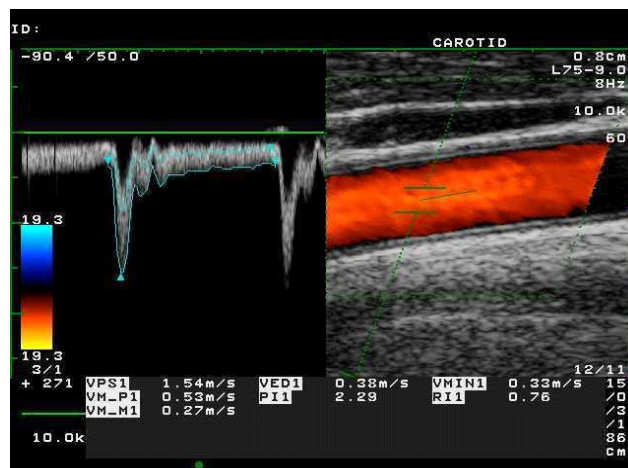


# ZÁKLADY DOPPLEROVSKÉ ULTRASONOGRAFIE A JEJÍ VÝZNAM PRO HODNOCENÍ HEMODYNAMIKY



**Prof. MUDr. Ivo Hrazdira, DrSc.**

Emeritní profesor Lékařské fakulty MU v Brně

2016



evropský  
sociální  
fond v ČR



EVROPSKÁ UNIE



MINISTERSTVO ŠKOLSTVÍ,  
MLÁDEŽE A TĚLOVÝCHOVY



OP Vzdělávání  
pro konkurenceschopnost

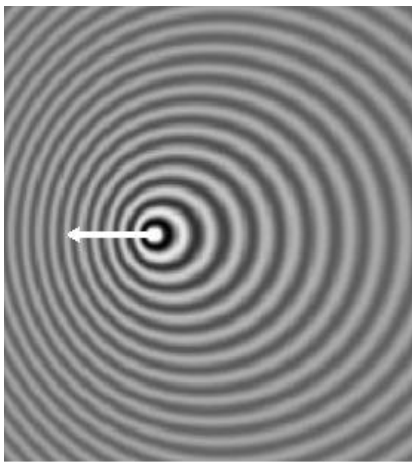
INVESTICE DO ROZVOJE VZDĚLÁVÁNÍ

<b>Obsah</b>	<b>str.</b>
<b>1 Dopplerův jev v ultrazvukové diagnostice</b>	
1.1 Diagnostický význam Dopplerova jevu	3
1.2 Hlavní typy dopplerovských měříčů	4
1.3 Barevné zobrazení toku	6
1.4 Nové způsoby zobrazení	9
1.5 Výhody a nevýhody barevných dopplerovských metod	11
<b>2 Stručný úvod do hemodynamiky</b>	
2.2 Charakter proudění v cévách	12
2.3 Dopplerovské metody pro kvantitativní posouzení hemodynamiky	15
<b>3 Vyšetření cév krku a hlavy</b>	
3.1 Vyšetření extrakraniálního karotického povodí	17
3.2 Kritéria pro hodnocení stenóz v karotické oblasti	18
3.3 Vyšetření vertebrálních arterií	20
3.4 Vyšetření jugulárních žil	21
3.5 Transkraniální vyšetření	22
<b>4 Vyšetření cév břišní oblasti</b>	
4.1 Břišní aorta	24
4.2 Renální artérie	25
4.3 Dolní dutá žíla a její větve	26
4.4 Portální žíla ( <i>vena portae</i> )	26
4.5 Dopplerovské zobrazení perfúze	28
<b>5 Vyšetření cév končetin</b>	
5.1 Vyšetření cév horních končetin	31
5.2 Vyšetření cév dolních končetin	33
5.3 Význam dopplerovských metod pro hodnocení intervenčních zákroků	38

# 1 Dopplerův jev v ultrazvukové diagnostice

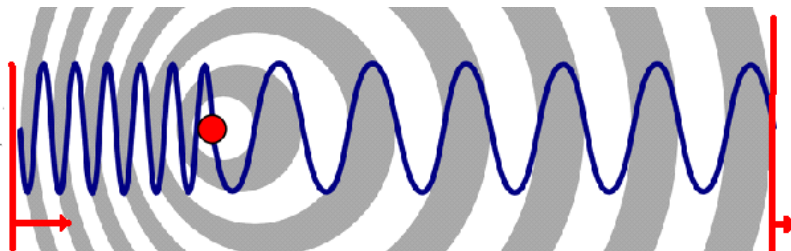
## 1.1 Diagnostický význam Dopplerova jevu

**Dopplerův jev** popisuje změnu frekvence a vlnové délky přijímaného oproti vysílanému signálu, způsobenou nenulovou vzájemnou rychlostí vysílače a přijímače. Byl popsán *Christianem Andreasem Dopplerem* v roce 1842 v Praze v práci *Über das farbige Licht der Doppelsterne und einige andere Gestirne des Himmels*. Výrazně se tento jev projevuje v akustice při vzájemném pohybu zdroje zvuku a pozorovatele a v průběhu 20. století se stal základem celé řady technických prostředků, především pro měření rychlosti. Pohybuje-li se zdroj akustického vlnění o stálém kmitočtu relativně vůči pozorovateli, je tento pohyb vnímán s rozdílným kmitočtem. Přibližuje-li se zdroj zvukového vlnění, vnímá pozorovatel vyšší kmitočet, vzdaluje-li se zdroj, vnímá kmitočet nižší (obr. 1.1).



Obr. 1.1 Dopplerův jev (pohyb zdroje vlnění směrem vlevo)

Ke stejnému jevu dochází i v případě, že zdroj vlnění svoji polohu nemění a pohybuje se reflektor, na němž se akustické vlnění odráží (obr. 1.2).



Obr. 1.2 Vnímaný kmitočet při pohybu reflektoru

A právě tohoto principu využívají všechny dopplerovské detektory pohybu a měřiče rychlosti proudící krve. Základními odrazovými strukturami v proudící krvi jsou erytrocyty. Vzhledem k tomu, že jejich velikost je podstatně menší než vlnová délka dopadajících ultrazvukových vln, působí erytrocyty 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 odráží zpět ke zdroji. Při tom platí, že amplituda odražené vlny je

úměrná druhé mocnině celkového počtu elementárních reflektorů (erytrocytů). Kmitočet této odražené vlny se proto v důsledku pohybu reflektorů liší od kmitočtu vyslaného. Rozdíl  $f_d$  mezi frekvencí vyslané ultrazvukové vlny  $f_v$  a přijaté vlny  $f_p$  po odrazu od pohybující se krve (dopplerovský posuv) je úměrný její rychlosti a kosinu úhlu, který svírá směr dopplerovského signálu se směrem toku krve (dopplerovský úhel). Matematicky jej vyjadřuje vztah, nazývaný též rovnice Dopplerova posuvu:

$$f_d = \frac{2f_v v \cos \alpha}{c},$$

kde  $v$  je rychlost pohybu krve

$c$  je rychlost šíření ultrazvuku v krvi

$\alpha$  je tzv. dopplerovský úhel

Podcenění významu dopplerovského úhlu může vést k značným chybám při měření rychlostí, které jsou kritické při úhlech vyšších než  $60^\circ$ . Vysílací frekvence se při klinickém využití Dopplerova principu pro měření rychlosti toku krve volí v rozmezí 2–10 MHz. Rozdílový kmitočet dopplerovského frekvenčního posuvu spadá v tomto případě do oblasti slyšitelného zvuku, což umožňuje též jeho akustický záznam.

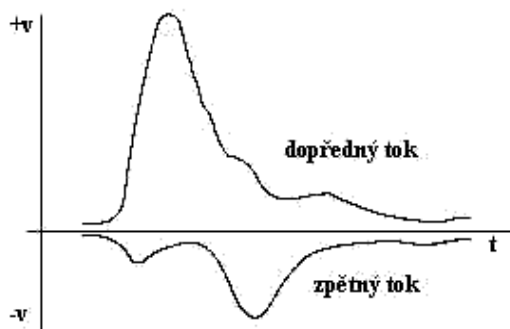
## 1.2 Hlavní typy dopplerovských měřičů

Podle způsobu vysílání a příjmu ultrazvukových vln rozlišujeme v technice dopplerovských měření rychlostí dvě skupiny systémů:

- systémy s nemodulovanou nosnou vlnou (CW)
- systémy s impulsně modulovanou nosnou vlnou (PW)

Kontinuální dopplerovské systémy, pracující s nemodulovanou nosnou vlnou (CW), mají vyšetřovací sondu s dvěma elektroakustickými měniči většinou stejného tvaru, z nichž jeden funguje trvale jako vysílač, druhý jako přijímač. Oba měniče bývají vůči sobě skloněny ve velmi tupém úhlu tak, aby se oba svazky, vysílaný i přijímaný, překrývaly v tzv. citlivé oblasti, která je poměrně dlouhá (i několik cm). To je nevýhodné tehdy, zasahují-li do citlivé oblasti dvě nebo více cév. Vzhledem k tomu, že jsou zachycovány signály toku vycházejících z různých hloubek, není dobře možno odlišit rychlosti toku v jednotlivých cévách.

V současné době jsou tyto systémy konstruovány jen jako směrové. Rychlost toku směrem k sondě označována jako **dopředná**, směrem od sondy jako **zpětná**. Toky dopředné i zpětné se zpracovávají ve dvou samostatných kanálech (obr. 1.3).

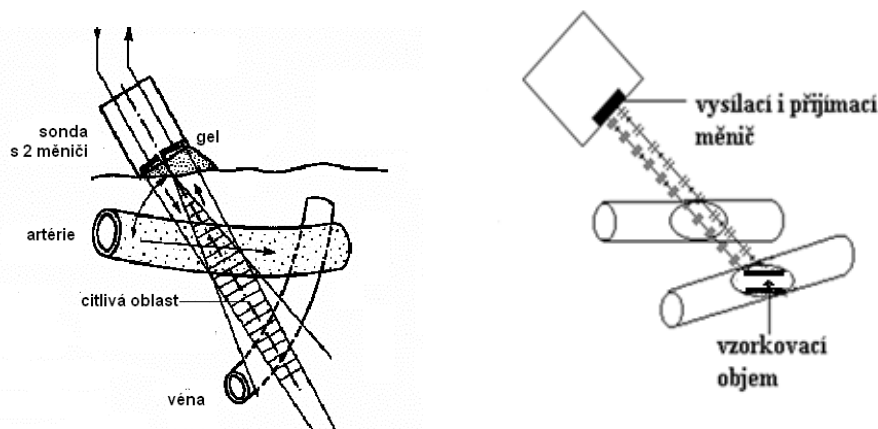


Obr. 1.3 Směrové zobrazení toků

Dopplerovské systémy s nemodulovanou nosnou vlnou jsou určeny k detekci a měření toku především v povrchově uložených cévách

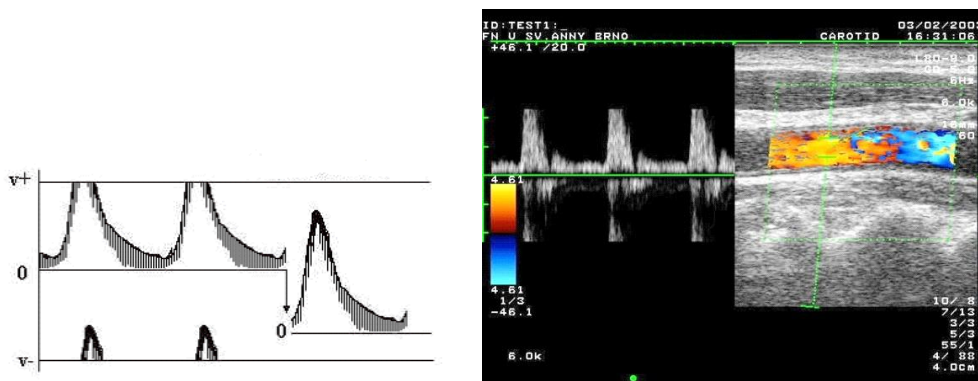
Systémy s modulovanou nosnou vlnou jsou kombinací impulsně vysílaného ultrazvukového signálu a směrové detekce jeho odrazů od proudící krve, která se uskutečňuje v úseku mezi vysílanými impulsy. Na rozdíl od ultrazvukových zobrazovacích impulsů mají dopplerovské impulsy poněkud větší délku a jsou vysílány s větší opakovací frekvencí. Časová prodleva mezi vysláním impulsu a zachycením jeho odrazu určuje hloubku, v níž je možno měřit rychlost toku. Velikost **vzorkovacího objemu**, tj. oblasti v cévě, v níž se měří rychlost toku, je určena dobou otevření přijímacího hradla (gate). Jeho umístění v cévě ovlivňuje výsledek měření rychlosti toku. Úzký vzorkovací objem ve středu artérie měří maximální rychlost, naproti tomu vzorkovací objem, který zahrnuje celý průměr cévy, umožňuje měření průměrné rychlosti.

Výhodou této metody je možnost měření rychlostních parametrů ve zvolené hloubce, aniž je toto měření negativně ovlivňováno toky v jiných cévách, ležících mezi sondou a vzorkovacím objemem (obr. 1.4).



Obr. 1.4 Schéma CWD (vlevo) a PWD systému (vpravo)

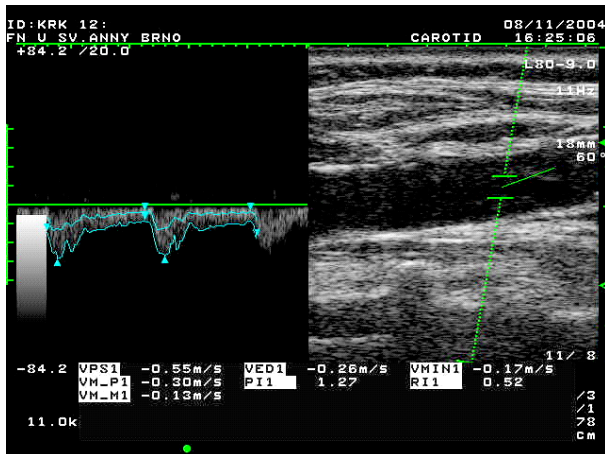
Na hodnotě opakovací frekvence závisí vznik jevu označovaného jako **aliasing** – horní část spektrální křivky se zobrazí v záporné oblasti grafu (obr. 1.5). Tento jev omezuje měření vysokých rychlostí. Volba opakovací frekvence představuje proto u impulsní dopplerovské metody vždy kompromis mezi maximální hloubkou místa měření a maximální měřitelnou rychlostí. Aliasing je možno do určité míry redukovat zvýšením rozsahu měření a snížením nulové linie. Při rychlostech vyšších než 4 m/s aliasing již odstranit nelze.



Obr. 1.5 Schéma aliasingu a jeho odstranění snížením nulové linie (vlevo). Aliasing na reálném dopplerovském záznamu (vpravo).

### 1.3 Barevné zobrazení toku

Jako **duplexní** označujeme ultrasonografický obraz, kde vedle B- obrazu zobrazujícího morfologii cévy a jejího okolí, je zobrazen spektrální záznam rychlosti toku. Uvnitř cévy, která se v šedém zobrazení jeví jako tmavý pruh, je definován vzorkovací objem, z něhož je dopplerovská informace o rychlosti toku analyzována pomocí rychlé Fourierovy transformace (FFT- Fast Fourier Transform) a zobrazena jako tzv. **dopplerovské spektrum**, které představuje časový průběh rychlosti (obr. 1.6).

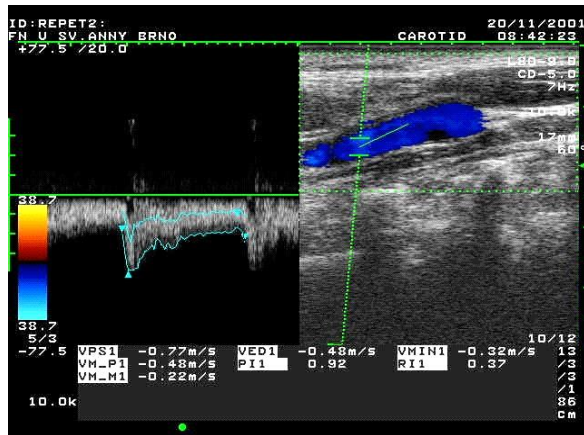


Obr. 1.6 Duplexní záznam toku v *a. carotis int.*

Pro barevné kódování rychlosti toku krve (CFM – Colour Flow Mapping) se využívá **střední rychlosti toku**. K jejímu výpočtu využívají dnes komerčně vyráběné ultrazvukové diagnostické přístroje tři různých metod, jejichž podrobnější popis přesahuje rámec tohoto textu. Standardně je tok od sondy kódován modře, tok k sondě červeně, jas barvy je funkcí rychlosti toku a turbulence se zobrazuje nejčastěji přidáním zelené barvy.

Je třeba však zdůraznit, že černobílé informace o akustické morfologii a barevné informace o toku jsou získávány zcela odlišným způsobem, přičemž strukturní jednotka obrazu – pixel – může nést jen jednu informaci, buď černobílou, nebo barevnou. Vzhledem k tomu, že dopplerovský signál je k získání barevné informace o rychlosti a směru toku opakovaně vzorkován, je čas potřebný k získání této informace mnohem delší než čas nutný k získání černobílého obrazu. Obrazová frekvence barevného obrazu je proto mnohem menší než obrazová frekvence obrazu černobílého. Barevný duplexní ultrasonogram je superpozicí dvou obrazů: **obrazu odstupňované šedi** (B-obrazu), který obsahuje informaci o morfologii vyšetřované oblasti a **obrazu barevného**, který nese informaci o pohybech ve vyšetřované oblasti. Takový záznam označujeme často jako **triplexní** (obr. 1.7).





Obr. 1.7 Triplexní záznam toku v *a. carotis int.*

Barevné zobrazení rychlosti má své výhody i omezení. Mezi výhody patří:

- snadná a rychlá identifikace cévy vzhledem k jiným tkáňovým prostorům
- určení směru toku proudící krve
- orientační posouzení rychlosti proudící krve podle tónu barvy
- snadnější diagnostika patologických změn (stenóza, aneurysmat, uzávěrů)

Nevýhodou je:

- zobrazení jen střední rychlosti toku
- malá citlivost pro pomalé toky a toky v malých cévách
- sklon k barevným obrazovým artefaktům způsobeným přídatnými pohyby nebo přenosem arteriálních pulzací
- dlouhý časový úsek nutný ke vzniku barevného obrazu (50–150 ms)

### **Energetický doppler (ED)**

Uvedená omezení barevného zobrazení rychlosti toku z větší části odstraňuje technologie barevného zpracování dopplerovského signálu, označovaná jako „energetický doppler“ – ED (v anglické odborné terminologii Power Doppler, Power Angio). Rozdíl oproti dnes již konvenčnímu barevnému zobrazení rychlosti toku spočívá v tom, že tato technologie využívá k zobrazení **celou energii dopplerovského signálu**. Jednotlivé firmy vyrábějící ultrazvukovou diagnostickou techniku označují tuto technologii svými ochrannými názvy.

Výhody uvedené technologie zpracování se dají shrnout do těchto bodů:

- Detekce toku krve je velmi málo závislá na tzv. dopplerovském úhlu a umožňuje zobrazení toku i při téměř kolmém dopadu dopplerovského signálu na zobrazovanou cévu.
- Nedochozí k „aliasing“ efektu.
- Metoda umožňuje zobrazení i velmi pomalých toků a je proto předurčena k zobrazení perfúze orgánů a tkání (obr. 1.8).



Obr. 1.8 Zobrazení perfúze v ledvině energetickým dopplerem

Nevýhodou této metody je chybění informace o směru toku, tok je u této metody kódován nejčastěji odstíny oranžové barvy. I tento nedostatek se však v poslední době snaží odstranit metoda nazvaná směrový energetický doppler (Directional Power Doppler).

### **Barevné zobrazení tkání (TDI)**

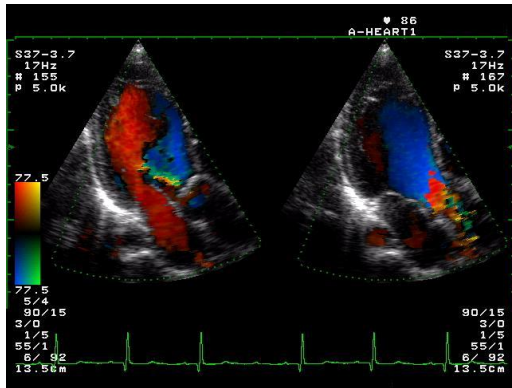
Dosud mohly být pohyby tkání, především pohyby srdeční stěny, pohyby cévních stěn případně peristaltické pohyby stěn trávicí trubice pozorovány a posuzovány jen v černobílém obraze. Nová dopplerovská zobrazovací modalita, všeobecně nazývaná dopplerovské zobrazení tkání (Tissue Doppler Imaging), vyvinutá v r. 1994, umožňuje získat barevnou informaci o rychlosti a směru pohybu tkání. Metoda byla původně vyvinuta pro kardiologická vyšetření k průkazu patologických změn pohyblivosti srdeční stěny. V poslední době však nachází uplatnění i dalších oblastech ultrazvukové diagnostiky, především v sonoangiologii.

Základní princip metody, která je zcela digitizovaná, je možno popsat takto: Ultrazvukové odrazy od pohybujících se tkání jsou poměrně silné, jejich rychlost je však velmi malá. Naproti tomu odrazy od pohybujících se erytrocytů jsou slabé, jejich rychlost je však velká. Při barevném zobrazení rychlosti proudící krve představují barevné obrazy pohybů cévní stěny a okolních tkání rušivý jev, označovaný jako barevný artefakt, který je odstraňován filtrací. V algoritmu dopplerovského zobrazení tkání jsou potlačeny vysoké rychlosti proudící krve a zobrazeny pomalé rychlosti (např. srdeční nebo cévní stěny) v rozmezí 1–10 mm/s.

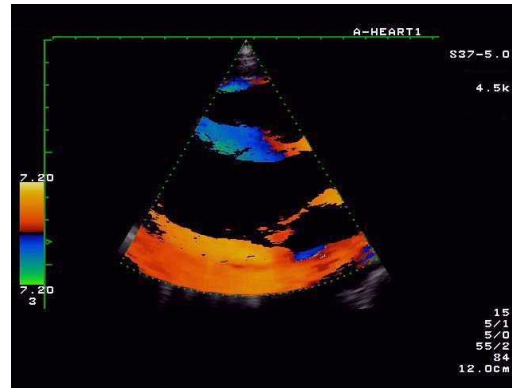
Přesto, že se jedná o novou zobrazovací modalitu, již jsou zatím vybaveny jen špičkové přístroje, přineslo dopplerovské zobrazení tkání v kardiologii řadu nových informací. V angiologii pak umožňuje přesnější posouzení elastických vlastností cévní stěny, zvláště v souvislosti s jejím aterosklerotickým postižením. Lze předpokládat, že tato metoda nalezne též uplatnění v ortopedii při posuzování svalové kontrakce a pohybů šlach.

Na rozdíl od barevného dopplerovského vyšetření toků v srdci (obr.1.9) zůstávají srdeční dutiny bez barevného signálu a barevně jsou zobrazeny jednotlivé oddíly myokardu (obr. 1.10).



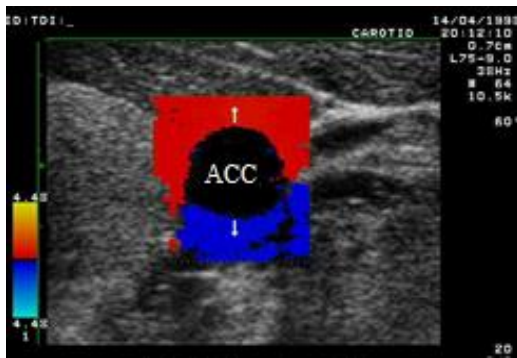


Obr. 1.9 Barevné zobrazení toku v srdci

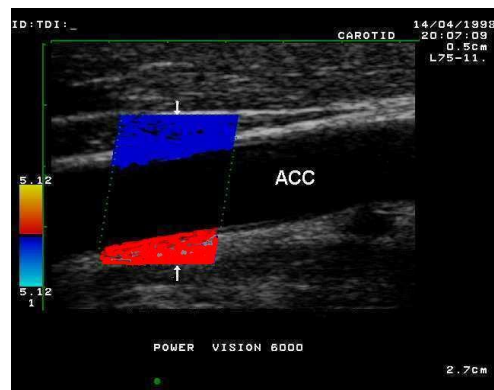


Obr. 1.10 Barevné zobrazení pohybu myokardu

Podobně lze pomocí TDI barevně zobrazit pohyby stěn ACC během systoly (obr. 1.11) a diastoly (obr. 1.12).



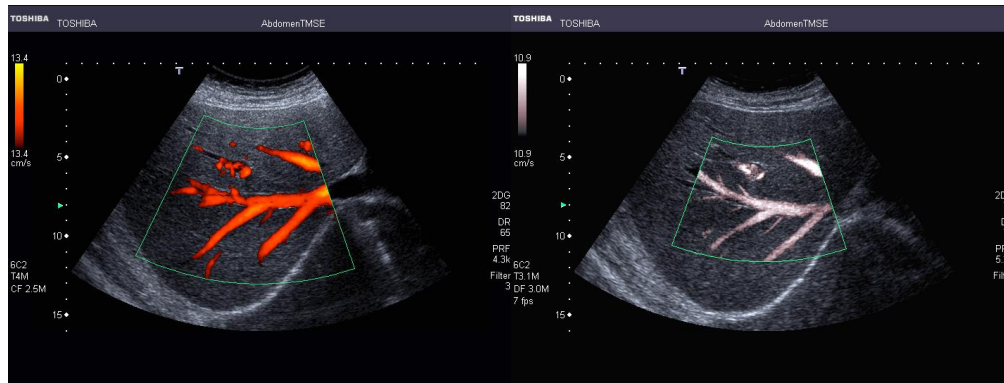
Obr. 1.11 Pohyby stěn ACC během systoly (příčný řez)



Obr. 1.12 Opačný směr pohybu stěn ACC během diastoly (podélný řez)

#### 1. 4 Nové způsoby zobrazení

**Širokopásmový doppler** je dopplerovská technologie, u níž širší pásma odpovídá frekvenčnímu spektru šedé škály a bývá označována jako **dynamický tok**. Vzhledem k obdobným transmisním podmínkám, je prostorové rozlišení srovnatelné s B-zobrazením. Diagnostická informace o cévní struktuře, perfúzi i typu leze je zobrazena s vysokým prostorovým, kontrastním i časovým rozlišením. Vyšší obrazová frekvence zajišťuje nejen lepší časové rozlišení ale i lepší poměr signál/šum. Hlavní výhodou této technologie oproti barevným zobrazovacím metodám je, že nepřebarvuje hranice cévních stěn a věrněji zobrazuje skutečnou cévní strukturu (obr. 1.13a,b).



Obr. Obr.1.13

Srovnání obrazů jaterních žil: vlevo zobrazení energetickým dopplerem, vpravo dynamickým tokem. Na levém obrázku dochází k přebarvení okrajů cév.

### B – tok (B- flow)

Je to nová diagnostická ultrazvuková metoda založená na kombinaci zobrazení krevního toku i tkáňových struktur v reálném čase. B- tok není dopplerovská metoda a proto neposkytuje žádné informace o rychlosti toku a jeho spektrálním rozložení. Na rozdíl od barevného kódování toku však nesnižuje prostorové ani časové rozlišení B- obrazu.

B- tok zobrazuje krevní tok podobně jako nepohyblivé struktury v odstínech šedi. Vysílané digitálně kódované širokopásmové pulsy se odrážejí od pohybujících se červených krvinek. Vraccující se echa jsou dekódována a filtrována s cílem zvýšení citlivosti detekce. Hlavní výhoda této metody spočívá v přesném zobrazení hranice mezi proudící krví a stěnou cévy na rozdíl od barevně kódovaného dopplerovského toku, kde barva často stěnu cévy přesahuje. U povrchově uložených cév, jako jsou např. karotidy, tato metoda zobrazuje uložení a rozsah ateromatosních plátů přesněji než barevný doppler. Podobně i v žilním systému jsou malé tromby přesněji zobrazitelné než klasickým barevným kódováním. Jediným limitujícím faktorem je útlum ultrazvuku, který znesnadňuje přesné zobrazení hlouběji uložených cév.

### Echokontrastní látky

Amplitudu dopplerovského signálu a tím i poměr signál/šum lze zvýšit intravenosně aplikovanými ultrazvukovými kontrastními látkami, které zvyšují echogenitu proudící krve. Jsou to mikrobubliny buď volné nebo uzavřené v obalu z biopolymerů. Ultrazvukové kontrastní látky využívá v současné době řada zobrazovacích modalit. Jejich cílem je na jedné straně zesílení dopplerovského signálu umožňující zobrazení především patologické neovaskularizace, na druhé straně pak zvýraznění ložiskových lézí především v parenchymatosisních orgánech (v játrech, v ledvinách).

### Ultrarychlé zobrazení

Ultrarychlý způsob zobrazení je schopen vytvořit celý obraz z jediného vyslaného signálu. V dopplerovském vyšetření představuje tato modalita kombinaci ultrarychlého zobrazení a dopplerovské techniky, která zachovává výhody barevného zobrazení i pulsní techniky bez jejich nedostatků.

Ultrarychlý doppler nabízí vyšší citlivost a především vyšší obrazovou frekvenci, umožňující kvalitní zobrazení a přesnou kvantifikaci toku. Na rozdíl od konvenčního barevného dopplerovského zobrazení s nízkou obrazovou frekvencí (kolem 20 Hz) a kompromisem mezi velikostí barevného boxu a časovým rozlišením, vykazuje ultrarychlý doppler vysokou obrazovou frekvenci (vyšší než 80 Hz) a zvýšení časového rozlišení.

### 1.5 Výhody a nevýhody barevných dopplerovských metod

Hlavní výhodou barevné duplexní metody je **snadná a rychlá identifikace cévy** oproti jiným tkáňovým prostorům, naplněným tekutinou. Tón barvy, jehož světlost je funkcí rychlosti proudící krve, usnadňuje nalezení stenózy a posouzení jejího stupně. Usnadňuje diagnostiku patologických změn (stenóza, uzávěry, aneurysmat, disekce a trombóza) hlouběji uložených cév. U periferních cév zpřesňuje angiologickou diagnostiku a v mnoha případech nahrazuje rentgenovou angiografii, zatěžující pacienta zářením.

Nevýhodou konvenčního barevného mapování je poměrně **malá citlivost pro pomalé toky** v malých cévách a **sklon k barevným obrazovým artefaktům**, způsobeným přídatnými pohyby (pohybem sondy, dýchacími pohyby, peristaltikou) nebo přenosem arteriálních pulsací na okolní tkáň. Tyto barevné artefakty mohou být odstraněny nebo alespoň sníženy správnou manipulací s vyšetřovací sondou a použitím speciálních frekvenčních filtrů. Vzhledem k tomu, že tyto metody barevně zobrazují střední rychlost toku, mohou být jen na základě barevného vyšetření podceněny především maximální rychlosti. Je proto třeba věnovat zvýšenou pozornost správnému nastavení rychlostního rozsahu a barevné vyšetření doplnit vždy záznamem spektrální rychlostní křivky.

Obecnou nevýhodou všech barevných metod je poměrně dlouhý časový úsek nutný ke vzniku barevného obrazu (50–150 ms). Ten ovlivňuje obrazovou frekvenci barevného obrazu, která je ve srovnání s černobílou obrazovou frekvencí podstatně nižší. Tak např. je-li ke vzniku barevného obrazu toku krve potřeba 65 ms, odpovídá obrazová frekvence 15 obr/s. Kvalitu barevného obrazu ovlivňuje též velikost barevného okna, superponovaného na černobílý obraz.

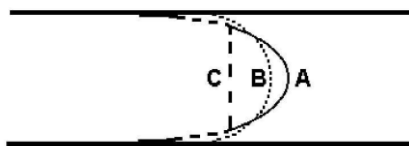
Nevýhody konvenčního barevného mapování toku odstraňují nové technologie umožňující zobrazení pomalých toků a toků v malých cévách.

## 2 Stručný úvod do hemodynamiky

Hemodynamika (z řec. haima, krev a dynamis, síla) je hydrodynamika proudění v krevním řečišti. Popisuje proudění krve, z fyzikálního hlediska newtonské tekutiny, ve složitém systému tepen a žil, při rytmické činnosti srdce spojené s neustálými změnami tlaku.

### 2.1 Charakter proudění v cévách

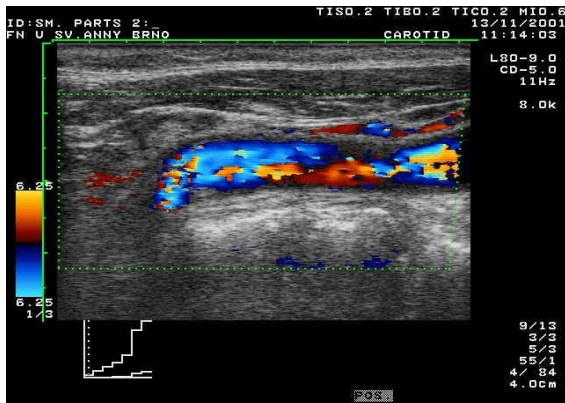
Při ustáleném proudění trubicí je rychlostní profil reálné kapaliny parabolický: ve středu trubice je rychlost nejvyšší, v sousedství stěny trubice nejnižší. Takový typ proudění nazýváme **laminárním**. Krev je však složitý disperzní systém a stěny cév vykazují různý stupeň pružnosti a roztažnosti. Proto parabolický rychlostní profil nalezneme jen v malých artériích (A). Ve větších artériích se parabolický profil oplošťuje (B) a v největších artériích (např. v hrudní aortě) je rychlostní profil pístový (zátkový C), tj. krev proudí v celém průřezu cévy prakticky stejnou rychlostí (obr. 2.1). Množství kapaliny, které proteče průřezem trubice za časovou jednotku, představuje tzv. **průtočný objem**, který závisí jak na geometrii cévy, tak na charakteru toku. V místech s různým průřezem platí rovnice kontinuity



Obr- 2.1 Tvary rychlostních profilů

Cévy a jejich větvení kladou krevnímu proudu určitý mechanický odpor, který je analogický odporu, který kladou elektrickému proudu vodiče. Je důležité si uvědomit, že **periferní cévní odpor** je nepřímo úměrný 4. mocnině poloměru cévy. Částí cévního systému, která nejvíce ovlivňuje cévní odpor je oblast arterioli, které disponují největší kapacitou vasomotorické regulace. Při barevném kódování krevního toku se laminární proudění a jeho rychlostní profil projevuje různým tónem barvy. Světlý tón barvy ve středu cévy je známkou nejvyšší rychlosti, naproti tomu tmavý tón při stěně svědčí o rychlosti nejnižší.

Geometrie cévy ovlivňuje při ustáleném proudění i charakter toku. Pokud rychlost v zúženém místě překročí určitou kritickou hodnotu (Reynoldsovo číslo), laminární proudění se změní v **turbulentní** - vířivé. Rychlostní profil se v místě turbulence oplošťuje, čímž vzniká velký rychlostní gradient v sousedství cévní stěny. V barevném obraze se turbulentní proudění projeví mozaikou obrazových strukturních jednotek různých barev, svědčící o různosměrných tocích (obr. 2.2).



Obr. 2.2 Barevný obraz turbulentního proudění

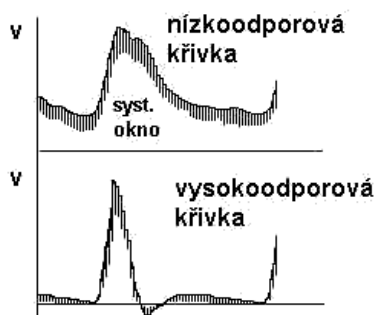
Na rozdíl od stacionárního proudění, při němž je tekutina uváděna do pohybu stále stejnou silou, má proudění krve v cévním systému **pulsační charakter**. V důsledku rytmických stahů srdeční svaloviny se rychlost proudu v artériích též rytmicky mění. V období systoly dochází k akceleraci toku s maximem rychlosti na konci systoly, v období diastoly dochází k jeho deceleraci s minimální rychlostí na konci diastoly. Souvislý pulsační tok je udržován díky pružnickovým vlastnostem aorty a některých dalších velkých cév. Tyto artérie představují krevní rezervoár a díky pružnosti svých stěn transformují v průběhu systoly dočasně část kinetické energie proudící krve v jejich pružné napětí a v diastole tuto energii opět proudící krvi vracejí. Dalším faktorem, který ovlivňuje pulsační charakter toku krve, je již zmíněný periferní cévní odpor. Pro jeho výpočet se často používá analogie s Ohmovým zákonem:

=

Tato analogie však nebere v úvahu poddajnost cévní stěny – kompliance. Takže přesnější je požití rovnice pro výpočet impedance, kde compliance odpovídá kapacitnímu členu:

Podle velikosti periferního odporu rozlišujeme dva základní typy dopplerovských rychlostních křivek: **nízkoodporové a vysokoodporové** (správněji bychom je měli označovat jako nízkoimpedanční a vysokoimpedanční - obr. 2.3).

Nízký cévní odpor vykazuje za normálních okolností řečiště parenchymatosních orgánů a mozku. Jako příklad toku proti velkému odporu mohou sloužit rychlostní křivky

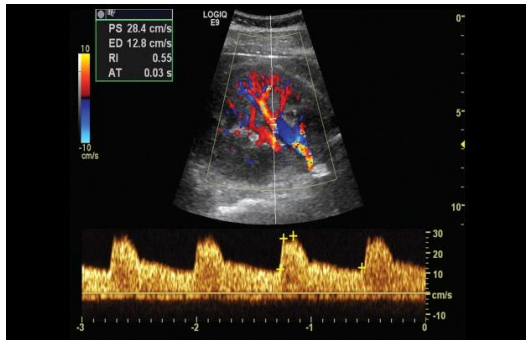


Obr. 2.3 Základní typy odporových (impedančních) křivek

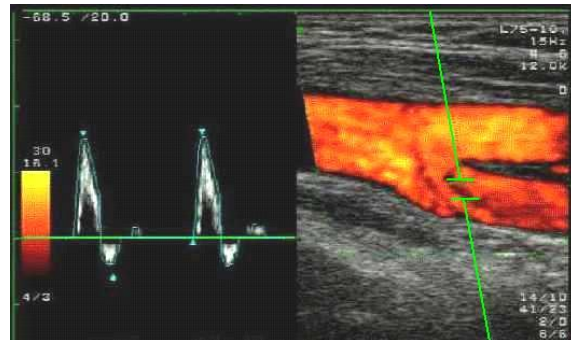
periferních artérií, zásobujících krví především kosterní svaly a kůži. V klidovém stavu, kdy většina arteriol je ve stavu vazokonstrikce, je rychlostní křivka charakterizována ostrým systolickým vrcholem, za nímž na začátku diastoly následuje zpětný tok, který je ke konci



systoly vystřídán opět dopředným tokem. Vzniká tak třívrcholová křivka, typická pro periferní artérie především dolních končetin.



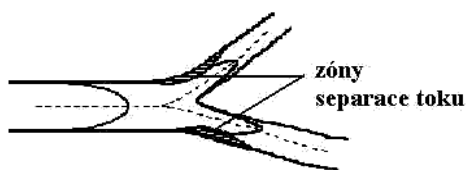
Obr. 2.4 Nízkooodporová křivka  
(intrarenální artérie)



Obr. 2.5 Vysokoodporová (třívrcholová)  
křivka (a. profunda femoris)

Za určitých fyziologických (svalová činnost) nebo patologických (záněť) okolností dochází i v této oblasti ke snížení periferního odporu, především v důsledku vazodilatace arteriol. Tato skutečnost se na rychlostní křivce projeví vymizením zpětného toku v diastole a tato se více podobá nízkoodporové křivce artérií, zásobujících parenchymatosní orgány. Naproti tomu nízkoodporová křivka artérií parenchymatosních orgánů se může za patologických okolností podobat křivce vysokoodporové. Jako příklad může sloužit změna charakteru rychlostní křivky v artérii transplantované ledviny ve stavu akutní rejekce.

V místech rozšíření cév, jejich ohnutí či větvení, dochází ve srovnání s přímými úseky cév ke změnám charakteru proudění. V blízkosti stěn vznikají v uvedených místech tzv. **zóny separace toku**, v nichž krev teče opačným směrem než v centru cévy. Tyto zóny vznikají v místech, kde je statický laterální tlakový gradient vyšší než kinetická energie dopředně proudící krve, tj. v místech, kde v důsledku rozšíření průřezu cévy klesá rychlost toku. Typickým místem, kde dochází i za fyziologických podmínek k separaci toku, je karotický bulbus. Dalším místem, v němž dochází k separaci toku, je větvení cév. Separací zóny jsou predilekčním místem vzniku ateromatosních plátů. (obr.2.6, 2.7).



Obr. 2.6 Schéma zón separace toku



Obr. 2.7 Zóny separace v místě bifurkace  
karotid

Zmenšení průřezu cévy vede při ustáleném proudění jednak k oploštění rychlostního profilu, jednak k zvýšení kinetické energie proudící krve a tím i k snížení hydrostatického tlaku ve smyslu Bernoulliovy rovnice. V poststenotické oblasti dochází k závažným změnám hemodynamiky. Místo těsně za stenózou je charakterizované silným proudem v centru cévy, zatím co u stěn dochází k nestabilnímu proudění a vzniku separačních zón. Centrální proud je



v krátkém úseku vystřídán turbulencí a následnou relaminarizací toku. Významným energetickým důsledkem je částečná ztráta kinetické energie toku krve v důsledku turbulentního proudění.

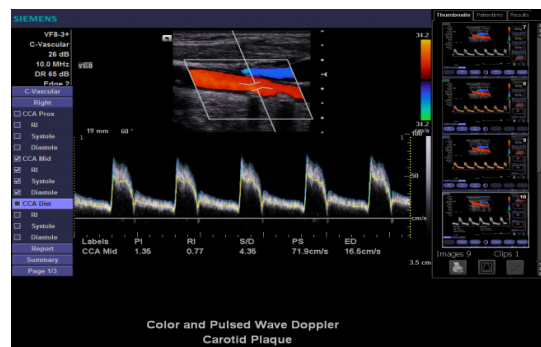
## 2.2 Dopplerovské metody pro kvantitativní posouzení hemodynamiky

Hemodynamické změny jsou vždy důsledkem vrozených nebo získaných změn geometrie cév. Pro posouzení stupně postižení cévy a z toho vyplývajících změn hemodynamických poměrů v dané oblasti jsou nutné jednak morfologické, jednak funkční kvantitativní údaje. Ty lze získat moderními kombinovanými ultrazvukovými přístroji, které vedle echomorfologického obrazu poskytují dopplerovskou informaci o spektrálním rozložení rychlosti toku. Přesnou identifikaci cévy umožňuje barevné kódování toku, které využívá několika různých modalit. Nejstarší z nich je **barevný doppler**, založený na vzájemné poloze vyšetřovací sondy a směru toku v cévě. Tok k sondě je kódován červeně, tok od sondy modře, jas barvy je funkcí rychlosti toku. Citlivější k pomalým tokům je **energetický doppler**, který využívá celou energii dopplerovského signálu. Je však kódován jen jednou barvou (oranžovou), a chybí tak údaj o směru toku. Tento nedostatek odstraňuje modalita **směrový energetický doppler**. Společným nedostatkem obou uvedených metod je, že barva přesahuje okraje cévy a tak artificiálně zvětšuje její průměr. Velmi přesně a bez přebarvení zobrazují cévní kresbu nové zobrazovací metody, označované jako **B- flow** a **Dynamic flow**. U technologie B – toku (B- flow) je amplituda rozptylových pohybujících se částic (erytrocytů) zobrazena subtrakcí několika obrazových vektorů podél téže zobrazovací linie. Dynamický tok je založen na širokopásmové dopplerovské technologii. Toto pásmo je obdobně široké jako frekvenční spektrum šedé škály. Vzhledem k podobným transmisním podmínkám je prostorové rozlišení srovnatelné s B- zobrazením.

První ultrasonografická kvantitativní metoda pro posouzení stupně aterosklerotického postižení cévních stěn byla založena na **měření tloušťky intimy a medie (IMT - intimal-medial thickness)** velkých artérií, především v sousedství bifurkací. Nejčastěji byla tato tloušťka měřena v oblasti karotické nebo femorální bifurkace. Jako horní hranice normální tloušťky intima-medie je mimo oblast bifurkace u velkých artérií udávána hodnota 0,8mm, pro oblast bifurkace pak hodnota 1mm. Vyšší hodnota pro oblast bifurkace odpovídá teorii o zesílení tloušťky stěny v důsledku účinků tečného napětí. Měření tloušťky intimy a medie je doplňováno měřením rozměrů plátu či plátů a stanovením zbytkového průměru cévy v místě maximálního zúžení (obr. 2.8 a 2.9).

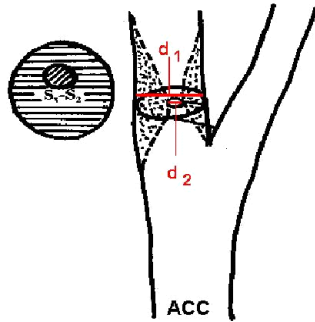


Obr. 2.8 Měření IMT v ACC (červená vrstva)  
max. šířka 1,3mm



Obr. 2.9 Dva drobné pláty zužující ACI  
(hemodynamicky nevýznamná stenóza)

**Stupeň stenózy** (v %) je standardně počítán z poměru reziduálního průměru v místě stenózy a normálního průměru cévy (obr. 2.10). Za hemodynamicky významnou se většinou považuje stenóza, jejíž stupeň je vyšší než 50%. Z morfologického pohledu není tento postup zcela správný, protože pro výpočet rychlosti z rovnice kontinuity je rozhodující redukce průřezu.



Obr. 2.10 Výpočet stupně stenózy

Další skupinu parametrů nezbytných pro odpovědné posouzení hemodynamických změn tvoří hodnoty odečtené nebo vypočtené z dopplerovských spektrálních křivek. Patří sem maximální systolická rychlost ( $v_s$ ), minimální diastolická rychlost ( $v_d$ ), akcelerační index (AI), akcelerační čas (AT), pulsační index (PI), odporový index (RI) a index stenózy (STI). Tyto parametry mají velkou diagnostickou cenu za předpokladu, že měření je dostatečně přesné. Pro tato měření, jako pro všechna měření rychlosti, je proto velmi důležité správné nastavení tzv. korekčního úhlu, tj. úhlu mezi směrem toku a dopplerovským svazkem.

**Maximální systolická rychlost**  $v_s$  představuje maximální rychlost v systole. Většinou tato rychlost odpovídá časnému systolickému píku (ESP -early systolic peak).

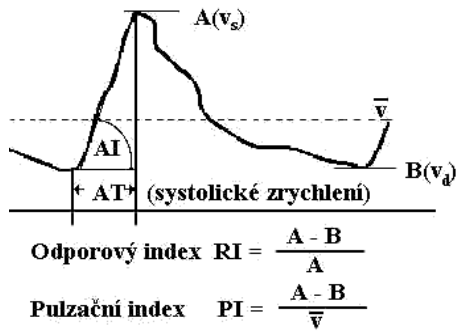
**Minimální diastolická rychlost**  $v_d$  (telediastolická rychlost) vyjadřuje rychlost toku na konci diastoly.

**Poměr systolických rychlostí v místě stenózy a v prestenotickém úseku.** Pro

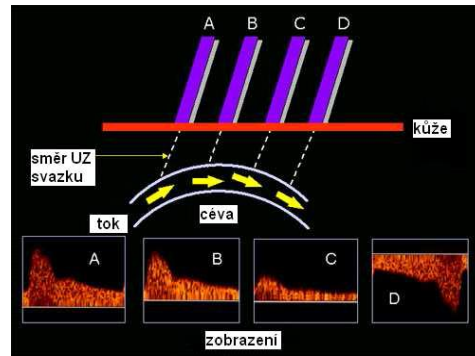
hemodynamicky významnou stenózu svědčí hodnota tohoto poměru 1,9 a vyšší. Použití tohoto parametru je však možné jen s přihlédnutím ke skutečným rychlostem při správně nastaveném korekčním úhlu.

**Systolické zrychlení** charakterizuje změnu rychlosti krevního toku v daném místě artérie od nástupu systoly k dosažení systolického vrcholu. Můžeme je vyjádřit buď jako **index zrychlení AI** (acceleration index), který charakterizuje sklon linie úseku od nástupu časné systoly k systolickému vrcholu nebo jako **čas zrychlení AT** (acceleration time), což je doba mezi začátkem systoly a systolickým vrcholem.

**Odporový index RI** (resistivity index) je stanoven jako rozdíl maximální systolické a enddiastolické rychlosti dělený maximální systolickou rychlostí (obr. 2.11). Zvyšování periferního odporu vede k snižování diastolické rychlosti a hodnota odporového indexu se zvyšuje. Odporový index může poskytnout informace o periferním odporu i v částech vyšetřovaného povodí, které nejsou přístupny přímému pozorování. Všeobecně se za horní hranici normálního RI považuje hodnota 0,7.



Obr. 2.11 Analýza spektrální dopplerovské křivky



Obr. 2.12 Závislost tvaru spektrální křivky na úhlu dopadu ultrazvuku vzhledem k průběhu tepny

**Pulzační index PI** (pulsatility index). Je dán poměrem rozdílu systolické a diastolické rychlosti k rychlosti průměrné a vyjadřuje vlastně energii pulzačně proudící krve. Tepový index má pro jednotlivé artérie poněkud odlišné hodnoty a jeho diagnostický význam není zatím ještě zcela doceněn. Poměr tepových indexů dvou úseků vyšetřované tepny (proximálního a distálního) určuje tzv. **činitel útlumu**. Jeho normální hodnota je menší než 1. Význam těchto kvantitativních parametrů vynikne při jejich komplexním zhodnocení s přihlédnutím k anamnéze a aktuálnímu klinickému stavu pacienta. Isolované použití jen jediného parametru může vést k diagnostickému omylu.

Výsledný tvar spektrální křivky závisí na úhlu, pod kterým dopadá ultrazvukový svazek na vyšetřovanou cévu (obr. 2.12).

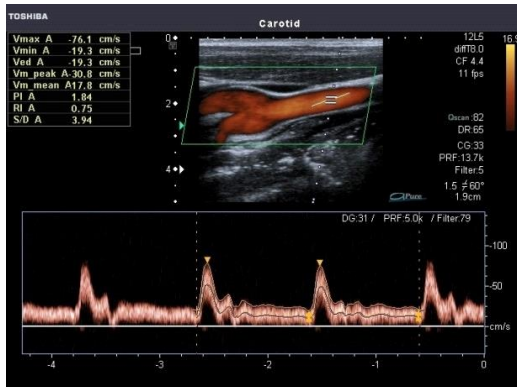
### 3 Vyšetření cév krku a hlavy

Duplexní dopplerovské vyšetření, často doplněné barevným kódováním krevního toku, se stalo metodou první volby pro hodnocení artérií a vén v oblasti krku. Vyšetření je neinvazivní a je prováděno bez jakékoliv přípravy pacienta. Umožňuje nejen posouzení morfologického stavu stěn cév, ale i hodnocení hemodynamických poměrů v dané oblasti.

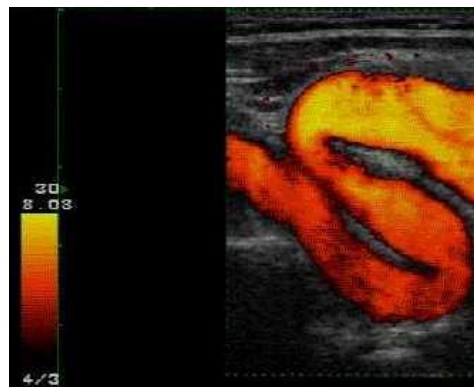
#### 3.1 Vyšetření extrakraniálního karotického povodí

Obě karotidy vyšetřujeme lineární sondou o frekvenci 7,5 - 14 MHz od odstupu až přibližně do výšky 3-4cm nad bifurkací. Pro oblast odstupu je někdy nutno použít sondu o nižší frekvenci (3,5 - 5 MHz). Rozsah vyšetřené oblasti ACE i ACI závisí na délce krku a průběhu obou cév (pacienti s krátkým silným krkem jsou obtížně vyšetřitelní kraniálně nad bifurkací). Další komplikací je patologické vinutí ACE i ACI, kdy se artérie ostrým ohybem zanořuje do hloubky, což vede ke zmenšení rozsahu vyšetřeného úseku obou artérií.

Pacient při vyšetření leží na rovné podložce s lehce zakloněnou hlavou a co nejvíce nataženým krkem. Hodnocení provádíme při středním postavení hlavy a dále při hodnocení ACI a ACE též při otočení hlavy laterálně. Cévu prohlížíme v příčném i podélném řezu. Sledujeme její šíři, patologické změny stěny, šíři i vzhled lúmenu a průběh cévy. Do hodnocení B-obrazem patří i vyšetření okolí cév (slinné žlázy, štítnice, mízní uzliny). Normální šíře ACC je nejméně **5mm**, ACI v prox. úseku nejméně **3mm**, ACE v prox. úseku **2-3mm**. Nižší naměřené hodnoty bez patologických změn stěn svědčí pro **hypoplazii**. Hemodynamické parametry normálních i patologicky změněných cév posuzujeme pomocí pulsního a barevného dopplerovského vyšetření (obr. 3.1, 3.2, 3.3, 3.4).



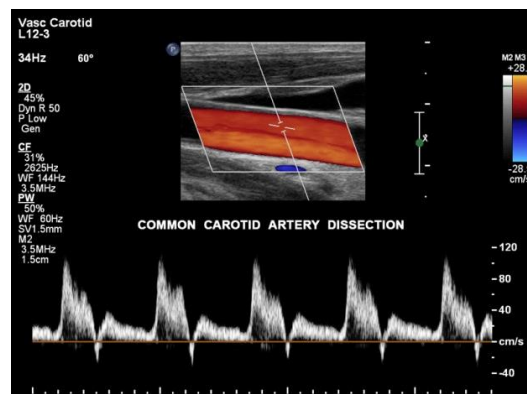
Obr. 3.1 Barevné zobrazení bifurkace karotid a záznam toků v ACC



Obr. 3.2 Klička (kinking) ACI

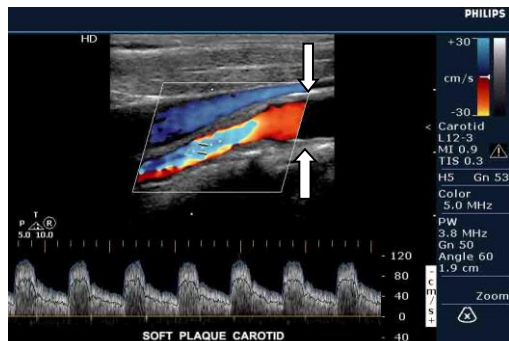


Obr. 3.3 Disekce ACC (šipky). Nad ní *v. jugularis int.* (silná šipka)

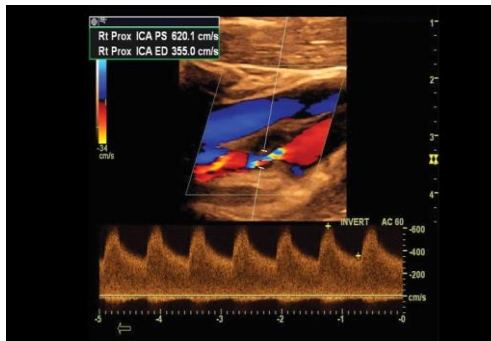


Obr. 3.4 Předěšlý obraz se zobrazením toků

Rozlišujeme dva základní typy patologického průběhu karotid a to **kličku** (kinking, obr.3.2) a **smyčku** (coiling). Frekvence výskytu je asi 3-4% v celé populaci. Hemodynamická významnost plné smyčky i kličky však zůstává zatím nejasná a názory na operační řešení nejsou zatím jednotné. U starších pacientů je samozřejmě ohyb cévy předilekčným místem pro výskyt AS plátů, podobně jako je tomu v karotické bifurkaci.



Obr. 3.5 Měkké pláty (šipky) v ACI - nevýznamná stenóza



Obr. 3.6 Velmi významná stenóza ACI (asi 95%)  
Všimněte si vysoké systolické i diastolické rychlosti v zúženém úseku

Aterosklerotické (AS) postižení mozku patří stále na přední místo příčin smrti populace rozvinutých zemí. AS postižení stěny karotid, lokalizované především do oblasti karotické bifurkace, není jen příčinou ischemie mozku v postiženém povodí, ale je i zdrojem mikroembolizace z přítomných plátů a současně i terénem zvýšeného výskytu nástěnné trombózy (obr. 3.5, 3.6).

Duplexní dopplerovské vyšetření se dnes stalo rutinní neinvazivní metodou, jež dává ve vyšetřitelném rozsahu karotid komplexní informaci o rozsahu a významnosti AS změn.

### 3.2 Kritéria pro hodnocení stenóz v karotické oblasti

*Fyziologický charakter toků v oblasti ACI* : Typ arteriální křivky s nízkou rezistencí v periférii řečiště ; maximální systolická rychlost do 1,25 m/s; maximální rychlost v diastole do 40 cm/s; laminární toky bez spektrálního šumu.

*Fyziologický charakter křivky v oblasti ACE*: Typ arteriální křivky s vysokou periferní rezistencí, tj.: přítomnost systolického okénka, krátký reversní tok v začátku diastoly. Odstup ACE je zpravidla o 1-2mm užší než průměr odstupující ACI a na rozdíl od ACI nacházíme v extrakraniálním průběhu ACE odstupující větve.

#### **Kritéria pro hodnocení stenózy a. carotis interna :**

Stupeň stenózy	Kritéria	Klinické hodnocení
bez stenózy	max.syst.rychlost < 1,25m/s /<4KHz/ max.diast.rychlost <40cm/s bez spektrálního šumu -	normální stav
1-15% stenóza	max.syst.rychl.<1,25m/s /<4KHz/ max.diast.rychl.< 40cm/s žádný nebo minim. spektrální šum pouze v decelerační fázi systoly	minimální postižení



16-49% stenóza	<i>max.syst.rychl.&lt;1,25m/s /&lt;4KHz/ max.diast.rychl.&lt;40cm/s spektrální šum v systole</i>	<i>střední postižení</i>
50-79% stenóza	<i>max.syst.rychl&gt;1,25m/s /&gt;4KHz/ max.diast.rychl.&gt;40cm/s významný spektr.šum i v diastole</i>	<b>hemodynamicky významné postižení</b>
80-99% stenóza	<i>end-diastol.rychl.&gt;1,4m/s /&gt;4,5KHz/ max.syst.rychl.&gt;2,5m/s a nebo &lt;25cm/s</i>	<b>těžké hemodynamicky významné postižení</b>
Uzávěr	<i>žádný signál v ACI výrazné unilaterální snížení rychlosti v ACC zpětné toky v a.ophtalmica a a.supratrochlearis postižené strany (při průchodné ACE)</i>	

Nejběžnější je stanovení stupně stenózy podle maximálních rychlostí zachycených v místě zúžení. Stanovení stupně stenózy podle dopplerovské frekvence ve vyšetřovaném úseku je v poslední době méně obvyklé. Problémem bývá hodnocení tzv. minimálních změn, tj. stenózy do 15% (případně až 40%), kdy ještě nedochází k výraznějšímu nárůstu maximálních rychlostí a hodnocení je založeno na existenci spektrálního šumu. Zde dochází často k rozdílu v subjektivní interpretaci stupně stenózy. Hemodynamicky významná stenóza (tj. nad 50%, podle některých autorů nad 60%) má již jasná rychlostní kritéria, takže k výraznějším rozdílu v hodnocení by již nemělo docházet. K lineárnímu posuzování karotické stenózy slouží 2 schémata. Podle NASCET (North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial) je zúžené místo srovnáváno s normálním průměrem za stenózou, podle ECST (European Carotid Surgery Trial) se oba průměry srovnávají v rovině zúžení.

Pro **hodnocení zúžení ACE i ACC** nejsou takto přesně propracovaná hemodynamická kritéria jako pro posuzování stenózy ACI, jež z pochopitelných důvodů stojí vždy v popředí pozornosti. K hodnocení ACE i ACC můžeme použít běžných kritérií, jimiž je možno orientačně hodnotit zúžení jakékoliv artérie:

**I. Stenóza do 20%** -max. syst. rychlost v místě zúžení nepřesahuje 1,3 násobek max. rychlosti před stenózou.

**II. Stenóza do 49%** -max. syst. rychlost v místě zúžení nepřesahuje dvojnásobek max. rychlosti před stenózou.

**III. Stenóza 50-79%** -max. syst. rychlost v místě zúžení je větší než dvojnásobek a menší než trojnásobek nejvyšší rychlosti před stenózou. Zřetelně je zvýšená rychlost v diastole, jednoznačný nálezk spektrálního šumu.

**IV. Stenóza více než 80%** -max. rychlost v místě zúžení je větší než trojnásobek max. rychlosti před stenózou.

Někdy se nepodaří dopplerovsky vyšetřit místo vlastní stenózy. Na hemodynamicky významnou stenózu, zvláště pokud se blíží 80%, je však možno usuzovat i z nepřímých známek změny charakteru toků před a za zúženým úsekem. Při vyšetření toků před takto významnou stenózou (prestenotické toky), nacházíme výrazné snížení rychlostí v diastole ve srovnání se stejným úsekem kontralaterální artérie; je tedy signifikantně zvýšen odporový



index na postižené straně. Zároveň dochází před významnou stenózou i ke snížení maximální systolické rychlosti.

Nález nízkých toků s výrazným snížením rozdílu max. systolické a diastolické rychlosti a zároveň významné prodloužení akceleračního času patří mezi nepřímé známky významné stenózy, zachycené za postiženým úsekem cévy (poststenotický charakter křivky).

**Karotická endarterektomie** je doporučována jako léčebný postup pro pacienty se symptomatickou stenózou vysokého stupně v oblasti ACC a ACI. Klinické studie prokázaly významné snížení rizika mozkové příhody a smrti u operovaných pacientů se stenózou vyšší než 70% ve srovnání se stejným souborem pacientů léčených pouze medikamentózně. U pacientů s mírnou stenózou (do 30%), však endarterektomie nepřináší ve srovnání s antikoagulační léčbou pro pacienta žádnou zvláštní výhodu.

Duplexní dopplerovské vyšetření slouží nejen k hodnocení hemodynamické významnosti karotické stenózy a tedy významně přispívá k indikaci chirurgického výkonu, ale je metodou první volby i k pooperačnímu sledování pacientů. Vyšetření je možno provádět jednak peroperačně, jednak ihned po ukončení zákroku, i když edém podkoží a čerstvá jizva nad vyšetřovanou oblastí v prvních pooperačních dnech zobrazitelnost výrazně ztěžují.

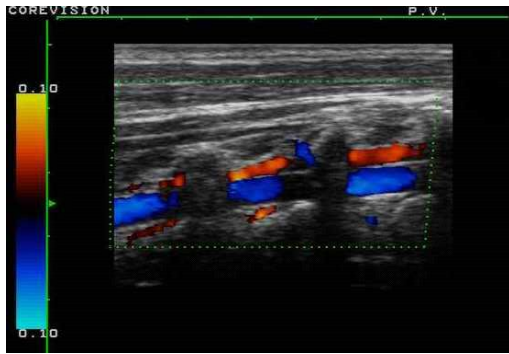
### 3.3 Vyšetření vertebrálních arterií

Vertebrální artérie (VA) jsou duplexním dopplerovským vyšetřením (lineární sondou 7-10 MHz) hodnotitelné od oblasti odstupů z *a.subclavia* až po vertebro-bazilární junkci. Z klinického hlediska bývá zvykem dělit celou oblast VA na 5 úseků: jako V0 je označován odstupový úsek vertebrální tepny, V1 volný segment až k příčnému výběžku obratle C6, V2 je intervertebrální segment a V3 takzvaná atlasová klička nad příčným výběžkem obratle C3. Jako V4 je označován úsek nad atlantookcipitální membránou včetně začátku *a.basilaris*. Tento úsek je hodnotitelný při užití sondy pro transkraniální vyšetření (sektorová 2-3MHz).

Vyšetření je vzhledem k menší šíři cévy a jejímu uložení obtížnější než u karotid (obr. 3.7).

Nejčastějším nálezem je asymetrie v průměru obou VA. Na minimální fyziologickou šíři VA není jednotný názor. Průměr menší než 2mm je možno jednoznačně považovat za **hypoplazii**, někteří autoři však považují za dolní hranici normy již průměr 3mm. Obvyklá šíře VA je 3-5mm, pravidlem je rozdíl mezi oběma artériemi o 1-2mm. Rovněž rychlost toku je ve VA značně individuálně rozdílná. Za fyziologické rozmezí se považují systolické rychlosti 20 - 60 cm/s (obr.3.8). V hypoplastické artérii zjistíme signifikantně sníženou maximální systolickou rychlost (ve srovnání s kontralaterální artérií normální šíře nejméně o 30%) a stejně významné omezení enddiastolické rychlosti. Kritériem pro patologické snížení toků (při nepřítomnosti ostatních jistých patologických známek) je až stranová diference rychlostí vyšší než 50%. Většinou totiž nalézáme tzv. dominantní vertebrální artérii s širším lúmenem a vyššími průtoky. Při stranovém rozdílu max. rychlostí menším než 50% jde o nevýznamné individuální rozdíly či o stenózu hemodynamicky nevýznamnou.

Jako **proximální stenózu VA** označujeme zúžení artérie v segmentech V0 a V1. Stenóza odstupu může být jak vrozená, tak získaná (především arteriosklerotické etiologie). B-obraz s pomocí barevného mapování nám umožní přímé zobrazení stěny i zbytkového lúmenu v místě stenózy, dopplerovsky nacházíme dle závažnosti stenózy různé zvýšení maximální systolické i diastolické rychlosti, jakož i typický spektrální šum. Pomocí je vždy srovnání dopplerovských křivek s kontralaterální artérií ve stejném úseku.



Obr. 3.7 Zobrazení vertebrální artérie (modře) a vertebrálních žil (červeně) mezi obratlovými výběžky



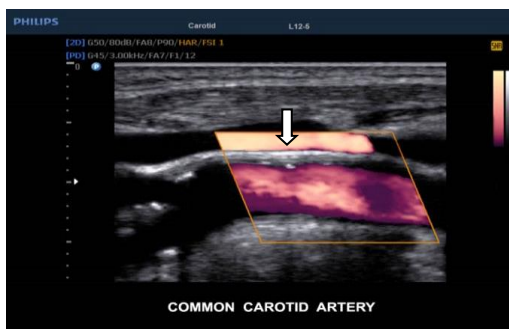
Obr. 3.8 Fyziologické toky ve vertebrální artérii

Obtížněji jsou hodnotitelné stenózy v průběhu artérie mezi výběžky C6-C1. Na stenózu lokalizovanou kranálněji od C6 je možno usuzovat z charakteru změn toků v prestenotickém úseku. Zde pak nacházíme typické krátké ostré nízké systolické píky a minimální až nulovou rychlost v diastolické části křivky, tj. obraz významně zvýšené rezistence kranálně nad vyšetřovanou oblastí (RI se blíží k 1,0).

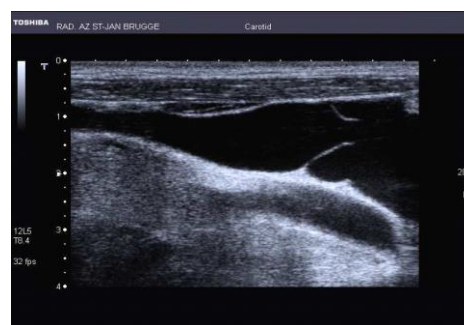
Při uzávěru nebo vysoké stenóze odstupu a.subclavia dochází ke kolaterálnímu zásobení podklíčkové artérie zpětnými toky přiváděnými vertebrální artérií. Duplexní dopplerovské vyšetření nabízí rychlou diagnózu tohoto **steal syndromu** v podobě obráceného směru toku. Průkaz zpětných toků v oblasti VA je snadný i v případě, že vlastní místo stenózy odstupu a.subclavia nelze zobrazit. Tyto zpětné toky mají nižší rychlosti a prodloužený akcelerační čas ve srovnání s druhou stranou.

### 3.4 Vyšetření jugulárních žil

Prakticky jedinou hlavní indikací k vyšetření je podezření na trombózu jugulární vény. Trombózu v. jugularis interna vidíme nejčastěji u pacientů se zavedeným centrálním katetrem (cestou v. subclavia), zvláště jsou-li takto podávána cytostatika. Lúmen vény je v místě trombu echogenní a to v závislosti na stáří trombózy, od hypoechogenního vzhledu trombu až po hyperechogenní obraz u starých plných uzávěrů. Věna sama má v trombotizovaném úseku nestlačitelný, většinou kulovitý průměr, šíře vény je ve srovnání se zdravou stranou především v předozadním rozměru výrazně zvýšena. Barevné mapování je významným pomocníkem při hledání případného zbytkového lúmenu a hlavně při znázornění kolaterálního oběhu.



Obr. 3.9 ACC těsně před bifurkací, nad ní v. jugularis int. (šípka)



Obr. 3.10 Chlopeň v jugulární žíle

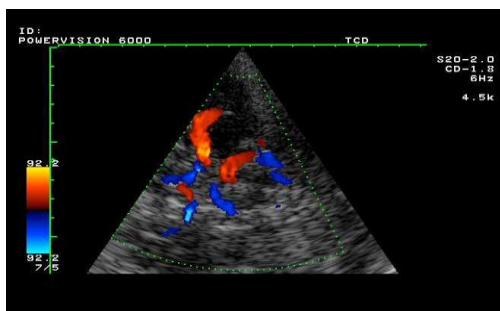
## 2.5 Transkraniální vyšetření

Transkraniální dopplerovské vyšetření tepen Willisova okruhu báze lební bylo do praxe zavedeno v r. 1982. Spektrální křivky toku byly získávány ze standardních přístupů na základě přesně nastavitelných vzdáleností od sondy. Výrazné zkvalitnění této metody přineslo zavedení barevného kódování krevního řečiště. Tím byla usnadněna identifikace jednotlivých tepenných úseků. Transkraniální doppler (TCD) představuje nejjednodušší klinicky použitelný způsob vyšetření průtoku intrakraniálním tepenným řečištěm.

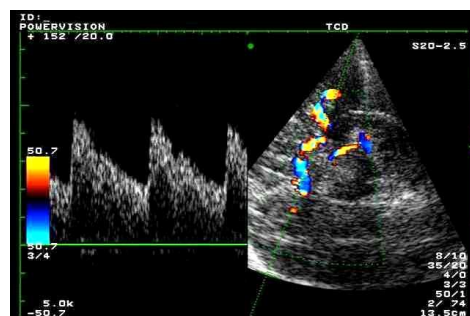
Vzhledem k velkému útlumu ultrazvuku v kostních strukturách je nutno k transkraniálnímu vyšetření použít sektorových sond s nízkou frekvencí (2 - 3 MHz) a poměrně vysokého akustického výkonu. Hlavními přístupovými místy je **transtemporální okno**, umožňující zobrazení Willisova okruhu v axiální nebo koronární rovině (obr. 2.11) a **subokcipitální okno** přes foramen occipitace magnum, umožňující zobrazení distálních úseků vertebrálních artérií a artérie bazilární. Barevné dopplerovské zobrazení umožňuje identifikaci cévy, jednak určení směru průtoku. Zobrazitelnost je do značné míry ovlivněna věkem vyšetřovaného. Velmi dobrá je v mladších věkových skupinách, s postupujícím věkem se zhoršuje. Rychlostní křivky ve všech hlavních mozkových tepnách jsou nízkoodporového typu s nejvyšší systolickou rychlostí v proximálním úseku a. cerebri media (obr. 3.12).

Pomocí TCD je možno diagnostikovat stenotické a okluzivní změny, které se nejčastěji vyskytují na proximálním úseku střední mozkové tepny. U okluze vnitřní karotidy je možno touto metodou posoudit přítomnost kolaterálního oběhu Willisovým okruhem.

TCD nemůže konkurovat CT nebo MR angiografii. Jeho výhoda spočívá v neinvazivnosti a relativní jednoduchosti vlastního vyšetření, které je možno bez rizika libovolně opakovat. Má proto své místo v akutních indikacích a ve sledování nemocných po endovaskulárních intervenčních zákrocích. Diagnostickou výtěžnost metody zvyšuje použití echokontrastních látek.



Obr. 3.11 TCD: Barevný dopplerovský obraz Willisova okruhu



Obr. 3.12 TCD: Toky v a. cerebri media

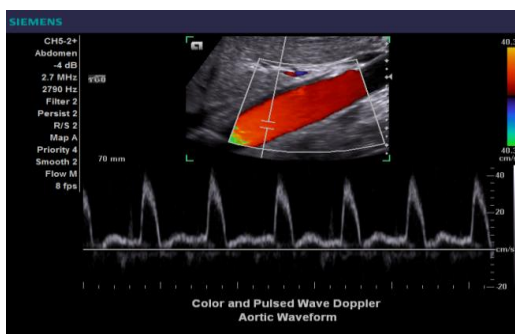
## 4 Vyšetření cév břišní oblasti

Objektem tohoto vyšetření je především *břišní aorta* s průměrnou šíří 21-24mm, uložená retroperitoneálně mírně vlevo před obratlovými těly od úrovně Th12 k L4. Dále tyto hlavní větve břišní aorty: *truncus coeliacus* spolu s *a.hepatica comm.* odstupující ve výšce Th12, *a.mesenterica superior* odstupující asi o 1cm kaudálněji, párová *a.renalis* odstupující další 2 cm kaudálněji, dále hůře vyšetřitelná *a. mesenterica inferior* odstupující ve výši L2- L4 a obě *aa.ilicae comm.* odstupující z aorty přibližně ve výši L4.

Vyšetření je někdy obtížné u obézních pacientů a pacientů s větším obsahem plynu v gastrointestinálním traktu. Vyšetření je proto nutno provádět nalačno v ranních hodinách. Výsledek vyšetření může zlepšit i.v. podání echokontrastních látek.

### 4.1.Břišní aorta

K vyšetření používáme nejčastěji 3 - 7 MHz konvexní sondu. Hodnotíme šíři lúmenu, tloušťku stěny, přítomnost plátů a jejich prominenci, nasedající trombózu a to především v místě aneurysmatu. Dále posuzujeme šíři odstupů hlavních arteriálních kmenů (obr. 4.3) a všímáme si okolí aorty (zvětšené uzliny, solidní ložiska apod.). Rozšíření aorty více než na 30mm je považováno za dilataci. Aneurysma je charakterizováno více než 1,5 krát rozšířením průměru aorty ve srovnání s proximálním úsekem nad dilatovanou částí. Hypoplazie a koarktace aorty je vrozenou odchylkou diagnostikovanou vzácně, a to většinou již v dětském věku.



Obr. 4.1 Toky v břišní aortě. Podélný řez



Obr. 4.2 Toky v *a. lienalis* (větve *tr. coeliacus*)

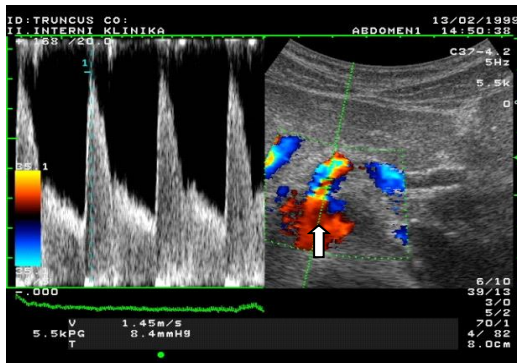


Obr. 4.3 Odstup *a. mesenterica sup.* z břišní aorty (šipka). Podélný řez

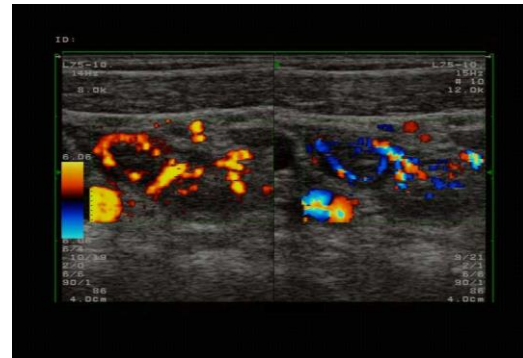


Obr. 4.4 Toky v *a. hepatica*





Obr. 4.5 Toky v *tr. coeliacus* bezprostředně za odstupem z břišní aorty (šipka)

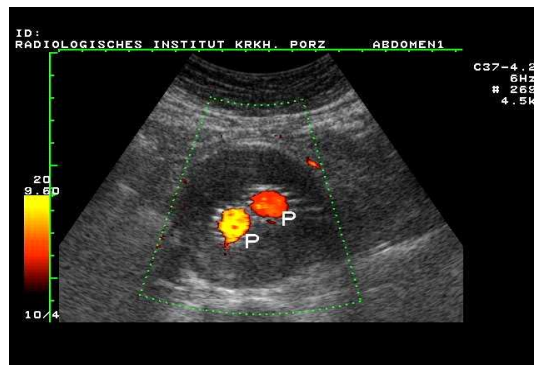


Obr. 4.6 Perfúze v zaníceném apendixu (vpravo barevný doppler, vlevo energetický doppler)

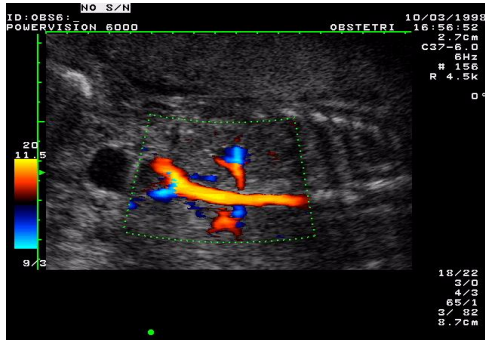
Pod úrovní odstupu *aa. renales* má křivka toku v břišní aortě typický charakter artérie s vysokou rezistencí podobně jak je tomu u končetinových tepen (obr. 4.1). Počáteční stadia aterosklerotického postižení nejsou vzhledem k hloubce uložení aorty ultrazvukem zachytitelná. Konvenční UZ vyšetření 3MHz sondou zachytí v oblasti aortální stěny až pokročilejší stadium sklerotických změn, kdy dochází k výraznějšímu zesílení stěny a jsou viditelné kalcifikace a pláty s případnou trombózou. Při výskytu **aneurysmatu** je většinou výduť vyplněna nástěnným trombem, zbytkový lumen však zpravidla zůstává zachován (obr. 4.7). Dopplerovskými prokážeme snížení rychlostí v místě výdutě a vznik turbulence. Aneurysma u 95% pacientů zpravidla nepostupuje kraniálně nad odstupy renálních artérií. Nejzávažnější komplikací aneurysmatu v infrarenální lokalizaci je jeho ruptura, jež směřuje nejčastěji do retroperitonea. Jako prevence možných komplikací se do aneurysmatu zavádějí stent-grafty (obr. 4.8). Jako **nepravé aneurysma** označujeme opouzdřený hematoma, jenž komunikuje s lúmenem aorty píštělí v její stěně. Příčina bývá nejčastěji traumatická.



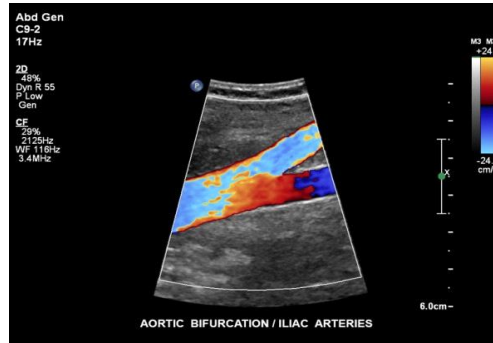
Obr. 4.7 Aneurysma břišní aorty – příčný řez



Obr. 4.8 Aneurysma břišní aorty se zavedenými stent-grafty (P)



Obr. 4.9 Aorta plodu s odstupem renálních tepen



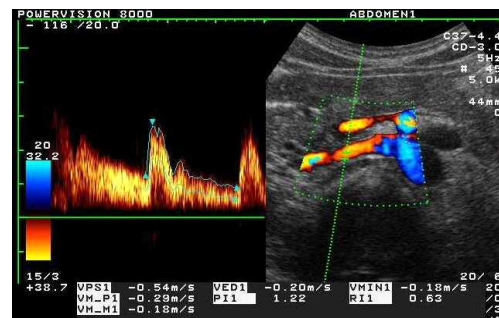
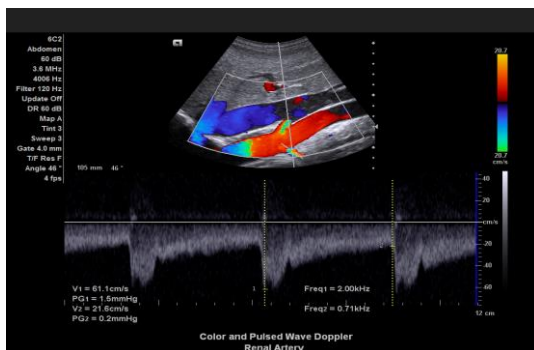
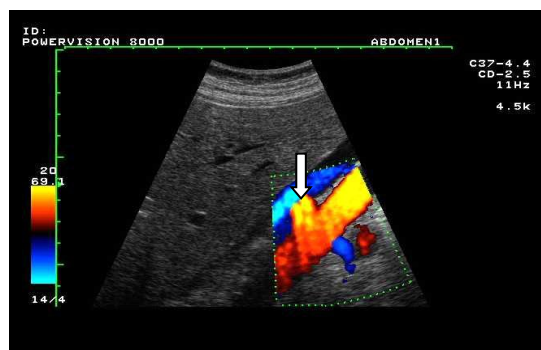
Obr. 4.10 Bifurkace břišní aorty ve 2 ilické tepny

#### 4.2. Renální artérie

Pravá renální artérie odstupuje dorsálně za dolní dutou žilou a pravou renální žilou (obr. 4.11). Pomocí barevného mapování postupujeme ve vyšetření nejprve pravé renální artérie laterálním směrem, kdy střední úsek artérie je dobře patrný přes "akustické okno" spodní třetiny pravého laloku jater, jež nám pomůže vyhnout se artefaktům z trávicí trubice. Laterální třetina obou renálních artérií je pak lépe zobrazitelná z bočních řezů přes hilus ledviny (sondu přiložíme mezi střední a přední axilární čáru). Vyšetřitelnost levé renální artérie je horší a to především v její střední třetině, která je ze všech řezů kryta artefakty z gastrointestinálního traktu. Proximální třetiny obou artérií (obr. 4.12 a 4.13) nalezneme při dobré přípravě u neobezního pacienta nejsnadněji, ale problémem vždy zůstává přímé hodnocení střední třetiny průběhu především levé renální artérie.



Obr. 4.11 Odstup pravé renální tepny z aorty

Obr. 4.12 Toky v *a. renalis dx.*Obr. 4.13 Odstup renálních artérií a toky v *a. renalis sin.*

Obr. 4.14 Odstup zdvojené pravé renální artérie z aorty (šipka)



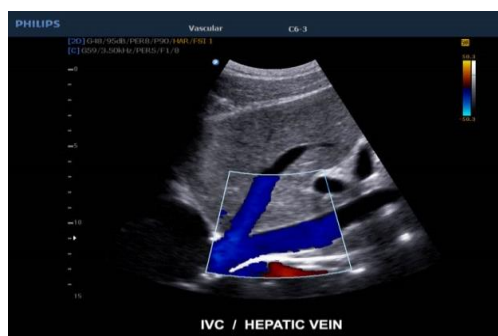
Asi u 10% pacientů prokážeme zdvojenou renální artérii (obr. 4.14). Vzhledem k menší šíři duplicitní artérie je tato vždy mnohem hůře prokazatelná. Nedílnou součástí vyšetření je i hodnocení vaskularizace vlastních i transplantovaných ledvin (obr. 4.23). **Renovaskulární hypertenze** je definována jako patologické zvýšení krevního tlaku způsobené významnou stenózou hlavního kmene renální artérie. Za významnou stenózu je považováno zúžení lůmenu artérie nejméně o 60%. Většina případů bývá zapříčiněna aterosklerosou nebo fibromuskulární dysplazií stěny artérie.

#### 4.3. Dolní dutá žíla a její větve

*Vena cava inferior* odvádí krev z viscerálních žil, žilního systému dolních končetin, pánevních žil a větší části žil stěny břišní. Její šíře kolísá s respirací, průměrně je 2 cm, v oblasti ústí *vv. renales* a *vv. hepaticae* se rozšiřuje do 3 cm. Během nádechu vena cava kolabuje. Kraniální část dolní duté žíly je viditelná přes pravý lalok jater (využitý zde jako akustické okénko) a to především z pohledu z přední nebo střední axilární čáry v oblasti úrovně dolních mezižebří (obr. 4.15, 4.16) Dále pak sledujeme dutou žílu z pohledů v rovině lehce paramediálně vpravo až k výšce cca L4-L5 obrátle, kde *vena cava* vzniká spojením obou ilických žil.



Obr. 4.15 Dolní dutá žíla zobrazená přes „jaterní okno“



Obr. 4.16 Vyústění jaterní žíly do dolní duté žíly

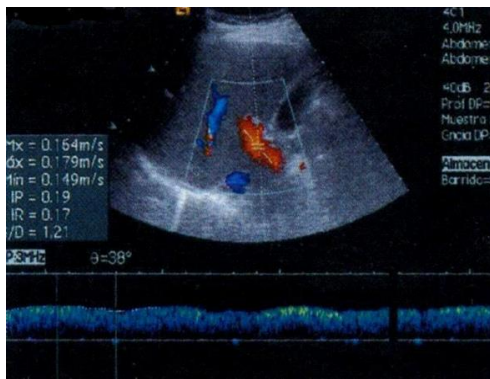
Trombózu dolní duté žíly charakterizuje hypo- až isoechogenní obsah, jenž zvyšuje svoji odrazivost se stářím trombu. Starší tromby jsou nehomogenní s možnými kalcifikacemi. K přesnému určení rozsahu zbytkového lůmenu nám i zde pomáhá barevný doppler. Dopplerovská křivka v oblasti dolní duté žíly i jaterních žil má typický pulsatilní tvar, kdy se střídají dvě antegrádní a jedna retrográdní vlna. Omezení pulsatility toků je abnormálním nálezem, jenž je příznačný nejen pro trombózu v oblasti vlastního kmene dolní duté žíly, ale i pro trombózu jaterních žil (Budd-Chiariho syndrom). Přítomnost typické pulsační křivky tedy prakticky vylučuje významnější obstrukci, kontinuální toky naopak znamenají signifikantní zvýšení tlaků v oblasti zúženého lůmenu žíly.

#### 4.4 Portální žíla (vena portae)

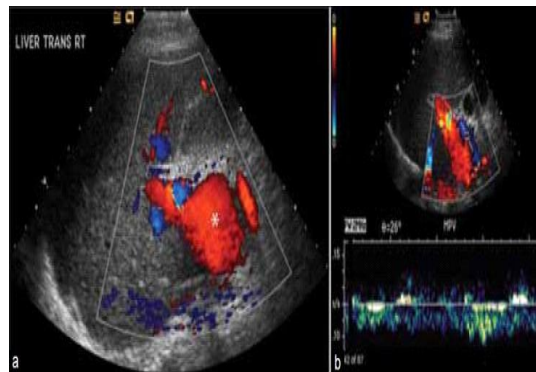
Portální řečiště patří k nejčastěji hodnocené oblasti při abdominálním duplexním dopplerovském vyšetření. *Vena portae* (VP) odvádí krev z nepárových orgánů dutiny břišní (žaludek, střeva, pankreas, slezina) a vede ji do jater. Šíře lůmenu je průměrně 11-15 mm,

délka hlavního kmene je asi 8 cm. Vena portae vzniká v zadní hraně hlavy pankreatu soutokem dvou velkých žil - *v. mesenterica superior* a *v. lienalis*.

Vyšetření portálního řečiště provádíme sektorovou nebo konvexní sondou 3-5 MHz nejlépe ráno nalačno. Zobrazení provádíme z horizontálních řezů v oblasti epigastria, někdy při špatné vyšetřitelnosti jsou výhodné řezy z dolních mezižebří v přední a střední axilární čáře vpravo, kdy můžeme hodnotit především oblast průběhu portální žíly vbranche jaterní a intrahepatální větvení hlavního kmene.



Obr.4.17 Fyziologický tok ve *v. portae*



Obr. 4.18 Aneurysma *v. portae*

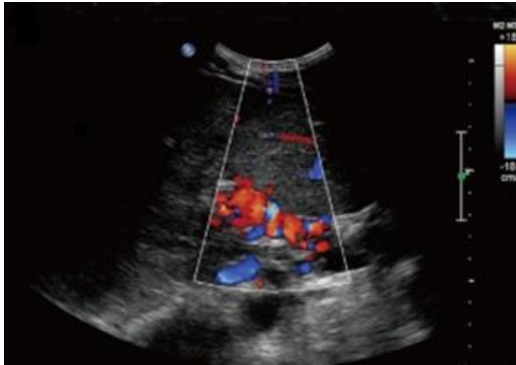
Fyziologicky vena portae probíhá v oblasti hepatoduodenálního ligamenta dorzálně od probíhajícího choledochu a hepatické artérie. Neprokážeme zde za normálního stavu otevřené periportální kolaterály a naopak nalezneme signifikantní fyziologické kolísání šíře portální žíly v závislosti na respiraci. Toky v portální žíle jsou dopředné, směrem k parenchymu jater (tzv. hepatopetální toky – obr. 4.17). Toky směřující od jater označujeme jako hepatofugální a nalézáme je v oblasti portální žíly, jejích větví i otevřených kolaterál (*v.umbilicalis*) při portální hypertenzi.

Charakter normálních toků v oblasti VP a jejích větví při dopplerovském vyšetření je zřetelně odlišný od nálezu toků v oblasti jaterních žil. Portální toky jsou kontinuální, undulující, dopředné, se zřetelným kolísáním rychlostí v závislosti na respiraci. Charakter toků v oblasti portální žíly může být ovlivněn onemocněním pravého srdce (srdeční insuficience, insuficience trikuspidální chlopně etc.), onemocněním parenchymu jater (cirhóza, velké tumory), trombózou jaterních žil (sy. Budd-Chiariho) a v neposlední řadě i patologií vlastního kmene VP (trombóza, tumorózní invaze aj).

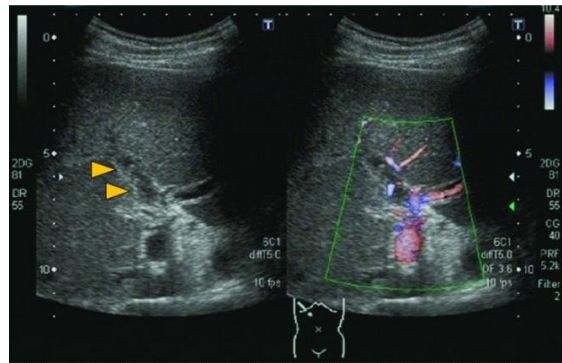
**Portální hypertenze** je trvalý vzestup tlaku v portální oblasti nad úroveň 18 mmHg. Klinicky se projevuje rozvojem porto-systémových kolaterál, splenomegalií a ascitem. S velkou pravděpodobností lze na portální hypertenzi usuzovat z pouhého měření průtoků a charakteru rychlostí při dopplerovském vyšetření portální žíly a jejích větví.

Průměrná šíře *v. portae* by neměla přesáhnout 15 mm, lienální i mesenterická žíla mají před konfluens šíři do 6-8mm. Je však třeba upozornit, že prosté zvýšení průměru větví portálního řečiště k diagnóze portální hypertenze nestačí. Hledáme přítomnost trombu v portálním řečišti, jež se zobrazí jako odrazivý okrsek v jinak anechogenním lúmenu (obr.4.20). Při plném uzávěru hlavního kmene nalézáme tzv. **kavernom porty**, jež je tvořen mnohočetnými drobnými kolaterálami, které bývají různě stočeny a připomínají hrozen (obr. 4.19). Vlastní

kmene uzavřené portální žíly nelze přes obraz kavernomu zobrazit. Další dobře sledovatelnou oblastí kolaterálního řečiště je oblast hilu sleziny - kolem široké vinuté lienální žíly tu pozorujeme množství stáječících se venosních úseků, jež mohou dosahovat značné šíře.



Obr. 4.19 Kavernózní transformace *v. portae*



Obr. 4.20 Zdvojený obraz trombózy pravé větve *v. portae* (hlavice šipek). Vpravo ve stejné oblasti chybí toky

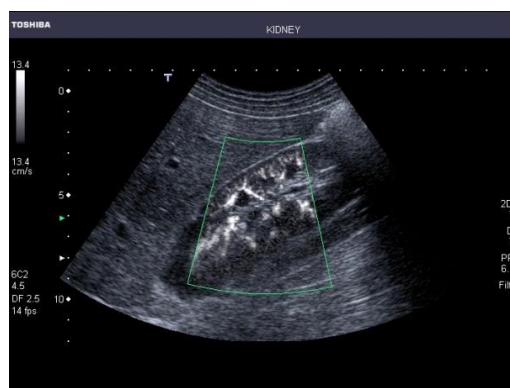
Toky v oblasti portálního řečiště jsou za fyziologických podmínek kontinuální, undulující, kolísající s respirací. Rychlosti v oblasti hlavního kmene portální žíly dosahují nejméně 16-20 cm/s. Portální hypertenze je charakterizována snížením rychlostí pod 16 cm/s. Spektrální křivka je kromě snížení rychlosti charakterizována též významným omezením kolísání při respiraci. Jednoznačným průkazem portální hypertenze je nález kolaterálního oběhu.

#### 4.5 Dopplerovské zobrazení perfúze

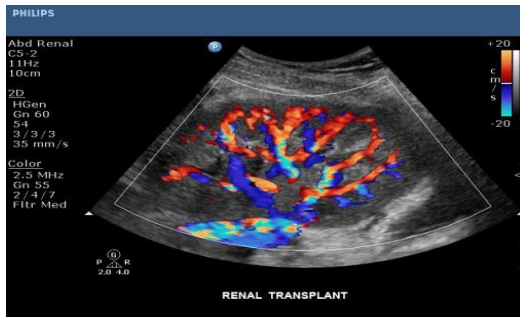
Barevné dopplerovské metody se často používají k vyšetření prokrvení celých orgánů nebo jejich částí. Zvláště významné je toto vyšetření u patologických stavů spojených s neovaskularizací (nádory) a u transplantovaných orgánů. Využívá se všech barevných modalit. Nejcitlivější je energetický doppler, jeho nevýhodou však je, že barva přesahuje okraje cév (obr. 4.21). Výhodné je používání nových modalit jako je B-flow nebo Dynamic flow, které věrněji zobrazují cévní kresbu (obr. 4.22).



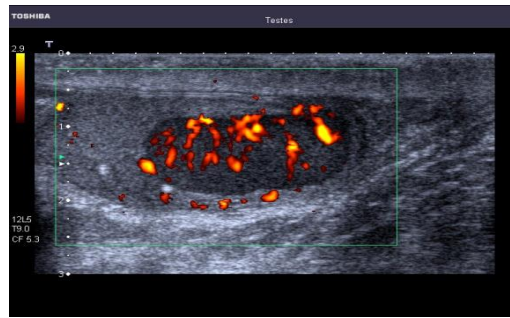
Obr. 4.21 Perfúze ledviny pomocí energetického dopplera



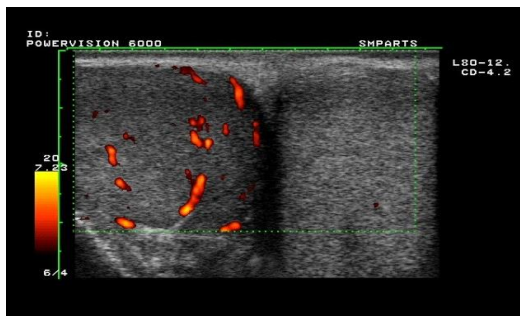
Obr. 4.22 Perfúze téže ledviny pomocí Dynamického toku



Obr. 4.23 Perfúze transplantovanou ledvinou



Obr. 4.24 Prokrvení tumoru varlete



Obr. 4.25 Normální prokrvení levého varlete.  
Vpravo torze – bez známek prokrvení



Obr. 4.26 Prokrvení dělohy (transvaginálně)



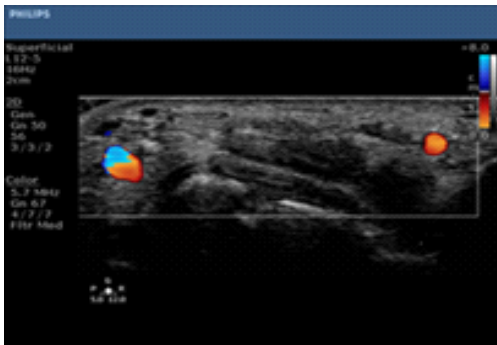
## 5 Vyšetření cév končetin

### 5.1. Vyšetření cév horních končetin

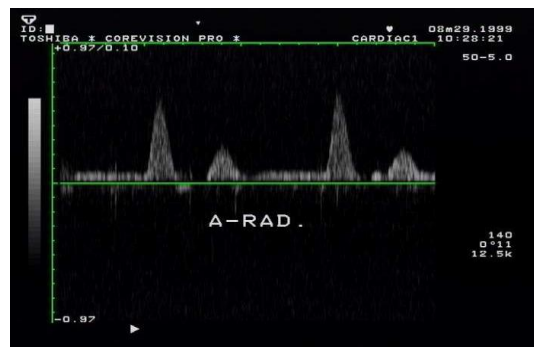
Hlavní tepnou zásobující horní končetinu je *a. subclavia*. Ta vpravo vystupuje z truncus brachiocephalicus, vlevo přímo z aortálního oblouku. Odstupy těchto artérií jsou však asi ve 30% variabilní. *A. subclavia* probíhá laterálně a nad prvním žebrem přechází do retroklavikulárního prostoru jako *a. axillaris*. Hlavními větvemi *a. subclavia* jsou *a. vertebralis*, *truncus thyreocervicalis* a *a. mammaris*. *A. axillaris* po překřížení dolního okraje m. pectoralis major se stává *a. brachialis*. Tato prochází mediální hlavou m. biceps směrem k loketní jamce, kde se dělí v *a. radialis* a *a. ulnaris*. *A. radialis* pokračuje v původním směru brachiální artérie podél radiálního okraje předloktí a pod palcem se spojuje s větví *a. ulnaris* a společně vytvářejí hluboký palmární oblouk. *A. ulnaris* se obloukovitě zatáčí mezi skupinou povrchových a hlubokých flexorů a přechází na mediální stranu předloktí. Pokračuje podél m. flexor carpi ulnaris a výrazně se podílí na tvorbě povrchového palmárního oblouku, z něhož vycházejí digitální artérie pro 2. - 4. prst.

Průměr tepen přístupných duplexnímu vyšetření na horní končetině se snižuje z 6-8 mm v *a. subclavia* po 2-3mm v tepnách předloktí. Při uzávěru odstupu *a. subclavia* je příslušná horní končetina zásobena krví prostřednictvím *a. vertebralis*, v níž prokážeme obrácený směr toku (steal syndrom).

K vyšetření arteriálního systému horní končetiny používáme lineární sondu o kmitočtu 7,5 - 12 MHz. Vyšetření začínáme v axile při paži v mírné abdukci, kde vyšetříme *a. axillaris*. Pokračujeme směrem distálním vyšetřením *a. brachialis* na paži v supinaci. Ve stejné poloze paže vyšetříme z volární strany rozvětvení *a. brachialis* a obě předloketní artérie (obr. 5.1). Tepny horní končetiny můžeme vyšetřovat jak u ležícího, tak u sedícího pacienta.



Obr. 5.1 Příčný řez předloktím. Vlevo radiální, vpravo ulnární artérie



Obr. 5.2 Toky v *a. radialis*

Tok krve v končetinových tepnách má výrazně pulsační charakter, který je způsoben vysokým periferním odporem (obr. 5.2). V klidu je charakterisován typickou vysokoodporovou třívrcholovou křivkou s prudkým systolickým vzestupem i poklesem, zpětným tokem v časně diastole a dopředným tokem v pozdní diastole. Řada fyziologických i patologických stavů může snížit periferní odpor a ovlivnit tak charakter rychlostní křivky. Z fyziologických vlivů to může být např. svalová práce, která vede k vasodilataci a tím k snížení odporu. Z patologických vlivů pak např. místní zánět může ovlivnit periferní odpor jednak místní vasodilatací, jednak centrálními regulačními mechanismy.



Patologické postižení končetinových artérií může mít akutní nebo chronický charakter. Akutní stav bývá způsoben trombembolismem nebo lokální trombosou většinou již stenotické artérie, chronický stav je vyvolán především arteriosklerosou. Existují však i smíšené příčiny, kdy akutní uzávěr trombem vznikne v místě arteriosklerotického postižení.

Postižení periferních tepen bývá často součástí celkových onemocnění, jako je diabetes mellitus, ischemická choroba srdeční nebo onemocnění plic. Dlužno ovšem podotknout, že na arteriální systém horních končetin připadá jen 10% ze všech periferních obliterujících onemocnění. Klinicky nejzávažnější jsou stenosis proximálního úseku, tj. a. subclavia a truncus brachiocephalicus, které mohou vést k ischemii mozku. Mnohdy jsou, však tyto leze asymptomatické a nezdědka jako příčinu kompresivního syndromu horní končetiny objevíme barevným duplexním vyšetřením útlak a. subclavia krčním žebrem.

Žilní systém horních končetin je možno rozdělit na povrchový a hluboký. Oba systémy mezi sebou komunikují četnými spojkami. Žilní chlopně se vyskytují u obou skupin, četnější jsou však u hlubokých žil.

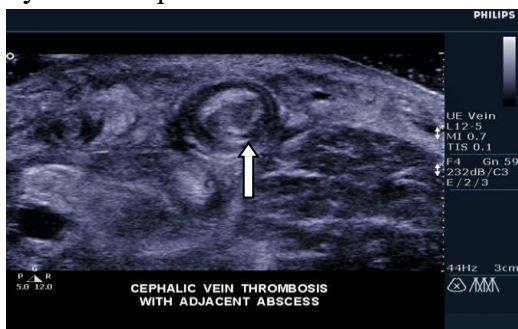
Hlavními představiteli povrchového žilního systému horních končetin jsou v. cephalica a v. basilica. V. cephalica začíná na dorsální radiální straně předloktí, obloukovitě přechází volární stranu předloktí, postupuje podkožně proximálně mezi m. brachioradialis a m. biceps brachii k laterálnímu okraji m. pectoralis major, prochází klavikopektorální fascií a pod klíčkem se vlévá do v. axillaris.

V. basilica začíná na ulnárním okraji předloktí. Postupuje proximálně podél ulny, na paži postupuje mezi m. biceps brachii a m. pronator teres, prostupuje hlubokou fascií, sleduje a. brachialis a při dolním okraji m. teres major přechází ve v. axillaris.

Hluboké žíly horní končetiny sledují stejnojmenné artérie. Vykazují četné spojky jak mezi sebou, tak s povrchovými žilami. Hlavní odvodnou žílou je v. subclavia, do níž ústí všechny žíly horní končetiny.

K vyšetření žil horní končetiny používáme lineární sondu o frekvenci 7,5 - 12 MHz. U některých pacientů je třeba k vyšetření hlubokých žil použít sondu o frekvenci 5 MHz. U hlubokých žil je hlavním rozlišovacím znakem od artérií jejich kompresibilita. Vyšetření začínáme příčným řezem a v případě potřeby pokračujeme podélnými řezy. Vyšetření začínáme zásadně proximálně a postupujeme distálním směrem.

Patologické nálezy žil horních končetin jsou mnohem méně časté ve srovnání s končetinami dolními. Nejčastějším nálezem je **žilní trombóza** (obr.5.3). Ta bývá často důsledkem katetrizačních zákroků. Jako důsledek fyzické námahy nebo cvičení může vzniknout tzv. námahová trombosa v. axillaris, označovaná jako Pagetův-Schroetterův syndrom. Ten je charakterizován náhlým otokem paže v důsledku trombotické okluze žíly. Duplexním vyšetřením prokážeme roztažení axilární žíly a chybění respiračního ovlivnění žilního toku.



Obr. 5.3 Trombóza cephalické žíly (šipka).  
Příčný řez

Pod pojmem **arteriovenosní (a-v) píštěl** rozumíme ohraničené vrozené nebo získané spojení tepny a žíly bez odpovídajícího kapilárního řečiště. Přímé spojení tepny s žílou je charakterizováno **zvýšenou rychlostí toku** v přívodné artérii. Při barevném duplexním vyšetření pozorujeme perivaskulární pohyby tkání, způsobené vysokými rychlostmi toku v píštěli. Tyto se projeví jako **barevný artefakt**: mozaika červených a modrých signálů obklopujících píštěl.

Zvláštní význam mají terapeutické a-v píštěle. Tyto jsou záměrně chirurgicky vytvářeny převážně na horní končetině u dlouhodobě hemodialyzovaných pacientů pro snadnější opakovaný přístup do cévního systému. **Hemodialyzační a-v anastomózy** jsou vytvářeny nejčastěji na předloktí a to buď anastomózou a. radialis s v. cephalica nebo a. ulnaris s v. basilica. Jsou to přirozené, tzv. BC (Brescia-Cimino) píštěle, zavedené do hemodialyzační praxe v r. 1960. V případě, že u pacienta nejsou v oblasti předloktí použitelné cévy, vytváří se spojka uměle pomocí implantátu z materiálu, který umožňuje vytvoření neointimy. Implantát sám je umísťován pod kůži předloktí v podobě kličky tvaru "U" a spojen "end to side" s a. brachialis, která tvoří přívodnou tepnu (její větší šíře je pro vytvoření anastomózy výhodnější). Druhý konec anastomózy je spojen s v. basilica nebo v. brachialis. Standardní průměr anastomózy je 6mm. Kritickými jsou místa chirurgického spojení implantátu s cévami, která jsou často postižena stenotizujícími procesy. Je-li identifikace stenózy ztěžována barevnými artefakty způsobenými vibracemi okolních tkání, je výhodné komprimovat přívodnou artérii. Tímto manévrem se barevné artefakty odstraní a stenózu je možno snadno určit.

Nízký periferní odpor venosního systému způsobuje, že tok v a-v spojkách má vcelku kontinuální charakter s naznačenou pulsací, vyvolanou systolickými píky v přívodné artérii. Pro správnou funkci a-v spojky je rozhodující nejen její průřez, ale též **průtok**. Za odpovídající minutový průtok jsou považovány hodnoty 500 - 1000 ml/min, a to jak pro přirozené, tak pro umělé a-v spojky. Při minutových průtocích nižších než 300 ml/min mohou již vznikat problémy při dialýze. Naopak vysoké průtoky mohou vést k přetížení pravého srdce pacienta.

## 5.2. Vyšetření cév dolních končetin

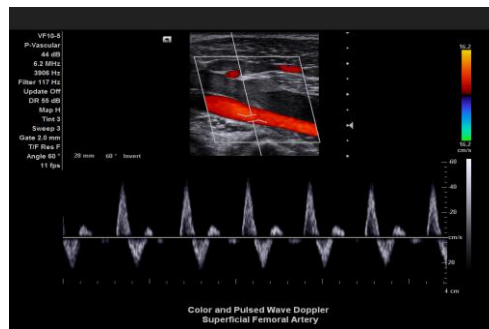
**Arteriální systém** dolní končetiny začíná *a. ilica externa*, jejímž přímým pokračováním je *a. femoralis communis*, která začíná přímo pod lig. inguinale. Probíhá laterálně od žíly stejného jména. 4 - 5 cm pod lig. inguinale se dělí ve své dvě hlavní větve: *a. femoralis superficialis* a *a. profunda femoris* (obr.5.5). Někteří autoři považují *a.femoralis communis* a *a. femoralis superficialis* za jedinou cévu a *a. profunda femoris* považují za její větev. Tato tepna má poněkud variabilní průběh. Pravidelně odstupuje posterolaterálně, v určitém procentu případů však může odstupovat dorsálně nebo mediálně.

*A. profunda femoris* dává vznik dvěma větvím: *a. circumflexa femoris lateralis* a *a. circumflexa femoris medialis*. Větší význam má prvně jmenovaná proto, že při uzávěru *a. femoralis superficialis* tvoří četné anastomózy s rekurentními větvemi *a. poplitea*. *A. femoralis superficialis* (obr.5.6) probíhá přímo a aniž se výrazněji větví přechází v místě

hiatus adductorius v *a. poplitea*. U ischemické choroby je *a. femoralis superficialis* nejčastěji postiženou tepnou dolních končetin.

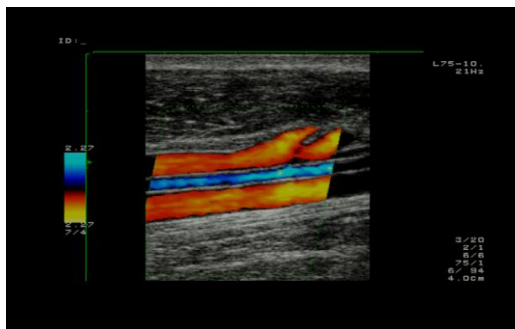


Obr. 5.5 Rozvětvení *a. femoralis comm.* Nad ní *v. femoralis comm.* (šipky)

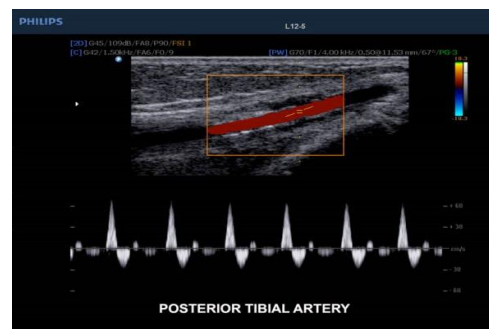


Obr. 5.6 Toky v *a. femoralis superf.* (typická třívrcholová vysokoodporová křivka)

*A. poplitea* je dlouhá 16 - 18 cm a má průměr 4 - 6mm. Pod kolenním kloubem z ní odstupuje *a. tibialis anterior*. *A. poplitea* přechází pak v *truncus tibiofibularis*. Tento má různou délku (1 - 6 cm) a dělí se na *a. tibialis posterior* (obr.5.7 a 5.8) a *a. fibularis*. K odstupu všech tří výše jmenovaných arterií ve stejné výši (trifurkace) dochází asi ve 4% případů.



Obr. 5.7 *A. tibialis post.* (modře) a *venae tibiales post.* (červeně)



Obr. 5.8 Toky v *a. tibialis post.*

*A. tibialis anterior* odstupuje dopředu laterálně. Prochází po přední straně bérce a přechází v *a. dorsalis pedis*. *A. tibialis posterior* je nejdůležitější bérceovou tepnou., která za vnitřním kotníkem přechází do oblasti nohy, kde se větví na *aa. plantaris lateralis a medialis*. *A. plantaris lateralis* vytváří *arcus plantaris profundus*, který anastomosuje s *a. dorsalis pedis*. Vzhledem k relativně povrchovému uložení arterií dolních končetin je k vyšetření nejvhodnější lineární sonda o kmitočtu 7 - 14 MHz. Pro většinu vyšetření vystačíme s polohou pacienta na zádech s mírnou abdukci končetiny. Pro vyšetření popliteální oblasti je nutná poloha na břiše. Standardně vyšetřujeme nejdříve pravou stranu. Chybí-li jasně formulovaná klinická otázka, která by ohraničovala vyšetření jen na určitý úsek, začínáme duplexní barevné vyšetření na *a. femoralis communis*. Přecházíme na femorální bifurkaci, kde se nejčastěji vyskytují aterosklerotické změny. Barevné zobrazení doplňujeme vždy měřením rychlosti pulsně dopplerovským modulem. Pokračujeme dále po *a. femoralis superficialis* až po kanál adduktorů. V poloze na břiše vyšetříme oblast *a. poplitea* až po odstup *a. tibialis anterior*. Vyšetřujeme zásadně ve dvou rovinách. Doporučuje se začít vyšetřením transversálním se sondou skloněnou mírně distálně, abychom vyloučili kolmý dopad ultrazvukového svazku. Po transversálním přehlédnutí vyšetřovaného úseku změním polohu

sondy do longitudinální roviny, v níž provádíme též měření rychlosti zavedením vzorkovacího objemu se správnou úhlovou korekcí.

Vzhledem k vysokému perifernímu odporu mají toky v artériích dolních končetin výrazně pulsační charakter s typickou třívrcholovou křivkou. Hlavním důvodem k duplexnímu vyšetření artérií dolních končetin je buď akutní tromboembolie a nearterosklerotické příčiny poruch toku nebo chronické změny na bázi aterosklerózy. **Akutní arteriální uzávěr** trombem má většinou velmi dramatický průběh, protože chybí kolaterální systém, který se běžně vytvoří při pomalé tvorbě uzávěru. Asi 80-90% arteriálních embolů pochází ze srdce, zbytek pak z aneurysmat nebo arteriosklerotických trombů. Predilekčním místem tromboembolismu je větvení artérií, tedy aortální a femorální bifurkace nebo tibiální trifurkace.

Barevnou duplexní ultrasonografií lze detegovat místo částečného nebo úplného uzávěru. Bývá vyplněno hypoechogenní masou buď zcela bez barevného signálu, nebo se slabým signálem u jedné stěny. U úplných uzávěrů bývá někdy obtížné určit jejich distální konec vzhledem k dosud chybějícím kolaterálám. Barevné duplexní vyšetření pomáhá také při hledání zdroje embolizace. **Zánětlivou příčinu** nacházíme jen asi v 5% arteriálních onemocnění.

Stenózy až uzávěry různých dlouhých arteriálních segmentů mohou být způsobeny dále tlakem rostoucích nádorů, popáleninami nebo úrazy.

Artérie dolních končetin bývají aterosklerotickými změnami postiženy nestejně. Nejčastěji bývají postiženy artérie stehna, a to asi ve 40% . Dalším často postiženým úsekem (asi ve 20% případů) bývá a. ilica externa a a. tibialis. Méně často bývá postižena a. ilica comm. (asi v 10%) a artérie bérce. Asi u 20% pacientů s periferní ischemickou chorobou nacházíme vícečetné stenózy. Je proto nutné systematické vyšetření artérií celé dolní končetiny.

Při okluzi chybí jak barevný, tak spektrální dopplerovský signál. Velmi často prokážeme tvorbu kolaterál, vznikajících těsně před uzávěrem. Údaje o délce uzávěru jsou velmi důležité z hlediska možnosti chirurgického řešení (angioplastika, protéza).

Barevná duplexní ultrasonografie nabývá zvláštní důležitosti při diagnostice víceúrovňového stenotického postižení. Zde je výhodné použití echokonstrastních látek. Nevýhody jsou spojeny se vznikem artefaktů. Je-li kalcifikovaný plát umístěn na přední stěně cévy, znemožňuje akustický stín přehlédnutí a posouzení hlouběji uložených struktur.

Kritériem pro duplexní ultrasonografickou diagnózu hemodynamicky významné stenózy ve femoropopliteální oblasti je nejméně 100 % zvýšení rychlosti v místě stenózy ve srovnání s prestenotickým úsekem (2 - 4 cm proximálně). Je-li hemodynamicky významnou stenózou postiženo více arteriálních segmentů, nacházíme výrazné oploštění trifázické rychlostní křivky v poststenotickém úseku s prakticky nulovou enddiastolickou rychlostí.

Klasickou barevnou duplexní ultrasonografií lze diagnostikovat stenózy prakticky až do 98-99% uzávěru. Problémy jsou s diferenciální diagnostikou stenózy vysokého stupně a úplného uzávěru. Zde pomůže jednak použití echokonstrastních látek, ale především technologie energetického dopplera (Power Doppler). Ta dokáže barevně zachytit i velmi pomalý reziduální tok v místě takto vysoké stenózy.

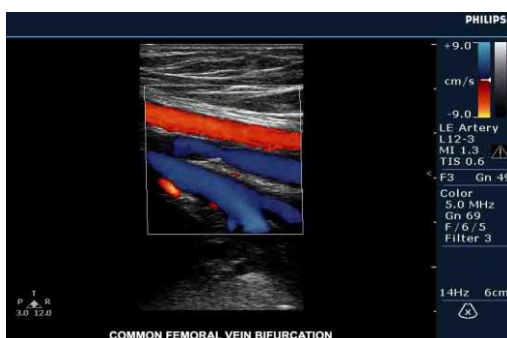
Na rozdíl od artérií jsou **žíly** vnějším tlakem deformovatelné a stlačitelné. Navíc vytvářejí mezi sebou četná spojení. Venosní systém dolních končetin se dělí na povrchový a hluboký.



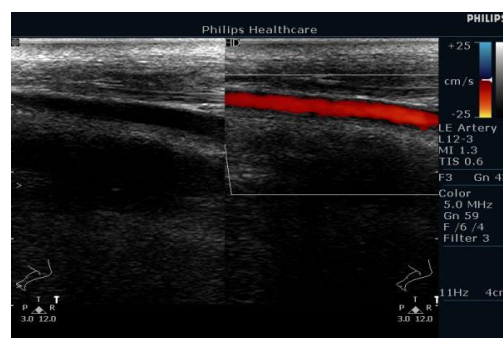
Povrchový systém tvoří *v. saphena magna* a *v. saphena parva* se svými větvemi. *V. saphena magna* začíná na mediální straně nohy, probíhá před vnitřním kotníkem a v dolní části bérce přijímá dvě větve, *v. arcuata cruris posterior a anterior*. Do svého vyústění do *v. femoralis communis* probíhá po mediální straně lýtky i stehna. *V. arcuata cruris post.* přijímá během svého průběhu důležité *vv. perforantes*. *V. saphena parva* začíná na laterální straně nohy a za zevním kotníkem se dostává na zadní plochu dolního bérce. Její poloha je v dolních dvou třetinách epifasciální, v horní třetině subfasciální. Probíhá mezi oběma hlavami *m. gastrocnemius* a nad kolením kloubem se vlévá do *v. poplitea*.

Hluboký subfasciální venosní systém bérce tvoří 6 žil: každá artérie je doprovázena 2 žilami stejného jména. Všechny bércevé žíly ústí rovněž do *v. poplitea*. Tato probíhá dorsálně od stejnojmenné artérie (v 2D zobrazení leží blíže sondě). Po vstupu do kanálu adduktorů přechází ve *v. femoralis superficialis*. Tato podobně jako *v. poplitea* leží rovněž dorsálně od stejnojmenné artérie. Asi ve 20% případů mohou být obě výše jmenované žíly zdvojeny. *V. femoralis superficialis* bývá asi ve 14% případů dokonce ztrojena. Tuto skutečnost je třeba brát v úvahu při diagnostice žilní trombózy. *V. femoralis superficialis* obsahuje asi 3 - 5 chlopní. Spojení *v. femoralis superficialis* s *v. profunda femoris* se nalézá asi 1 - 3 cm distálně od bifurkace femorálních artérií. Spojením vzniklá *v. femoralis communis*, která se nalézá vždy mediálně od stejnojmenné artérie. Pokračováním *v. femoralis communis* je *v. ilica externa*, která po spojení s *v. ilica interna* vytváří *v. ilica communis*, ústící do *v. cava inf.* Těsně před tímto ústím dochází k venosnímu zúžení, v jehož důsledku je incidence trombózy vlevo přibližně 2 krát vyšší než vpravo.

Transfasciální spojení mezi povrchovým a hlubokým venosním systémem tvoří *vv. perforantes*. Je jich velký počet, hemodynamický význam má však jen několik skupin (na bérce jsou to především Cockettovy skupiny I - III, na stehně skupina Doddova).



Obr. 5. 9 Větvení femorálních žil (modře)



Obr. 5. 10 Vena saphena (podélně) v šedém a barevném obraze

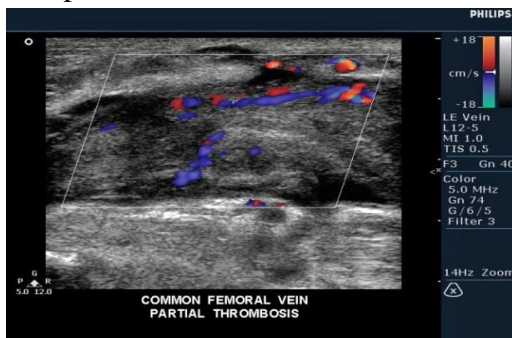
Pro vyšetření povrchového venosního systému se používá lineárních sond o kmitočtu 7 - 12 MHz. Volba sondy pro vyšetření hlubokého venosního systému závisí na síle nohy. Běžně se používají lineární sondy o nižších kmitočtech. Pro velmi silná stehna je někdy nutno použít konvexní sondy o kmitočtu 3,5- 5 MHz. Podobně jako při vyšetřování arteriálního systému začínáme příčným řezem při nastavení barevné škály na pomalé rychlosti. V



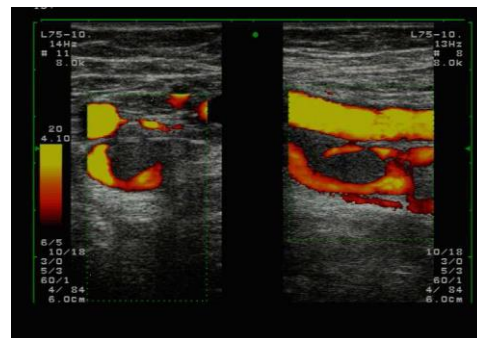
transversálním řezu můžeme dobře posoudit kompresibilitu vyšetřované žíly. V podélných řezech vyšetřujeme žíly především při patologickém nálezů v příčném řezu. Poloha pacienta je různá podle vyšetřované oblasti. Žíly stehna vyšetřujeme v poloze na zádech, popliteální oblast v poloze na břiše. Žíly bérce je nejlépe vyšetřovat v sedě.

Doménou barevné duplexní ultrasonografie žilního systému dolních končetin je **diagnostika žilní trombózy**. Při systematickém vyšetření postupujeme od v. iliaca externa distálním směrem. Pro diagnosu hluboké žilní trombózy svědčí tyto hlavní znaky:

- chybějící stlačitelnost žíly v příčném obraze
- nemožnost barevného zobrazení toku jednak spontánně, jednak po distální manuální kompresi



Obr. 5.11 Částečná trombóza femorální žíly (toky zachované jen při horním okraji)



Obr. 5.12 Příčný a podélný řez popliteální artérií a žilou v místě částečné žilní trombózy



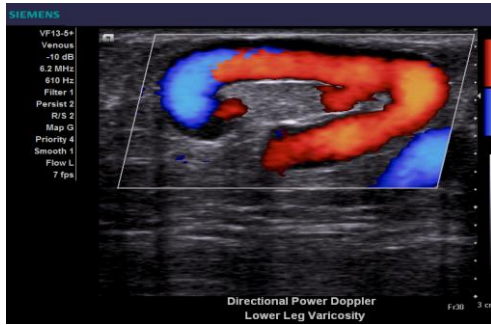
Obr. 5.13 Trombus ve v. profunda femoris



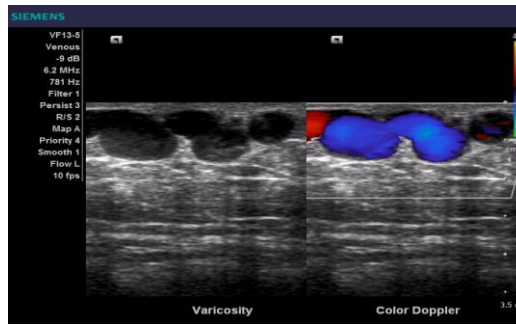
Obr. 5.14 Trombóza ve v. saphena magna - panoramatický obraz

Barevné duplexní vyšetření je indikováno vždy při podezření na žilní trombózu a to před případnou flebografií. Výhodou barevné duplexní ultrasonografie ve srovnání s flebografií je, že tato metoda prokazuje současně anatomii, fyziologii a patologii vyšetřovaného venosního úseku a umožňuje jeho přesnou dokumentaci (např. u uzavěru žíly nebo její nedostatečné rekanalizaci průkaz vytvořených kolaterál). Při refluxní diagnostice přispívá k odhalení jak primární insuficience žilních chlopní, tak sekundární insuficience způsobené varixy.

**Varixy** dolních končetin, jak se označují dilatované vinuté žíly v povodí dvou velkých kmenů dolních končetin s jejich přítoky, se vyskytují velmi často (obr. 5.15 a 5.16). Odhaduje se, že tímto onemocněním trpí 20 % světové populace. V našich podmínkách je výskyt ještě o něco vyšší. Určitý stupeň rozšíření žil lze zjistit až u 30 – 40 % naší dospělé populace. Častěji jsou postiženy ženy a prevalence se zvyšuje věkem.



Obr. 5.15 Varixy v oblasti lýtky. Podélný řez



Obr. 5.16 Zdvojený obraz varikózního komplexu. Příčný řez

### 5.3 Význam dopplerovských metod pro hodnocení intervenčních zákroků

Neinvasivní barevné dopplerovské vyšetření je významným pomocníkem při hodnocení výsledků angioplastik a chirurgických zákroků na stenotických či uzavřených cévách. Smyslem **perkutánní transluminální angioplastiky (PTA)** je obnovení původního lumenu artérie a tím dostatečného prokrvení periferní oblasti, zásobované danou artérií. Dosahuje se toho tlakovou fragmentací ateromatosních plátů, vytvářejících stenózu. Nepříjemným důsledkem angioplastiky může být porušení intimy a medie nebo odkrytí či vytvoření povrchových nerovností, které mohou mít trombogenní vlastnosti. Obě tyto okolnosti vedle hyperplazie intimy a přechodu ateromatosních změn z okolí mohou vést k obnovení stenózy. Vedle rozšíření stenotické oblasti je dalším oborem angioplastiky **implantace intravaskulárních stentů** (obr. 5.17). Zde je třeba věnovat zvláštní pozornost správné adaptaci okrajových opěr stentu. V místě proximálního a distálního konce stentu mohou vznikat turbulentní toky, které urychlují obnovení stenózy.

Vlastní chirurgický zákrok na stenotických či uzavřených cévách spočívá buď v desobliterační endarterektomii nebo v našíti autologních nebo umělých bypassů. Zatím co doménou desobliteračních operací je oblast karotid, především karotid vnitřních, bypassy jsou mnohem častější ve femoropopliteální krajině. Kritickými jsou místa našíti anastomózy, kde dochází nejčastěji ke vzniku sekundárních stenóz.

Výsledky zákroků stejně jako jejich možné komplikace jsou barevnou duplexní metodou spolehlivě prokazatelné a hodnotitelné.



Obr.5.17 Stent zavedený do ACI

**Doplňková literatura**

Beňačka, J.: Atlas farebnej sonografie – multimedialny CD. Pampa, Moravany nad Váhom, 1999.

Beňačka, j.: Duplexná sonografia ciev. Herba. Bratislava 2020.

Eliáš, P., Žižka, J.: Dopplerovská ultrasonografie. Nucleus. Hradec Králové, 1998.

Hrazdira, I.: Stručné repetitorium ultrasonografie. Audioscan. Praha 2003.

Cholt, M.: Cévní sonografie – repetitorium ultrazvukové cévní diagnostiky a atlas nálezů na DVD. Grada. Praha 2010.

Tvrdík, E., Beňačka, J.: Ultrasonografia. Dansta. Topolčany 2009.

