k sondě červeně a jas barvy je funkcí rychlosti toku. K získání celého rychlostního spektra je nutno černobílý i barevný obraz doplnit pulzně dopplerovským měřením. Tato kombinace B-zobrazení s barevným spektrálním dopplerovským modulem bývá často označována jako triplexní metoda. (Hrazdira, Mornstein, 2001, s. 279)

Měření rychlosti průtoku krve sledovanou cévou přináší důležité informace o jejím charakteru. Rychlost i charakter toku je dopplerovským měřením poměrně přesně popsateľný.

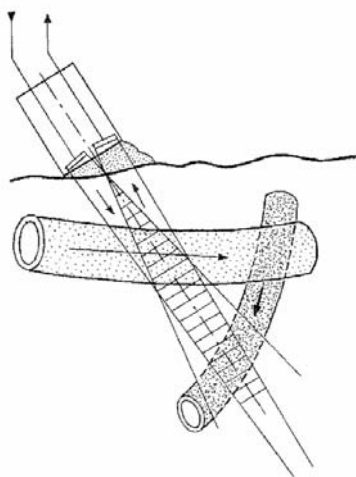
2.6.6.3. Technická realizace dopplerovské ultrasonografie

2.6.6.3.1. Dopplerovský systém s kontinuální nosnou vlnou

Tyto dopplerovské systémy se často označují zkratkou CW, která pochází z anglického Continuous Wave. CW systémy jsou charakteristické kontinuálním vysíláním ultrazvukových vln a kontinuálním příjmem jejich odrazů, čímž se zásadně odlišují od dnes více používanějších systémů pulzních. Je to technicky nejjednodušší realizace dopplerovského zařízení. Sondy těchto zařízení pracují se dvěma piezoelektrickými elementy. Jeden nepřetržitě vysílá ultrazvukové vlnění a druhý kontinuálně přijímá odrazy jednotlivých vln.

Obr. 12 Schématické znázornění systému s kontinuální nosnou vlnou.

(obrázek převzat z: Eliáš, Žižka, 1998, s. 24)



Nevýhodou CW sond je, že jim chybí axiální rozlišení. Znamená to, že různé cévní struktury uložené v rozdílných hloubkách podél osy dopplerovského svazku jsou isonovány simultánně a na dopplerovském záznamu se podílejí všechny současně.

Není pak možné odlišit, která část z úhrnného spektra dopplerovských signálů reprezentuje jakou cévu. Pokud je cévní dopplerovský systém vybaven tzv. tužkovou CW sondou neumožňující vznik dvourozměrného obrazu, nelze kontrolovat aktuální polohu dopplerovského svazku. Tužkovou sondou bývají vybaveny hlavně přenosné přístroje. Orientaci při vyšetření usnadňují fázově řízené elektronické CW sondy. Jsou schopny zobrazit osu dopplerovského svazku do morfologického B obrazu.

Výhodou systémů používajících CW sondu je jejich nižší cena a skutečnost, že nezávislost vysílání a příjmu vln umožňuje měřit i velké rychlosti bez zkreslujících artefaktů, kterými jsou do jisté míry limitovány systémy pulzní.

2.6.6.3.2. Pulzní dopplerovské systémy

Systémy s pulzní vlnou jsou označovány PW z anglického Pulsed Wave. Pro generování ultrazvukového signálu používají jeden piezoelektrický měnič, který střídavě vysílá a přijímá ultrazvukové vlny. Sonda tak pracuje ve střídavém („pulzním“) režimu, kdy po vyslání krátkého ultrazvukového impulzu přijímá s definovaným zpožděním odrazy vzniklé v cévě na pohybujících se krvinkách. Při konstantní rychlosti šíření ultrazvuku v měkkých tkáních je doba mezi vysláním a příjmem impulzu přímo úměrná vzdálenosti cévy od ultrazvukové sondy: na základě této skutečnosti lze přesně určit, z jaké hloubky přijímané frekvenční posuvy pocházejí (to je základní rozdíl oproti systémům s kontinuální nosnou vlnou). Doba mezi vysláním impulzu a začátkem příjmu odrazů je definována vzdáleností cévy od sondy. Časový interval mezi začátkem a koncem příjmu pak definuje axiální rozměr oblasti, ze které budou odrazy aktivně zpracovávány. Tato oblast je nazývána vzorkovací objem.

Většina pulzních dopplerovských systémů pracuje v duplexním režimu. To znamená, že tato zařízení umožňují v morfologickém dvourozměrném B obraze určit přesnou polohu a velikost měřeného vzorkovacího objemu.

Některé duplexní systémy umožňují generování dopplerovského spektrálního záznamu pouze při zastaveném B obraze (obecně platí pro všechny systémy s mechanickými sondami).

Výkonnější systémy za předpokladu použití elektronických sond dovolují dokonce simultánně a v reálném čase zobrazovat jak dopplerovské spektrum, tak i pohyblivý morfologický B obraz. Nutno však podotknout, že vzhledem k podstatně zvýšeným nárokům na zpracování informací snižuje simultánní záznam dopplerovské i morfologické informace v reálném čase jak obrazovou frekvenci výstavby B obrazu, tak i poměr signál/šum a tím i kvalitu dopplerovského spektra. (Eliáš, Žižka, 1998, s. 26)

Nevýhodou pulzního systému je již zmíněné omezení v měření nezkreslených rychlostí. Pulzní repetiční frekvence je počet vyslaných pulzů sondou za sekundu. V časovém období mezi jednotlivými vyslanými impulzy jsou snímány odrazy vyslaných vln. Počet přijatých odrazů za sekundu je vzorkovací frekvence. Tato frekvence je s pulzní repetiční frekvencí shodná. Podle teorie informace je možné vzorkovat jakýkoliv periodický signál nezkresleně, jen pokud je vzorkovací frekvence minimálně dvojnásobná k nejvyšší frekvenci obsažené ve vzorkovaném signálu. (Shannonův vzorkovací teorém). Například pokud chceme nezkresleně snímat dopplerovské posuvy s kmitočtem 5 kHz, musí být vzorkovací frekvence i pulzní repetiční frekvence minimálně 10 kHz. 5 kHz je pak hraniční frekvence pro nezkreslený signál a je označována jako Nyquistův limit. Pokud se v přijímaném signálu objeví frekvence nad 5 kHz, dojde k jejich zkreslené grafické prezentaci (při nezměněné pulzní repetiční frekvenci). Toto je základní artefakt dopplerovské ultrasonografie a je nazýván aliasingem. Proto je vždy nutné správně nastavit přístroj. Zkreslení je možné korigovat nastavením rozsahu dopplerovské škály, posunutím nulové linie pro spektrální i barevný dopplerovský záznam nebo změnou pracovní frekvence sondy.

2.6.6.3.3. Barevné dopplerovské mapování průtoku krve cévou

Do morfologického B obrazu, který je zobrazen ve stupních šedi je možné zakomponovat barevně kódovanou dopplerovskou informaci o toku v cévách.

Principiálně vychází barevné dopplerovské měření z klasického dvourozměrného zobrazení a z pulzních dopplerovských systémů. B obraz se skládá z mnoha vertikálních obrazových linií a každá z nich odpovídá jednomu vyslanému impulzu a jedné sérii přijatých odrazů.

Dále je známo, že pulzní dopplerovské systémy vysílají podél jedné vertikální linie opakované impulzy. Odrazy těchto impulzů mají definované zpoždění vyhodnocení na přítomnost frekvenčních posuvů v místě vzorkovacího objemu.

V místě barevného dopplerovského záznamu následuje po každém ultrazvukovém impulsu vyslaném podél jedné vertikální obrazové linie příjem více různých vzorků odrazů, vracejících se s různým časovým zpožděním. Situace je ekvivalentní případu, kdy by při spektrálním záznamu bylo v jedné linii uspořádáno několik vzorkovacích objemů, nezávisle zpracovávajících dopplerovská data z různých hloubek. Na rozdíl od principu výstavby B obrazu se tento sběr dat podél jedné vertikální obrazové linie neuskutečňuje jednou, ale opakovaně (minimálně třikrát). Tyto nezávislé sady odrazů jsou mezi sebou porovnávány a přítomnost fázových posuvů (tzv. autokorelace). Pokud přijaté odrazy vznikly pouze na nehybných strukturách, chybí fázový posuv a výsledkem autokorelace je nula. Pokud odraz vznikl na pohybující se struktuře, je z fázových posuvů vypočtena průměrná hodnota dopplerovského frekvenčního posuvu, která je graficky vkomponována do nezávisle snímaného B obrazu v podobě barevného pixelu; jeho barva odpovídá směru pohybu (toku) a odstín barvy průměrné rychlosti pohybu. (Eliáš, Žižka, 1998, s. 27)

Barevný dopplerovský záznam určuje relativní zastoupení rychlostí ne však jejich přesnou kvantifikaci tak, jako dopplerovský spektrální záznam. Ten definuje celé rozmezí rychlostí od minimálních po maximální v rámci jednoho malého vzorkovacího objemu. Barevný dopplerovský záznam přiřazuje každému z mnoha těchto objemů jednu, a to nejčastěji průměrnou hodnotu rychlostí. Ta je počítána ze všech rychlostí, které byly v daném objemu zaznamenány a následně vyhodnoceny.

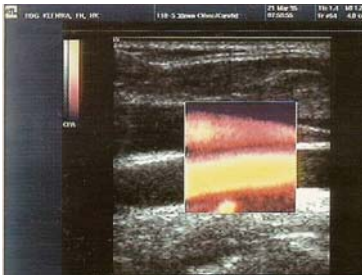
Barevný dopplerovský záznam zachycuje lokální změny v charakteru průtoku krve cévou, detekuje průtok i v malých cévách, které nejdou dvourozměrně zobrazit a u velkých cév zjednodušuje jejich identifikaci v morfologicky nebo akusticky složitých podmínkách. Pokud je metoda vyšetření složena z B obrazu, spektrálního a barevného dopplerovského měření pak ji nazýváme metodou triplexní.

2.6.6.3.4. Barevné zobrazení dopplerovské energie

Na rozdíl od klasického barevného dopplerovského mapování průtoku, které stanovuje průměrné změny frekvence odpovídající různým rychlostem toku, je princip barevného zobrazení dopplerovské energie založen na určení amplitudy, (tj. energie z angl. power) dopplerovských signálů vznikajících na pohybujících se strukturách. Za cenu obětování informace o směru a přibližné rychlosti toku, kterými tato modalita nedisponuje, umožní energetická barevná mapa zobrazit větší dynamický rozsah energie dopplerovských signálů, a tím lépe vizualizovat i drobné cévy s velmi pomalým tokem. (Eliáš, Žižka, 1998, s. 29)

Obr. 13 zobrazení dopplerovské energie

(obrázek převzat z: Eliáš, Žižka, 1998, s. 29)



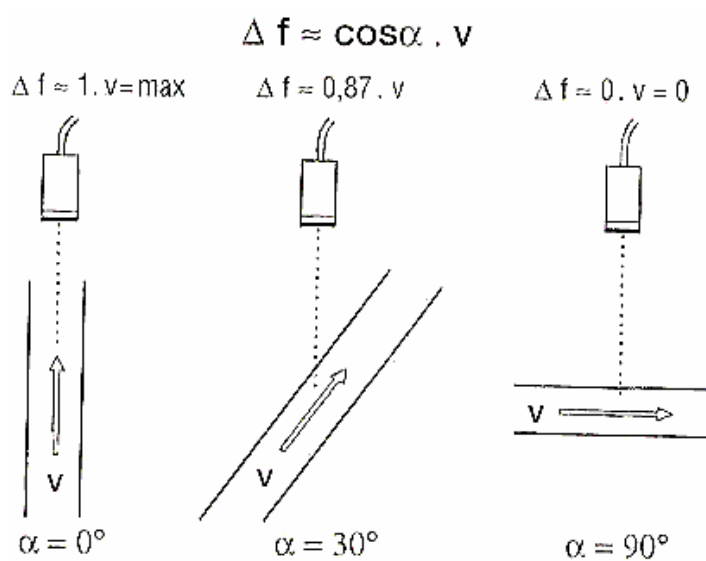
2.6.6.3.5. Dopplerovský úhel

K získání přesné absolutní hodnoty rychlosti krevního toku je nutné, aby se krev pohybovala rovnoběžně s dopplerovským paprskem. Toho je v praxi téměř nemožné dosáhnout. Proto je do dopplerovské rovnice zaveden korekční faktor $\cos\alpha$, kde α je tzv. dopplerovský úhel. Tento úhel mezi sebou svírá směr krevního toku a osa šíření dopplerovského paprsku. Známe-li hodnotu tohoto úhlu, je přístroj schopen znázornit absolutní rychlost krevního toku v centimetrech za sekundu.

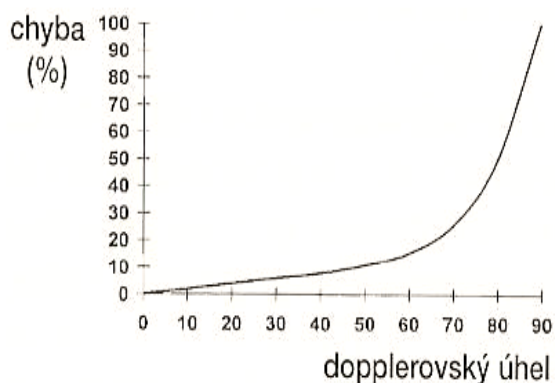
Při dopplerovském úhlu $\alpha = 90^\circ$ je kosinus roven také nule, celá rovnice nabývá nulové hodnoty a znamenalo by to, že se krev vůči sondě nepohybuje. Vzhledem k divergenci dopplerovského svazku je možné nějaký signál zachytit, ale tento signál je zatížen příliš velkou chybou. Lineární sondy příliš velké zmenšení tohoto úhlu neumožňují.

Zde je možné elektronickou cestou stranově vyosít směr dopplerovského paprsku. Pro běžnou praxi je důležité nepřekročit úhel 60° . Změna kosinu v rozmezí $60 - 90^\circ$ je velmi dramatická, a proto i malá nepřesnost v nastavení úhlu, může zatížit měření velkou chybou.

Obr. 14 Schéma změny velikosti frekvenčního posuvu Δf v závislosti na dopplerovském úhlu v případě, že je konstantní rychlost proudění krve (obrázek převzat z: Eliáš, Žižka, 1998, s. 38)



Obr. 15 graf závislosti chyby ve výpočtu rychlosti toku na velikosti dopplerovského úhlu (obrázek převzat z: Eliáš, Žižka, 1998, s. 39)



2.6.6.3.5. Filtr

Jedná se o jednoduchou elektronickou propust, která ze zpracování registrovaných signálů odfiltruje automaticky ty frekvence, které jsou menší, než je nastavená mez filtru. Z výsledného signálu jsou tak odstraněny registrované odrazy způsobené relativním pohybem ostatních tkání (mimo vlastní krevní tok) vůči zdroji vlnění. Tyto pohyby jsou nízkofrekvenční a jedná se především o pohyb tkání vzniklý přenesením pulzující vlny z blízké tepny nebo vlivem respiračních pohybů. Jedná se o nízkofrekvenční pulzační a respirační artefakty.

Chybným nastavením filtru mohou vzniknout některé chyby. Například jsou odstraněny diagnosticky cenné nízkofrekvenční dopplerovské posuvy pomalých toků. Je tedy nutné nastavit filtr tak, aby byly oba artefakty co nejvíce eliminovány, ale pomalé krevní toky musí zůstat neodfiltrovány. Pro případ vyšetření žilního systému dolních končetin je vhodné nastavit filtr maximálně na 50 Hz.

2.6.6.3.6. Pracovní frekvence sondy

Pracovní frekvence sondy je důležitým parametrem dopplerovské ultrasonografie. Obecně platí, že schopnost penetrace dopplerovského svazku do hloubky tkáně klesá s rostoucí frekvencí. Oproti tomu, se ale zvyšuje rozlišovací schopnost sondy a je možné dosáhnout malého vzorkovacího objemu.

Podle dopplerovské rovnice roste absolutní velikost frekvenčních posuvů přímo úměrně s pracovní frekvencí sondy. Intenzita Rayleighova – Tyndalova rozptylu, který je klíčovým faktorem vzniku dopplerovských odrazů, roste dokonce se čtvrtou mocninou použité pracovní frekvence. Z toho vyplývá, že vysokofrekvenční sondy (s dopplerovskou frekvencí mezi 5 až 7,5 MHz) jsou velmi vhodné pro detekci velmi pomalých toků. Jejich oblast použití je však vymezena výhradně pro povrchové aplikace právě pro vysokou míru absorpce jak primárního dopplerovského svazku, tak především velmi slabých rozptýlených odrazů na pohybujících se krvinkách. (Eliáš, Žižka, 1998, s. 48)

Pro zobrazení ve středních a větších hloubkách je nutné použít sondu s nižší frekvencí, s tím, že je zobrazení pomalejších toků obtížnější.

U moderních ultrasonografů jsou zapojeny sondy s multifrekvenčními širokopásmovými měniči. Je možné pracovní frekvenci sondy měnit. Dále pak nemusí být shodná frekvence pro dvourozměrné B zobrazení a pro dopplerovské měření.

U CW sond neexistuje pulzní repetiční frekvence a mizí tedy i problém aliasingu. Je zde možné zvolit sondu pouze v závislosti na hloubkové penetraci, kterou chceme dosáhnout.

2.6.6.3.7. Výstupní výkon ultrazvukové sondy

Každý přístroj pro ultrasonografii má nastaven limitující maximální akustický výkon výrobcem tak, aby byl všeobecně biologicky neškodný. Je však vhodné používat pro vyšetření jen takový výstupní výkon, který je dostačující pro náležitou penetraci dopplerovského svazku a zvyšovat jej pouze v těch případech, kdy není možné jinak potlačit šum v signálu.

3. Cíl práce a hypotézy

3. 1. Cíl práce

Cílem práce je experimentální ověření využitelnosti dopplerovského cévního systému v detekci významné žilní insuficience.

3. 2. Hypotézy

Dopplerovský cévní systém HiDop 300 lze využít k odhalení patologických refluxů v hlubokých a hlavních povrchových žilách.

4. Metodika

4. 1. Základní schéma měření

Vybraní pacienti s podezřením na chronickou žilní insuficienci byli odesláni k stanovení potvrzení diagnózy na ultrazvukové pracoviště interního oddělení Nemocnice ČB, a.s. Absolvovali vyšetření testovaným přenosným dopplerovským systémem HiDop 300 a následně duplexním ultrasonografem VIVID 7 PRO. Výsledky měření byly statisticky zpracovány.

4. 2. Popis přístrojů

4. 2. 1. Testovaný přístroj

Cévní dopplerovský systém HiDop 300 s připojeným PC pro lepší vizualizaci naměřené křivky.

Výstupní data: průtoková křivka s parametry frekvence [Hz], rychlost průtoku krve [cm/s] a čas [s].

Použita byla tužková CW sonda s pracovní frekvencí 8 MHz

4. 2. 2. Kontrolní přístroj

VIVID 7 PRO, ultrasonograf zobrazující v B módu, obsahující barevné i spektrální dopplerovské zobrazení.

Použita byla lineární PW sonda o pracovní frekvenci 12 MHz s možností nastavení pracovní frekvence v rozmezí 5,2 až 13 MHz.

4. 3. Průběh vyšetření

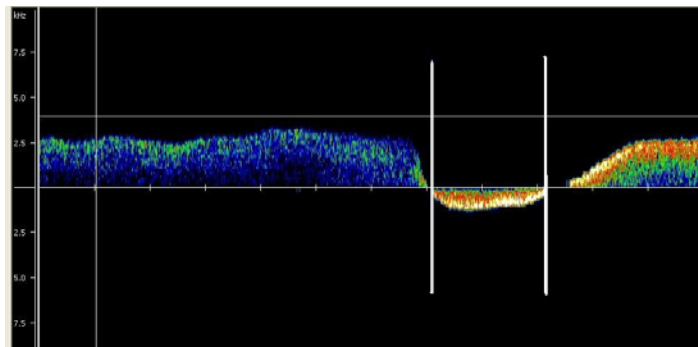
Pacient byl vyšetřen postupně oběma přístroji na stejných místech předpokládaného průběhu žil. Vedoucím práce byla stanovena čtyři významná vyšetřovaná místa pro zjištění žilní insuficience.

Místo č. 1. byla vena femoralis (communis) bezprostředně pod tříselnou rýhou. V obou případech měření byl sondou přístroje nalezen příslušný žilní tok a pacient byl vyzván k Valsalvovu manévru, aby vyvolal zpětný tok ve vyšetřované žíle.

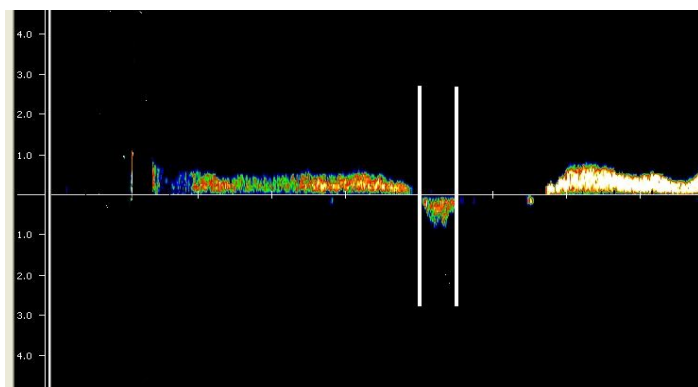
Pokud byla céva respektive její chlopeň insuficientní, protekl určitý objem krve přes chlopeň směrem od srdce. Na křivce krevního toku se pak reflux krve graficky projevil. Pokud byla žíla suficientní, při vyvolání valsalvova manévru reflux nevznikl.

Obr. 16 Ukázka spektrálních dat z HiDop 300, kdy a) byl naměřen reflux, úsek označen silnější bílou čarou b) nebyl prokázán významný reflux

a)



b)

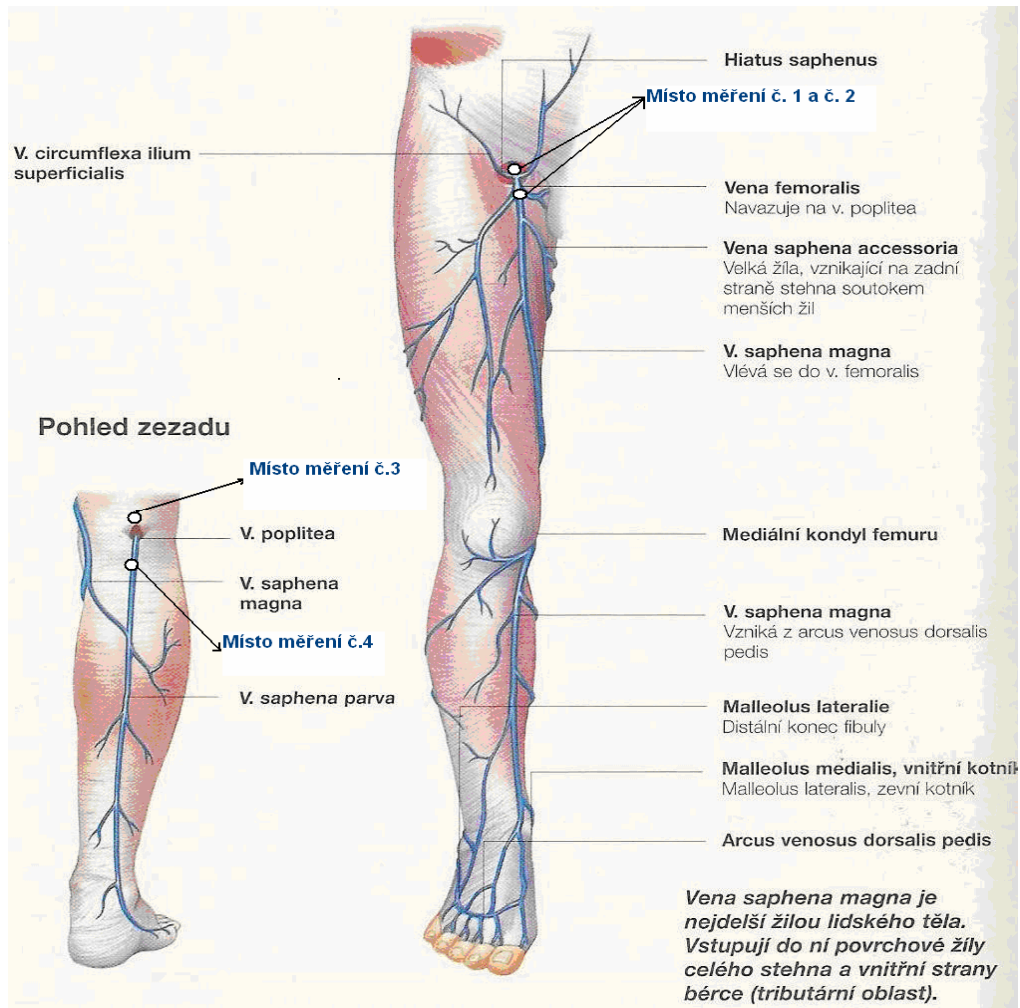


Místo č. 2 byl terminální úsek vena saphena magna v místě předpokládané safeno-femorální junkce, stejně jako v prvním případě byla testována její těsnost pomocí valsalvova manévru.

Místo č. 3 byla vena poplitea bezprostředně nad podkolenní rýhou. Těsnost této žíly byla ověřována komprimací zadní strany stehna nad místem měření.

Místo č. 4 byla vena saphena parva v předpokládaném průběhu ve středu podkolenní rýhy bezprostředně pod podkolenní rýhou. Těsnost této žíly byla rovněž ověřována komprimací zadní strany stehna nad místem měření.

Obr. 117 Vyznačení míst vyšetřování č. 1, č. 2 a č. 3



4. 4. Zpracování výsledků

Výsledky měření žilní insuficience pacientů byly po každém měření zapsány a byla posouzena významnost jednotlivých refluxů. Jako parametr určující významnost refluxu byla vybrána doba trvání refluxu při Valsalvově manévru v případě měření č. 1 a 2 a doba trvání refluxu při proximální kompresi stahna v případě měření v místě 3 a 4. Časy refluxů naměřené přístrojem VIVID 7 PRO a HiDop 300 byly statisticky zpracovány a porovnány jejich naměřené reálné hodnoty.

5. Výsledky měření

5. 1. Formulace statistického šetření

Základní statistický soubor obsahuje 80 naměřených míst oběma přístroji. Zde je nutné elementární statistické zpracování rozdělit na případ 1 pro výsledky z HiDop 300 a z VVID 7 PRO případ 2.

Statistická jednotka:	případ 1 – naměřené místo případ 2 – naměřené místo
Statistický znak:	případ 1 - délka refluxu případ 2 – délka refluxu
Hodnota statistického znaku:	případ 1 - čas refluxu v sekundách případ 2 - čas refluxu v sekundách

5. 2. Škálování

Škálování je pro oba soubory stejné

Zvolena kvantitativní metrická škála

- 1 0 s reflux neprokázán
- 2 Do 1s nevýznamný až hraničně významný refluxu
- 3 1-2 s významný refluxu
- 4 2-3 s těžký refluxu
- 5 3 a více s masivní refluxu

Elementární statistické zpracování

5. 3. Tabulky

První čtyři sloupce tabulky označují:

1. sloupec označený x_i - prvky škály,
2. sloupec označený n_i - absolutní četnosti prvků škály,
3. sloupec označený n_i / n - relativní četnosti prvků škály,
4. sloupec označený $\Sigma (n_i/n)$ - kumulativní četnosti.

Další čtyři sloupce tabulky obsahují součiny potřebné pro výpočet empirických parametrů:

5. sloupec obsahuje součiny $x_i \cdot n_i$,
6. sloupec obsahuje součiny $x_i^2 \cdot n_i$,
7. sloupec obsahuje součiny $x_i^3 \cdot n_i$,
8. sloupec obsahuje součiny $x_i^4 \cdot n_i$.

Tabulka 1, případ 1

x_i	n_i	n_i/n	$\Sigma n_i/n$	$x_i n_i$	$x_i^2 n_i$	$x_i^3 n_i$	$x_i^4 n_i$
1	12	0,15	0,15	12	12	12	12
2	31	0,3875	0,5375	62	124	248	496
3	18	0,225	0,7625	54	162	486	1458
4	10	0,125	0,8875	40	160	640	2560
5	9	0,1125	1	45	225	1125	5625
Σ	80	1		231	683	2511	10151

Tabulka 2 případ 2

x_i	n_i	n_i/n	$\Sigma n_i/n$	$x_i n_i$	$x_i^2 n_i$	$x_i^3 n_i$	$x_i^4 n_i$
1	10	0,125	0,125	10	10	10	10
2	35	0,4375	0,5625	70	140	280	560
3	20	0,25	0,8115	60	180	540	1620
4	9	0,1125	0,925	36	144	576	2304
5	6	0,075	1	30	150	750	3750
Σ	80	1		206	624	2156	8244

5. 4. Empirická rozdělení četností

Existují 2 druhy empirického rozdělení. První přiřazují prvkům škály absolutní četnosti a druhý přiřazuje prvkům škály kumulativní četnosti. Výsledkem jsou dva grafy, polygon absolutních četností a polygon kumulativních četností. Významné jsou pro odhad teoretického rozdělení souboru a pro přibližné vyhodnocení empirických parametrů.

Graf pro empirické rozdělení četností pro případ 1 viz příloha 2.

Graf pro empirické rozdělení četností pro případ 2 viz příloha 2.

5. 5. Empirické parametry

5.5.1. Ilustrace empirických parametrů

Parametr polohy je určen obecným momentem 1. řádu $O_1(x)$ a nazývá se aritmetický průměr. Polohou empirického rozdělení četností je myšleno jeho umístění na vodorovné ose systému souřadného.

Parametr proměnlivosti je určen centrálním momentem 2. řádu $C_2(x)$ a nazývá se empirický rozptyl (odmocnina rozptylu je pak směrodatná odchylka S_x). Směrodatná odchylka ukazuje, jakou výpovědní hodnotu nese aritmetický průměr. Velká směrodatná odchylka ukazuje, že výpovědní hodnota aritmetického průměru je malá a opačně.

Parametr šikmosti je určován pomocí normovaného momentu 3. řádu $N_3(x)$ a nazývá se koeficient šikmosti. Pokud je koeficient šikmosti kladný, pak prvky škály ležící vlevo od aritmetického průměru mají vyšší četnosti.

Parametr špičatosti je určován pomocí normovaného momentu 4. řádu $N_4(x)$ a nazývá se koeficient špičatosti. Špičatějšímu rozdělení četností při daném rozptylu odpovídá vyšší hodnota koeficientu špičatosti než ploššímu rozdělení.

Obecný moment r-tého řádu: $O_r(x) = \frac{1}{n} \sum n_i \cdot (x_i)^r$

Obecný moment 1. řádu $O_1(x) = \bar{x}$ (aritmetický průměr) parametr polohy

Centrální moment r-tého řádu: $C_r(x) = \frac{1}{n} \sum n_i \cdot (x_i - \bar{x})^r$

Centrální moment 2. řádu: $C_2(x) = S_x^2$ (empirický rozptyl)

Směrodatná odchylka: $\sqrt{C_2(x)} = S_x$

Vyjádření centrálních momentů pomocí momentů obecných

$$C_2(x) = O_2(x) - [O_1(x)]^2$$

$$C_3(x) = O_3(x) - 3 \cdot O_2(x) \cdot O_1(x) + 2 \cdot [O_1(x)]^3$$

$$C_4(x) = O_4(x) - 4 \cdot O_3(x) \cdot O_1(x) + 6 \cdot O_2(x) \cdot [O_1(x)]^2 - 3 \cdot [O_1(x)]^4$$

Vyjádření normovaných momentů pomocí momentů centrálních

$$N_3(x) = \frac{C_3(x)}{C_2(x) \sqrt{C_2(x)}} \text{ koeficient šikmosti}$$

$$N_4(x) = \frac{C_4(x)}{[C_2(x)]^2} \text{ koeficient špičatosti}$$

Tabulka 3- přehled vypočítaných empirických parametrů empirických parametrů

Případ 1	Koeficient	Hodnota	Případ 2	Koeficient	Hodnota
	O ₁ (x)	2,6625		O ₁ (x)	2,575
	O ₂ (x)	8,5375		O ₂ (x)	7,8
	O ₃ (x)	31,3875		O ₃ (x)	26,95
	O ₄ (x)	126,8875		O ₄ (x)	103,05
	C ₂ (x)	1,4486		C ₂ (x)	1,169
	C ₃ (x)	0,9426		C ₃ (x)	0,843
	C ₄ (x)	4,9825		C ₄ (x)	3,883
	N ₃ (x)	0,5406		N ₃ (x)	0,667
	N ₄ (x)	2,3745		N ₄ (x)	2,841
	S _x	1,2036		S _x	1,081

5. 6. Přiřazení teoretického rozdělení empirickému – neparametrické testování

5. 6. 1. Test normality

Vzhledem k naměřeným hodnotám a vypočítaným empirickým parametrům bude zkoumáno, zda se nejedná o normální (Gaussovo) rozdělení. K testu na normální rozdělení bude použit χ^2 -test. Jestliže se ukáže kritická hodnota χ^2 -testu menší než hodnota χ^2 -experimentální, přijmeme hypotézu H_0 , v opačném případě přijmeme alternativní hypotézu H_a a nebude možné přijmout normální rozdělení, jako rozdělení tohoto statistického souboru.

$$\chi_{\text{exp}}^2 = \sum \frac{(n_i - np_i)^2}{np_i} \wedge p_i = \Phi(u_i) - \Phi(u_{i-1}) \wedge u_i = \frac{x_i - \mu}{\sigma}$$

Tabulky 4 a 5 ukazují potřebné dílčí výpočty pro nalezení experimentální hodnoty.

Tabulka 4- Příklad 1

x_i	Interval	n_i	u_i	$\Phi(u_i)$	p_i	np_i	$\frac{(n_i - np_i)}{np_i}$
1	$(-\infty; 1,5)$	12	-0,802	0,21186	0,21186	16,9488	1,44
2	$(1,5; 2,5)$	31	-0,112	0,4562	0,24434	19,54	6,72
3	$(2,5; 3,5)$	18	0,578	0,71904	0,26284	21,344	0,5239
4	$(3,5; 4,5)$	10	1,268	0,89796	0,17892	14,3136	1,39
5	$(4,5; \infty)$	9	∞	1	0,10204	8,1632	0,086
Σ		80					10,070

Tabulka5- Příklad 2

x_i	Interval	n_i	u_i	$\Phi(u_i)$	p_i	np_i	$\frac{(n_i - np_i)}{np_i}$
1	$(-\infty; 1,5)$	10	-0,9196	0,17879	0,17879	14,303	1,29
2	$(1,5; 2,5)$	35	-0,0642	0,47606	0,2976	23,7728	5,31
3	$(2,5; 3,5)$	20	0,7913	0,78524	0,3098	24,7344	0,906
4	$(3,5; 4,5)$	9	1,6467	0,95053	0,16529	13,2232	1,35
5	$(4,5; \infty)$	6	∞	1	0,04947	3,9576	1,05
Σ							9,906

Kritická hodnota nalezena ve statistických tabulkách

Pro oba případy je stejná kritická hodnota

$X^2_{krit}(\alpha) = 5,99$, pro koeficient spolehlivosti $\alpha(0,05)$.

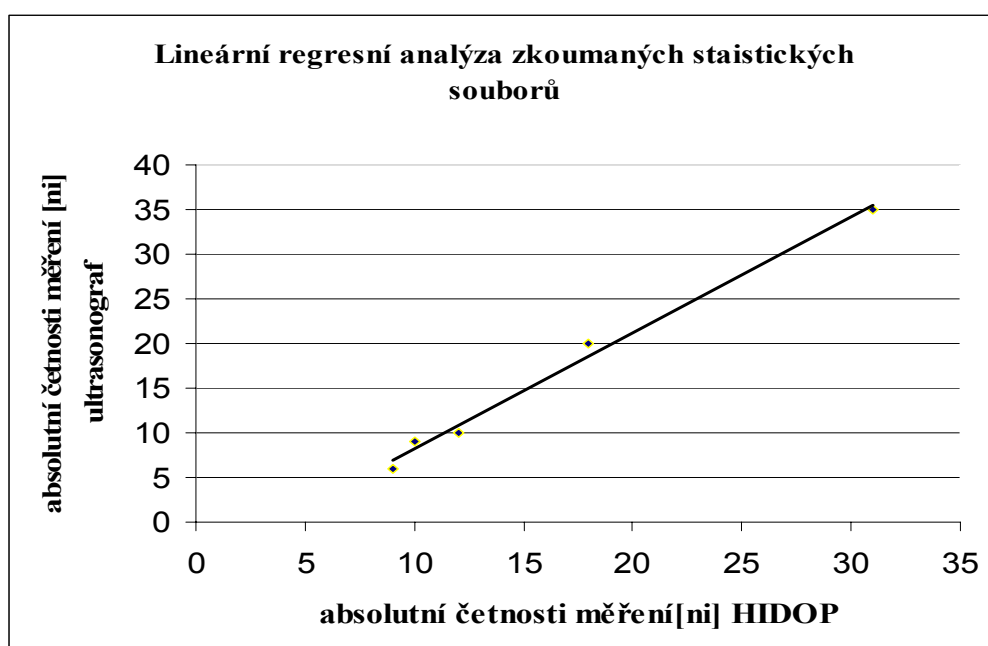
Oba případy statistického souboru nemohou mít normální rozdělení, jelikož nemůžeme přijmout hypotézu H_0 .

5. 6. 2. Porovnání statistických souborů případu 1 a 2

Vzhledem k tomu, že ani jeden ze zkoumaných statistických souborů nemá normální rozdělení, není možné použít standardní dvojvýběrový t-test pro jejich srovnání.

Lineární regresní analýza může pomoci dokreslit zjevnou podobnost obou statistických souborů.

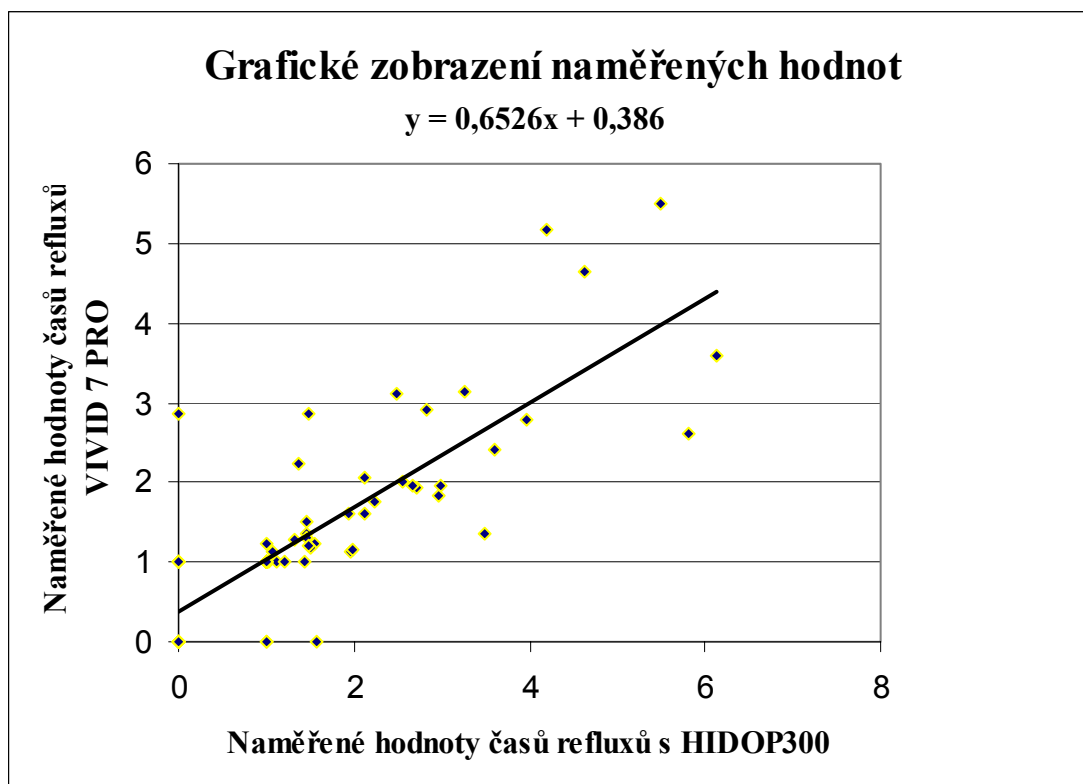
Graf - závislost absolutních četností měření v jednotlivých škálách



Hodnota spolehlivosti je pro tuto spojnicí trendu 0,9923.

Vzhledem k tomu, že při škálování dat dochází k určité ztrátě informace a může dojít i k částečné kompenzaci neshodujících se měření je zde uveden i graf, který srovnává 80 reálných naměřených hodnot. Z rovnice regrese spojnice trendu je možné počítat pravděpodobnou naměřenou hodnotu na jednom z měřících přístrojů, pokud známe naměřenou hodnotu z přístroje druhého. V příloze 3 je pro další ilustraci rozdílů v naměřených hodnotách uvedena ještě tabulka všech naměřených hodnot a měření, která se od sebe významně liší jsou zvýrazněna červenou barvou.

Graf 2- ukazuje závislost naměřených reálných hodnot z obou přístrojů



Hodnota spolehlivosti pro tuto spojnicí trendu je 0,6449

6. Diskuse

Srovnání jednotlivých zpracování výsledků měření ukazuje, že při statistickém zpracování výsledků měření opravdu dochází k určité ztrátě informace. Grafické znázornění reálných naměřených hodnot je mnohem méně jednoznačné co se týká hodnoty spolehlivosti spojnice trendu. Přesto převážná většina hodnot leží poměrně blízko spojnice. Skutečně významně vzdálených bodů je asi 7 a to by znamenalo, že měření byla významně odlišná přibližně v 9 %. I tabulka naměřených hodnot (viz. Příloha 3) obsahuje 7 výrazně se lišících hodnot. V grafu reálných naměřených hodnot se významně odlišují hlavně hodnoty u vyšších hodnot naměřených dob trvání refluxu. Oba přístroje sice naměřily těžký reflux, ale hodnoty se lišily alespoň o 1 sekundu. Ve většině případů byla naměřena vyšší hodnota trvání refluxu u přístroje HiDop. Tyto vyšší hodnoty byly kompenzovány nižšími naměřenými rychlostmi refluxů jako další charakteristiky křivky refluxu, která nebyla v této práci zpracována z důvodu potřeby vytvořit kvantitativní metrickou škálu pro statistické zpracování. Při konstantním průřezu cévy, která byla pro oba přístroje stejná, můžeme říci, že došlo k odhalení refluxu téže významnosti. V jednom případě (viz. Tabulka v příloze 3, pacient č. 4, 12. měření) došlo k naměření významného refluxu na přístroji HiDop 300 a přístroj VIVID 7 pro nenaměřil žádný reflux. Následně bylo měření na VIVID 7 PRO opakováno a pacient byl vyzván k opakování Valsalvova manévru. Reflux byl potvrzen i na tomto přístroji. Tento příklad je zde uveden jako důkaz, že měření je v určitých případech závislé na spolupráci pacienta s vyšetřujícím. Rozdíl v měření byl způsoben tím, že v měření refluxů v junkci vena femoralis a vena saphena magna jsme závislí na pacientovi, který je nucen provést Valsalvův manévr. Pokud jej neprovede pokaždé stejnou silou, může dojít ke zkreslení výsledků.

Vzhledem k tomu, že u žádného z vyšetřovaných pacientů nebyl duplexně sonograficky prokázán reflux v místě měření č. 4, nelze schopnost testovaného přístroje odhalit významný reflux na vena saphena parva validně posoudit.

Shoda nenalezení významného refluxu zde byla 100 % – není zde tedy žádný falešně pozitivní nález, tudíž můžeme mluvit o 100 % specificitě, ale nelze se vyjádřit, zda by nebyly falešně negativní nálezy, což lze v tomto anatomicky složitém místě předpokládat. Není proto možné určit senzitivitu přístroje HiDop 300.

Během měření se ukázalo, že je nevhodné pro pacienty, kteří trpí nadváhou. Silná vrstva tuku brání spolehlivému nalezení toku žíly. Dále je tato metoda nevhodná pro pacienty, kteří mají nějakou anatomickou odlišnost od běžného průběhu cév. U těchto pacientů je bez vizuální kontroly na fonografu velice obtížné nalézt reflux. Toto se potvrdilo u několika málo pacientů, kteří jsou zahrnuti do statistiky měření, rozdíl v měření však není markantní, protože pacienti netrpěli významnou insuficiencí.

7. Závěr

Přístroj Hidop 300 je schopen odhalit významné žilní refluxy. Hypotéza práce je potvrzena pro měření v místech, které byly určeny vedoucím práce kromě místa č. 4 ke kterému se nelze validně vyjádřit. Je tedy vhodný nejspíše k předběžnému screeningu diagnostiky chronické žilní insuficience. Pozbývá totiž komplexnosti ultrasonografu, který má výhodu vizuální kontroly a je schopen lokalizace perforátorů dalších morfologických komponent nezbytných pro případnou léčbu (chirurgická operace) a stanovení komplexní diagnózy a přesného popisu stavu žilního řečiště. Limitací testovaného přístroje je obtížná vyšetřitelnost některých například obézních pacientů nebo pacientů s některou z anatomických variant žilního systému, které není schopen odhalit.

8. Seznam použité literatury

ABRAHAMS P., DRUGA R., Lidské tělo, atlas anatomie člověka. Přel. Rastislav Druga, Radomír Čihák, Veronika Němcová, Zdeňka Nováková, Václav Seichert. 1. vyd., Ottovo nakladatelství 2003
ISBN 80-7181-955-7

ELIÁŠ P., ŽIŽKA J. Dopplerovská ultrasonografie. 1.vyd., NUCLEUS Hradec Králové 1998
ISBN 80-901753-5-X

GE Medical systems VIVID 7/ VIVID 7Pro Service Manual., Copyright 2002, 2003 by general Electric Company IHC.

HAVRÁNEK J., HAVRÁNKOVÁ R., VURM V., ZÁŠKODNÝ P., Základy zdravotnické statistiky., 1. vyd., Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích Zdravotně sociální fakulta 2004
ISBN 80-7040-663-1

HERMAN J. a kolektiv Chirurgie varixů dolních končetin. 1. vyd., Grada Publishing a. s., Praha 2003
ISBN 80-247-0252-5

HEINZ F. Anatomický obrazový slovník. Přel. R. Čihák, L. Lemež. 1 vyd., Avicenum, zdravotnické nakladatelství n. p., Praha 1981
08-096-81

HORÁKOVÁ M. A., HORÁKOVÁ E., Postgraduální medicína , 2004., 6., č.4.

HRAZDIRA I., MORNSTEIN V. Lékařská biofyzika a přístrojová technika. 1. vyd.,
Neptun Brno 2001

ISBN 80-902896-1-4

Kolektiv autorů a konzultantů Encyklopedického domu, spol. s r.o. Slovník cizích slov.
1.vyd. Encyklopedického domu, spol. s r.o., Praha 1998

ISBN 80-90-1647-8-1

MAČÁK J., MAČÁKOVÁ J. Patologie. 1. vyd., Grada Publishing a. s., Praha 2004

ISBN 80-247-0785-3

ROSINA J., NAVRÁTIL L. Medicínská biofyzika. 1. vyd., Didaktis Praha 2005

ISBN 80-247-1152-4

SILBERNAGL S., DESPOPULOS A. Atlas fyziologie člověka. Přel. E Trávníčková. 1
vyd., Avicenum, zdravotnické nakladatelství n. p., Praha 1984

08-026-84

ZÁŠKODNÝ P. Předled základů teoretické fyziky. (s aplikací na radiobiologii). 1. vyd.,
Didaktik Bratislava 2005

ISBN 80-89160-19-0

Internetové adresy:

hpbimg.pulsemedical.co.uk/HIDOP_VASKULAR.JPG,

original context on the page: www.pulsemedical.co.uk/productssimple2.html,

staženo 27. 3. 2007

www.tmch.or.jp/topics/2006/top061122-1.jpg,

original context on the page: www.tmch.or.jp/topics/2006/top061122.htm,

staženo 6. 5. 2007

www.venenpraxis.at/englisch/bilder/ulcus.jpg,

original context on the page: www.venenpraxis.at/englisch/krampfadern.htm ,

staženo 8. 5. 2007

9. Klíčová slova

Žilní reflux

Chronická žilní insuficience

Duplexní ultrasonografie

Dopplerovská ultrasonografie.

10. Přílohy:

Příloha 1

Ukázka jednotlivých typů saténového kmene

(převzato z Postgraduální medicína, 2004., 6., č. 4.)

Typ I



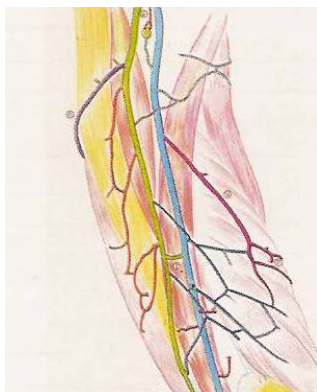
Legenda:

Tmavomodře – VSAA

Bleděmodře – VSM

Červeně VSAP

Typ II



Legenda:

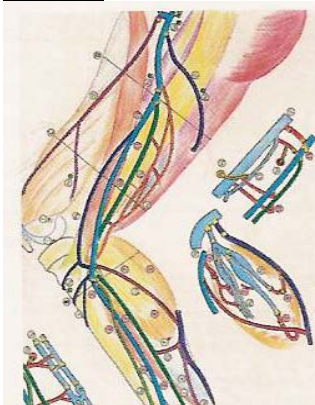
Světlefialově – VSAA

Bleděmodře – VSM

Žlutě – VSAP

Tmavofialově – vena Giacomini

Typ III



Legenda:

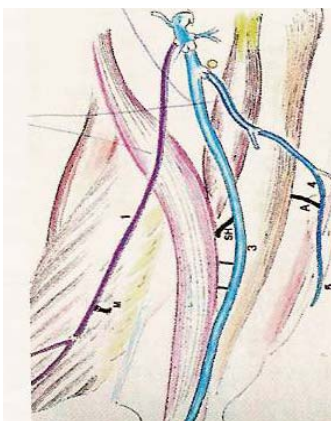
Světlofialově – VSAA

Bleděmodře – VSM

Červeně – VSAP

Tmavofialově – vena Giacomini

Typ IV



Legenda:

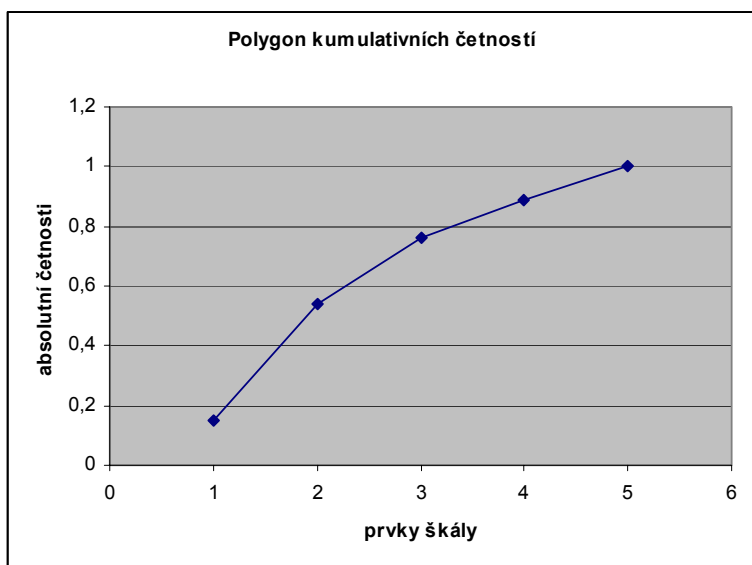
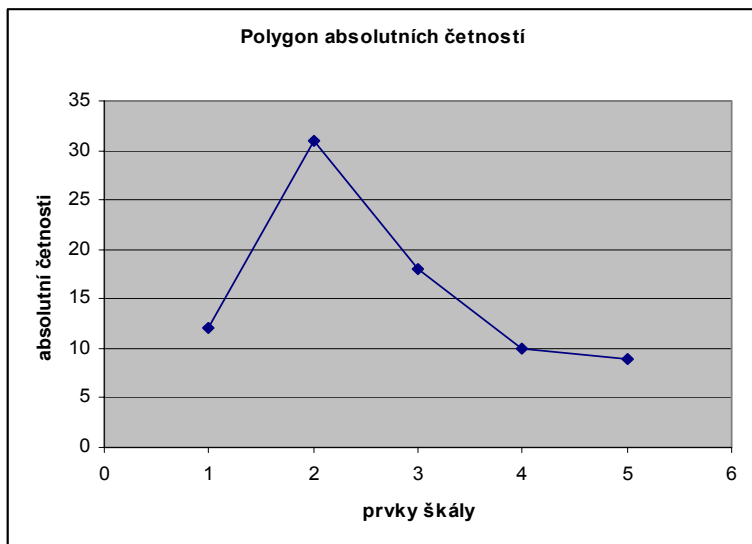
Tmavofialově – VSAA

Bleděmodře – VSM

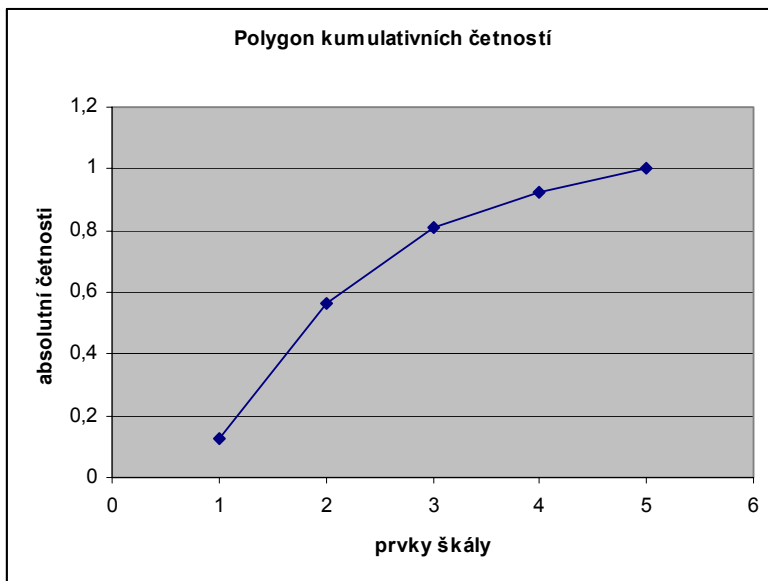
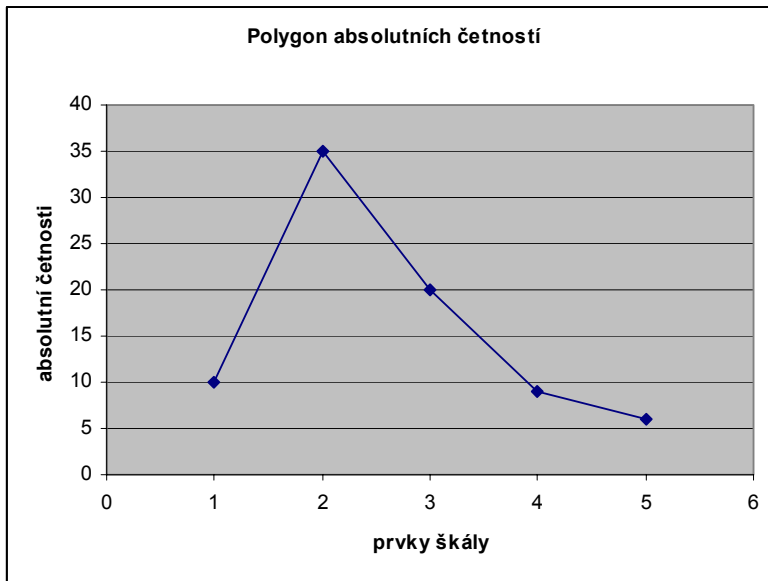
Tmavomodře – VSAP

Příloha 2

Empirická rozdělení četností pro případ 1



Empirické rozdělení četností pro případ 2



Příloha 3

Tabulka naměřených hodnot časů refluxů

číslo měření	HIDOP	ULTRASONOGRAF	pacient č.
1	2,82	2,91	1
2	3,26	3,13	1
3	1,06	1,12	1
4	1,56	1,22	2
5	1,5	1,18	2
6	0	0	2
7	Do 1	1,22	3
8	Do 1	0	3
9	1,027	Do 1	3
10	0	0	4
11	Do 1	Do 1	4
12	1,58	0	4
13	0	0	4
14	0	0	4
15	Do 1	Do 1	5
16	2,48	3,12	6
17	Do 1	Do 1	6
18	Do 1	Do 1	6
19	4,2	5,16	6
20	1,43	Do 1	6
21	Do 1	Do 1	6
22	5,5	5,5	7
23	1,46	1,502	7
24	1,32	1,28	7
25	2,56	2	8
26	Do 1	Do 1	8
27	Do 1	Do 1	8
28	2,11	2,06	8
29	Do 1	Do 1	8
30	3,48	1,36	9
31	Do 1	Do 1	9

32	0	Do 1		9
33	Do 1	Do 1		9
34	5,82	2,6		9
35	Do 1	Do 1		9
36	Do 1	Do 1		10
37	Do 1	Do 1		10
38	Do 1	Do 1		10
39	Do 1	Do 1		10
40	6,13	3,6		10
41	Do 1	Do 1		10
42	0	Do 1		11
43	Do 1	Do 1		11
44	Do 1	Do 1		11
45	Do 1	Do 1		11
46	1,48	2,86		11
47	Do 1	Do 1		11
48	1,37	2,24		12
49	3,97	2,79		12
50	0	0		12
51	Do 1	Do 1		12
52	Do 1	Do 1		13
53	Do 1	Do 1		13
54	4,62	4,64		14
55	Do 1	Do 1		15
56	3,6	2,4		15
57	2,13	1,6		15
58	1,12	1,01		15
59	Do 1	Do 1		15
60	Do 1	Do 1		15
61	1,46	1,35		16
62	Do 1	Do 1		16
63	Do 1	Do 1		16
64	1,95	1,12		17
65	1,46	1,31		17
66	0	Do 1		18

67	1,48	1,21		18
68	0	2,86		19
69	2,72	1,93		19
70	2,98	1,96		20
71	1,98	1,15		20
72	2,66	1,96		21
73	0	0		21
74	2,97	1,84		21
75	1,21	Do 1		22
76	0	Do 1		22
77	2,23	1,76		22
78	1,93	1,6		23
79	Do 1	0		23
80	0	0		23

Příloha 4

Ukázka přístroje HiDop 300, testovaný přístroj

hpbimg.pulsemedical.co.uk/HIDOP_VASKULAR.JPG



Ukázka přístroje VIVID 7 PRO, referenční přístroj

www.tmch.or.jp/topics/2006/top061122-1.jpg



Příloha 5

Obrázek pokročilého bércového vředu

www.venenpraxis.at/englisch/bilder/ulcus.jpg

