

JIHOČESKÁ UNIVERZITA
v Českých Budějovicích
Zdravotně sociální fakulta



BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Srovnání některých parametrů při neinvazivním vyšetření hypertoniků dvěma metodami – echokardiograficky a impedanční kardiografií s použitím systému Hotman

Studijní obor: Biofyzika a zdravotnická technika

Autor: Anna Sassmannová

Vedoucí práce: prim. MUDr. Pavel Havránek

České Budějovice

15. května 2007

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci na téma „Srovnání některých parametrů při neinvazivním vyšetření hypertoniků dvěma metodami – echokardiograficky a impedanční kardiografií s použitím systému Hotman“ vypracovala samostatně a použila jen pramenů, které cituji a uvádím v příložené bibliografii.

Souhlasím s použitím práce k vědeckým účelům.

V Českých Budějovicích, 15. května 2007

.....
podpis

Děkuji vedoucímu bakalářské práce panu primáři MUDr. Pavlovi Havránkovi za vedení a připomínky při psaní této bakalářské práce. Děkuji také personálu UZ pracoviště interního oddělení v Nemocnici v Českých Budějovicích.

Abstract

Echocardiography is an investigation of heart via scan. This enables to intend the moving and the locality of heart structures via scan pulse waves which are repulsed with acoustic interfaces.

Impedance measuring of the thorax hemodynamics is based on changes of electrical impedance. These changes happen mainly because of the heart function. By its rhythmical function the heart periodically changes the conditions of blood flow through all vessels. By this we can explain periodical changes of impedance with frequency of heartbeat which we can observe by measuring.

In this work I describe the comparison of two noninvasive investigation methods – echocardiography and impedance measuring of hemodynamics (Hotman System). We can use both of them to examine patients with high blood pressure (hypertension).

My measurements are based on hemodynamics concept of hypertension. I did not take into account the actual treatment of patients. It is reviewed only patient's actual situation and values of EF (ejection fraction) and CI (cardiac index) are compared in the same time by the same conditions.

Obsah

1	Neinvazivní vyšetřovací metody v kardiologii	8
1.1	Anamnéza, fyzikální vyšetření	8
	Anamnéza	8
	Fyzikální vyšetření	8
1.2	Měření tlaku	8
	Měření pomocí tonometrů	8
	Ambulantní monitorování TK	9
1.3	RTG vyšetření	9
1.4	EKG	10
	Holterovo monitorování EKG	11
	Zátěžové EKG – ergometrie	11
1.5	Echokardiografické vyšetření	12
2	Hypertenze	13
2.1	Hypertenze jako hemodynamická porucha ?	13
2.2	Systémová Hemodynamika	14
2.3	Hemodynamický vektorový účinek základních antihypertenziv	18
3	Echokardiografické vyšetření hypertoniků	23
3.1	Biofyzikální základy vyšetřování ultrazvukem	23
	Průchod ultrazvuku tkáněmi (fyzikální charakteristika)	23
	Principy ultrazvukových Dopplerovských systémů	24
	Způsoby vyšetřování ultrazvukem	25
3.2	Echokardiografie	25
3.3	Metody echokardiografie	26
	Dvourozměrné vyšetření	26
	M-způsob	26
	Dopplerovská echokardiografie	27
	3.3.1.1 Fyzikálně metodické principy	27
	3.3.1.2 Barevné mapování krevního proudění (CFM)	28
	3.3.1.3 Fyziologické dopplerovské nálezy	28
	3.3.1.4 Echokardiografie při hodnocení srdeční hemodynamiky	29
	Obecná echokardiografie	32
	3.3.1.5 Systolická funkce LK	32
	3.3.1.6 Diastolická funkce LK	33
4	Princip vyšetření impedanční kardiografií na systému Hotman	34
4.1	Hemodynamika	34
4.2	Postup při vyšetření – metodika práce	37
5	Cíle a hypotézy	39
6	Zpracování výsledků	40
6.1	Formulace statistického šetření:	40
6.2	Škálování:	41
6.3	Měření	41
6.4	Elementární statistické zpracování	42
6.5	Empirická rozdělení četností	44
6.6	Empirické parametry	47

7	Diskuse.....	50
8	Závěr.....	52
9	Klíčová slova.....	53
10	Literatura.....	54
11	Přílohy.....	56

Úvod

Echokardiografie je vyšetření srdce pomocí ultrazvuku. Ten umožňuje určit pohyb a polohu srdečních struktur pomocí ultrazvukových pulzních vln odražených od akustických rozhraní.

Impedanční měření hrudní hemodynamiky je založeno na změnách elektrické impedance. K těmto změnám dochází hlavně v důsledku činnosti srdce. Při své rytmické činnosti srdce periodicky mění podmínky průtoku krve všemi cévami, čímž se mohou vysvětlit periodické změny impedance s frekvencí srdečního pulsu, které pozorujeme při měření.

V této práci popisuji srovnání dvou neinvazivních vyšetřovacích metod – echokardiografie a impedanční měření hemodynamiky. Obou těchto metod lze využít při vyšetření pacientů s vysokým krevním tlakem (hypertenzí).

Moje měření jsou založena na hemodynamickém pojetí hypertenze a nezohledňovala jsem aktuální léčbu pacienta. Je tedy zhodnocena jeho aktuální situace a hodnoty EF (ejekční frakce) a CI (minutového objemu) jsou srovnávány ve stejném čase a za stejných podmínek.

1 Neinvazivní vyšetřovací metody v kardiologii

1.1 Anamnéza, fyzikální vyšetření

Anamnéza a fyzikální vyšetření napomáhají při stanovení správné diagnózy.

Anamnéza

Anamnézou rozumíme slovní kontakt zdravotnického pracovníka s pacientem. Měla by obsahovat všechny informace týkající se zdravotního stavu pacienta až do doby, kdy pacient žádá lékaře o radu a o posouzení svých zdravotních problémů.

Fyzikální vyšetření

Pojem fyzikální vyšetření zahrnuje především vyšetření tělesného stavu pacienta. Je systematické tzn. od hlavy k patě. K tomu používá zdravotnický pracovník svůj zrak (inspekce), sluch (auskultace), hmat, pohmat (palpace).

1.2 Měření tlaku

Měření pomocí tonometrů

Měření krevního tlaku (TK) provádíme tonometrem auskultační nebo oscilometrickou metodou.

Auskultační metoda využívá tonometru s rtuťovým manometrem (TK měříme na paži).

Oscilometrická metoda používá automatických tonometrů (TK měříme na zápěstí).

Tonometr se skládá z manometru a nafukovacího systému tj. manžety, ventilu a hadičky. Při měření je umístěn ve vertikální poloze.

Rozměr manžety musí být přizpůsoben pacientovi (děti, dospělí, obézní).

Vyšetřovaná osoba je v klidu, vsedě a s volně položeným předloktím, tak aby tonometr byl přibližně ve výši srdce. Měření je vhodné provádět vícekrát a stanovit průměr. S měřením TK lze začít nejdříve po 5-10min. zklidnění vyšetřovaného.

Tlak měříme na pažní tepně. Zjišťujeme tlak vzduchu, kterým musíme nafouknout manžetu. Tím zaniká tep na pažní tepně, protože je stlačena cévní stěna a přeruší se krevní proud. Vymezení tepu sledujeme nejčastěji poslechem a to přiložením fonendoskopu do loketní jamky na arteria radialis. Ozvy v pažní tepně (Korotkovovy ozvy) určují při snižování tlaku v manžetě hodnotu systolického tlaku (max. hodnota) a jejich zmizení hodnotu diastolického tlaku (min. hodnota).

Ambulantní monitorování TK

Toto měření se indikuje např. při kolísavé hypertenzi, při podezření na syndrom bílého pláště, pro ověření nočních hodnot TK.

Přístroj obsahuje manžetu, přístroj s motorkem, kompresorem a mikroprocesorem. Na přístroji je možné nastavit počet a frekvenci měření. Pomocí počítače, který zhotoví křivky tlaků, se provádí vyhodnocení.

Manžeta se musí dobře umístit, sonda musí být nad tepnou, pak se zapojí přístroj a nastaví počty měření. Při měření má být paže v klidu, uvolněná, bez svalových pohybů a ve svislé poloze. Při monitorování by si měl pacient zaznamenávat potíže. Vyhodnocení provede lékař.

1.3 RTG vyšetření

Rentgenové záření je elektromagnetické záření o velké energii a velmi krátkých vlnových délkách. Vzniká v rentgenkách interakcí letících elektronů z katody s atomy materiálu anody. Je to záření nejaderné.

Zadopřední snímek hrudníku (RTG srdce a plic) provádíme u pacienta vestoje, vsedě, výjimečně vleže. Na snímku především hodnotíme poměr maximální šířky srdečního stínu k maximální šířce hrudníku, obraz venostázy plic, tvar srdečního stínu a další patologické nálezy.

1.4 EKG

EKG je neinvazivní, velmi jednoduché vyšetření. Stah srdečního svalu je vždy doprovázen vznikem slabého elektrického potenciálu šířícího se až na povrch lidského těla.

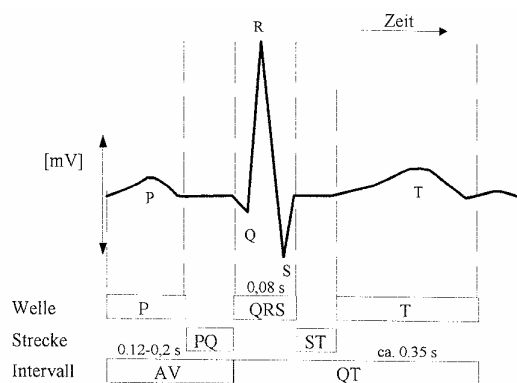
Pomocí elektrod vodivě připojených k povrchu kůže můžeme pak snímat tento signál. Výsledkem je graf elektrické aktivity srdce – elektrokardiograf (EKG).

EKG vyšetření se provádí standardně u všech pacientů při interním nebo kardiologickém specializovaném vyšetření a při předoperačním vyšetření u pacientů nad 40 let.

Pro měření signálu se používá svodových systémů:

- Končetinové bipolární (Einthovenovy I, II, III) – změny potenciálu mezi dvěma příslušnými elektrodami
- Končetinové unipolární (Goldbergovy aVL, aVR, aVF) – změny potenciálu mezi danou elektrodou a svorkou vzniklou spojením dvou protilehlých elektrod
- Hrudní unipolární (Wilsonovy V1 – V6) – změny potenciálu mezi danou elektrodou a svorkou vzniklou spojením tří končetinových svodů = nulová elektroda

Elektrokardiografickou křivku získáme ve II. končetinovém bipolárním svodu.



Obrázek I – EKG křivka

Rozeznáváme vlny P, T, někdy U a kmity Q, R, S. Úseky (např. PQ úsek od konce vlny P do začátku komplexu QRS) se nazývají vzdálenosti mezi kmity a vlnami.

Spolu s vlnami tvoří úseky intervaly (např. PQ interval od začátku vlny P do začátku komplexu QRS).

V každém okamžiku srdeční akce se sčítá velké množství elementárních elektrických vektorů do výsledného vektoru charakterizující okamžitý stav elektrického srdečního pole.

Nejdůležitější je elektrická osa komplexu QRS (vektor QRS), tzv. elektrická osa srdeční. Je-li postup depolarizace komor normální, směr elektrické osy srdeční ve frontální rovině je prakticky totožný s podélnou osou srdce. Její normální sklon je -60° až $+120^\circ$. Hodnoty jsou počítačově zpracovány.

Holterovo monitorování EKG

Holterovo monitorování je dlouhodobé monitorování. Pacienta lze monitorovat 24 – 48 hodin po několik dní.

Používá se k diagnostice (např. ischemie, arytmie, kardiostimulace) a ke kontrole účinnosti léčby. Pacientovi se připevní přístroj, který se spustí pomocí počítače.

Dále se pacientovi vysvětlí, jak vyplňovat protokol, kde se uvádí typ potíží a jejich časové souvislosti.

Přístroj se po určité době odpojí a záznam nahraje do počítače. Záznam je zpracován a následně lékařem vyhodnocen. [13]

Zátěžové EKG – ergometrie

Při zátěžovém EKG se vyšetřuje reakce srdce a krevního oběhu na určitou tělesnou zátěž. Následuje přizpůsobení srdeční činnosti na tu určitou zátěž, které je dokazatelné typickými změnami srdeční frekvence, krevního tlaku a EKG.

Zátěžové vyšetření se stává ze tří následujících fází:

- Klidová fáze – výchozí podmínky
- Zátěžová fáze – postupné nebo skokové zvyšování zátěže
- Odpočinková fáze – návrat ke klidovým podmínkám

V zátěžové fázi následuje skokové zvyšování zátěže podle přednastaveného času. Obtížnost zátěže je individuálně přizpůsobena stavu pacienta (věku, onemocnění, schopnosti výkonu), přičemž existují i mnohé standardní programy.

Zátěž se ukončuje dosažením subjektivního maxima pacienta, popřípadě pokud se objeví jasné signály na EKG, které oznamují nebezpečí pacienta. Zátěž je třeba také ukončit u pacienta, který pociťuje narůstající bolesti na prsou (známky ischemie).

Ergometrie je „provokační metodou“, která napomáhá především k odhalení raných stadií srdečních onemocnění, které jsou při klidovém EKG nepozorovatelné např. arytmie, ischemie.

Cílem je vyhodnocení těchto kritérií:

- tepové frekvence – odpovídá maximální spotřebě kyslíku, kdy je nejpravděpodobnější zachycení známek ischemie myokardu
- arytmií – nalezení extrasystol
- ST-úseku – nedostatečné prokrvení myokardu vyvolá při větší zátěži změny na EKG (deprese ST-úseku).

Při zátěžovém EKG je nutné, aby byl přítomen lékař. [14]

1.5 Echokardiografické vyšetření

Echokardiografie je diagnostická metoda umožňující určit polohu a pohyb srdečních struktur pomocí pulzních ultrazvukových vln odražených od akustických rozhraní.

Dělí se na:

- Jednorozměrnou – M mode – zaznamenává křivky pohybu srdečních struktur v čase, poskytuje informace o rozměrech srdečních oddílů a pohybu chlopní, dobrá rozlišovací schopnost, umožňuje přesná morfologická měření, nemá možnost prostorové orientace, limitována malou šíří ultrazvukového paprsku
- Dvourozměrnou – 2 D – ukazuje srdce v anatomických řezech v reálném čase, možnost zobrazení dynamiky srdečních struktur v plošné projekci, dobrá prostorová orientace, přesněji lokalizuje patologické procesy v srdci

- Dopplerovské metody – využívají Dopplerova jevu, to umožňuje určit charakter, směr a rychlost krevního proudu ve velkých cévách a v srdci

Vyšetření se provádí buď přes hrudník (transtorakálně – TTE), nebo pomocí jícnové sondy (transezofageálně – TEE).[10]

2 Hypertenze

2.1 Hypertenze jako hemodynamická porucha ?

Hypertenze postihuje asi 25% dospělých ve věku 45-64 let a 39% seniorů starších 65-ti let. Z těchto skupin je léčeno asi 55% hypertoniků. Normotenze je dosaženo asi 27% léčených a to i přes objevení mnoha nových antihypertenziv za posledních několik desetiletí.

Hypertenze je definována jako klinický syndrom spojený s humorálními odchylkami a změnami funkce endotelu. Není to choroba čísel. Hemodynamika je jen jedním faktorem.

Antihypertenziva jsou podávána na podkladě evidence based medicíny a spousty klinických studií. Pacient je léčen s přihlédnutím k ochraně orgánů. Hemodynamika je součástí komplexního pohledu. [21]

Hlavní funkcí kardiovaskulárního systému je perfúze všech tkání, správná léčba hypertenze zahrnuje oba normální krevní toky a normotenzi jako terapeutický cíl.

S nedávnými pokroky v porozumění systémové hemodynamiky a nových definicí v oboustranném vztahu mezi hemodynamickými příčinami (3 úrovně hemodynamických modulátorů – intravaskulární objem, inotropie, vazoaktivita a jeden modulátor perfúzního toku – chronotropie) a mezi hemodynamickými následky - hemodynamický stav (úroveň arteriálního TK a celkového krevního toku). Výsledky léčby hypertenze se stále výrazně zlepšují. Tento přístup zajišťuje individuální výběr antihypertenziv pro každého pacienta.

Vytváří se větší procento hypertenzních pacientů, kteří se rychleji stávají normotenzními za nižší náklady. Kromě toho tito pacienti mají normální tkáňovou perfúzi a výsledkem je lepší kvalita života. [21]

Na takovémto hemodynamickém pojetí hypertenze je založena i moje praktická část práce.

2.2 Systémová Hemodynamika

Na rozdíl od anatomicky jednodušší plicní cirkulace je systémová cirkulace mnohem komplexnější a výrazně se zde uplatňuje dynamicky proměnná distribuce krevního toku, která je jedním z nejvýznamnějších regulovaných subsystémů organismu člověka. Znalost příslušných vlastních funkcí a určení jejich příspěvku k optimálnímu transportu kyslíku je klíčem k úspěšnému hemodynamickému řízení, klíčem k diagnostice i léčbě.

S dobrou kvalitou života, pravděpodobností zlepšování fyzických a často i psychických parametrů lidského organismu i s pravděpodobností přežití velmi dobře koreluje optimální hladina dvou hlavních veličin systémové hemodynamiky: střední arteriální tlak (mean arterial pressure, MAP) a srdeční výdej (cardiac output, CO). Tento optimální stav označujeme jako normotenze a normodynamická cirkulace.[19]

Za účelem vysvětlení vzájemných vztahů mezi hemodynamikou a perfúzními funkcemi orgánů (průtokové funkce orgánů vyjadřující jejich prokrvení) je nutné z hlediska kardiovaskulárního systému oddělit celkový krevní tok do dvou veličin:

- hemodynamicky významný krevní tok je SV (Stroke Volume) – průtok krve za jeden srdeční úder [ml/tep]
- perfúzní významný krevní tok je CO (Cardiac Output) – průtok krve za minutu [l/min]

CO je vyjádřen jako výsledek hemodynamicky zpracované hodnoty SV a chronotropní kompenzace srdeční rychlosti HR (Heart Rate) [tep/min]:

$$CO=SV \times HR/1000$$

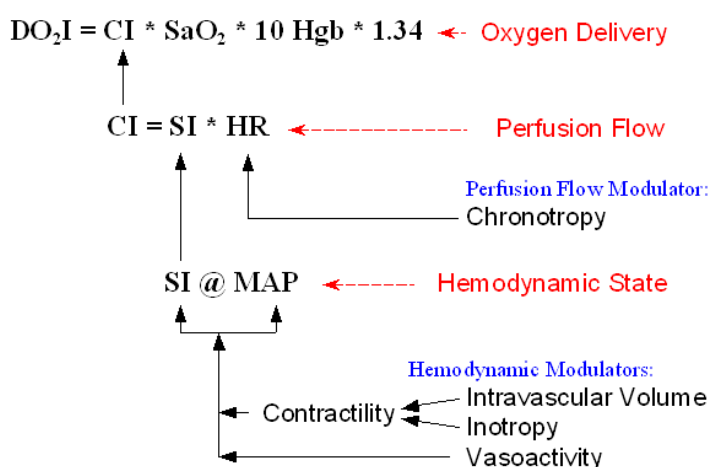
Hemodynamicky významným arteriálním tlakem je MAP (Mean Arterial Pressure, výstupní tlak levého srdce) [Torr = mmHg]

Vztah mezi systolou (S), diastolou (D) a MAP je popsán následujícím vzorcem:

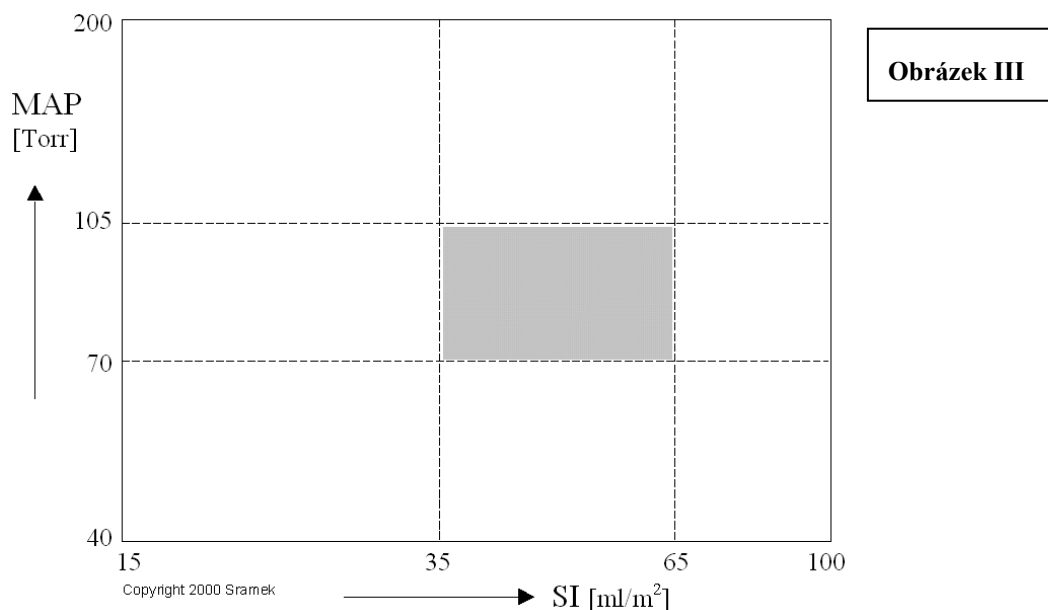
$$\text{MAP} = \left[\frac{\text{S}-\text{D}}{3} \right] + \text{D}$$

Hemodynamický stav (MAP a SI) je tvořen každým tepem srdce jako výsledek multivektoriální modulace při stahu srdečního svalu a vaskulárním odporu (vazoaktivitě).

Srdeční rychlost HR se pak chová jako chronotropní modulátor, aby dosáhl normální hodnoty CI i přes infranormální hodnoty SI. CI je pak jen dynamickým modulátorem DO_2I (Oxygen Delivery Index). (viz Obrázek II)



Hemodynamický stav pacienta je určen hemodynamickým bodem na souřadnicích SI [ml/m^2] a MAP [Torr]. Normotenze je znázorněna dvěma horizontálními čarami $\text{MAP}=70$ a 105 Torr. Hypertenze je definována jako $\text{MAP}>105\text{Torr}$ a hypotenze jako $\text{MAP}<70\text{Torr}$. Normodynamický stav je vyznačen dvěma vertikálními čarami $\text{SI}=35$ a $65\text{ml}/\text{m}^2$. Hypodynamický stav je definován jako $\text{SI}<35\text{ml}/\text{m}^2$ a hyperdynamický $\text{SI}>65\text{ml}/\text{m}^2$. Normohemodynamický stav je vyznačen šedivým obdélníkem (viz Obrázek III).

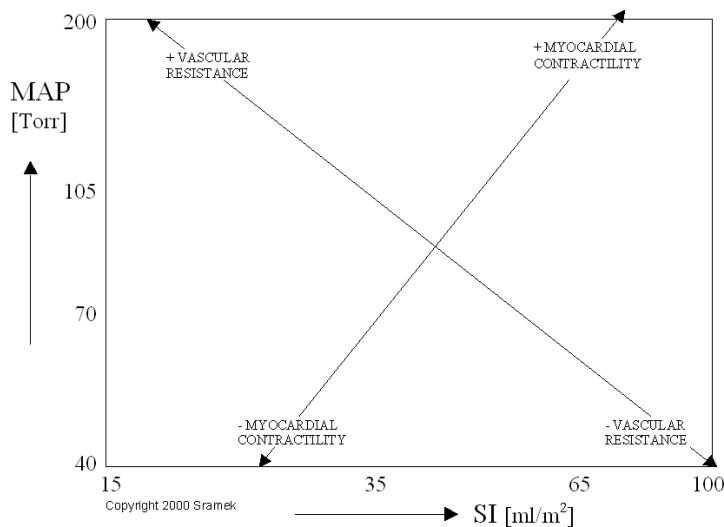


Výsledkem tří úrovní MAP (hypotenze, normotenze, hypertenze) a tří úrovní SI (hypodynamický, normodynamický, hyperdynamický stav) je devět tříd hemodynamického stavu, který je reprezentován devíti obdélíky. Pouze jeden z nich patří normotenzii (vyznačen šedivě). Obrázek III reprezentuje hemodynamický plán, kde souřadnice MAP a SI tvoří vertikálně a horizontálně ortogonální systém.

Naproti tomu obrázek IV znázorňuje ortogonální systém souřadnic mající navzájem kolmý směr vektoru na souřadnicích MAP a SI. Jedná se zde o dva základní hemodynamické modulátory a to o kontraktilitu srdečního svalu a vaskulární odpor – hemodynamické příčiny.

V antihypertenzní terapii jsou dosažitelné následující body:

- pokles kontraktility srdečního svalu (buď kvůli diuréze nebo kvůli účinku negativních inotropů) => sníží se hodnoty MAP a SI
- pokles vazokonstrikce (buď podáváním vazodilatancí, nebo ACE inhibitorů) => snižují se hodnoty MAP zatímco hodnoty SI se zvyšují
- vícesložková terapie – jako kombinace zahrnující diuretika a ACE inhibitory



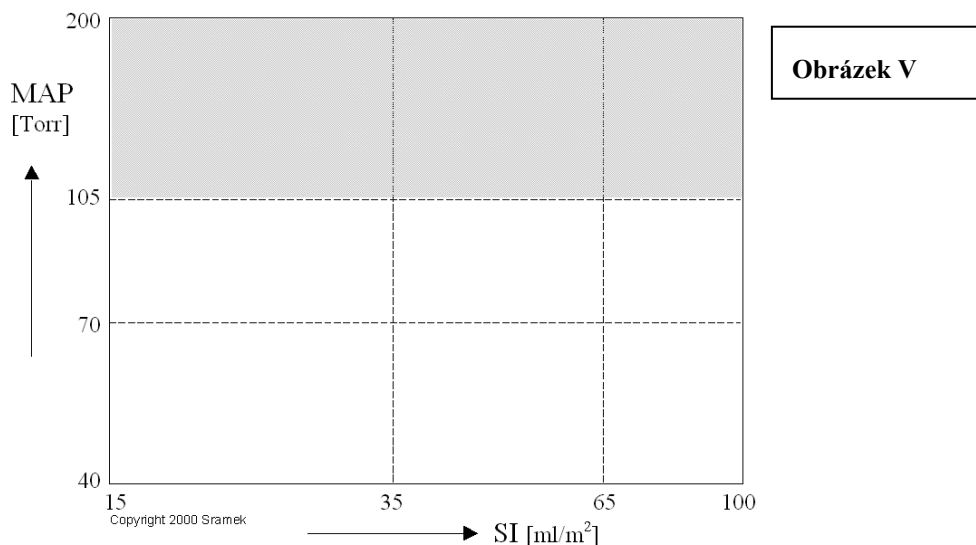
Obrázek IV

Změny v kontraktilitě srdečního svalu hýbají hemodynamickým bodem pacienta podél paralelních čar probíhajících od SV k JZ, zatímco změny vaskulárního odporu ukazují bod ve směru, který je kolmý k vektoru kontraktility (od SZ k JV). Kontraktilita srdečního svalu má dva fenomény: účinek objemu a účinek inotropního stavu. (Obrázek IV)

Vzájemný vztah mezi hemodynamickým stavem (viz Obrázek III) a hemodynamickým perfúzním tokem modulatorů (objem, inotropie, vazoaktivita, chronotropie (viz Obrázek IV)) je obousměrný:

- a) Měřením MAP, SI, CI hodnot můžeme procentuelně určit odchylky intravaskulárního objemu, inotropie, vazoaktivity a chronotropie z jejich vlastních ideálních stavů nebo
- b) S vědomím těchto odchylek můžeme předpovídat úroveň MAP, SI, CI.

Hypertenze (MAP > 105 Torr) proto zahrnuje tři rozdělení abnormálního hemodynamického stanoviska (hypertenzní/hypodynamické, hypertenzní/normodynamické, hypertenzní/hyperdynamické) – šedivý obdélník. Hypertenze je všeobecně způsobena buď hypovolemií a/nebo hyperinotropií a/nebo vazokonstrikcí.



Šedivá oblast představuje hemodynamický stav všech hypertenzních pacientů. (Obrázek V)

Hypertenze není choroba jen čísel tlaku, srdečního indexu nebo minutového objemu, ale měla by být chápána jako klinický komplexní problém. Hypertenze je tedy klinický syndrom spojený s humorálními odchylkami a endoteliální dysfunkcí.

Dnes se léčí podle modelů zohledňující aktivitu hormonů, reninového systému a sympatiku, tedy podle evidence-based medicíny, tj. podle výsledků velkých klinických studií. Hemodynamický model je v dnešní době zastaralý.

V popředí je ochrana orgánů jako ledviny, mozek, srdce. Tato ochrana je ideální, když systolický a diastolický tlak dosahuje normálních hodnot. Bere v úvahu klinicky dokázané efekty jednotlivých léků a jejich kombinace.

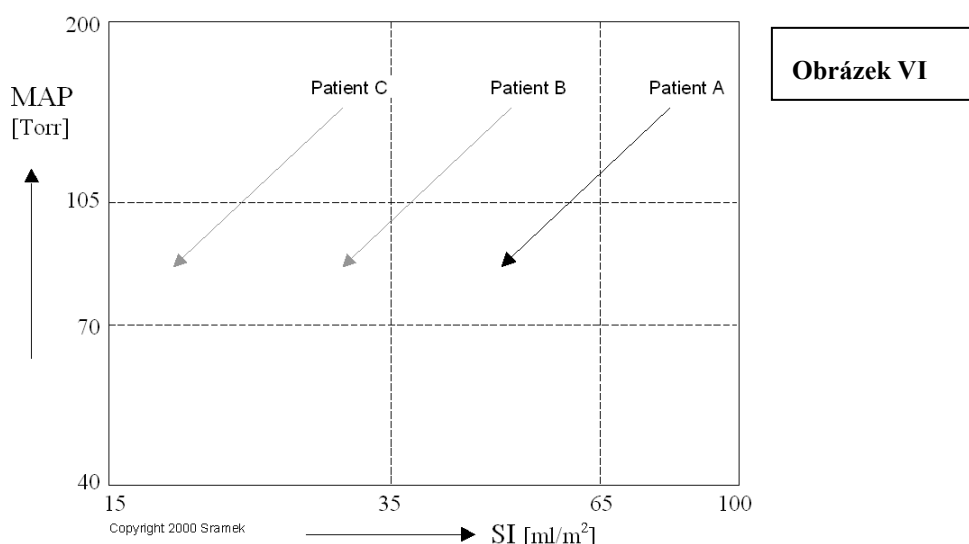
Všechny třídy běžných antihypertenziv – diuretika, β blokátory, blokátory Ca kanálů, ACE inhibitory, centrálně působící léky – redukuje TK.[21]

2.3 Hemodynamický vektorový účinek základních antihypertenziv

- 1/ Diuretika – jejich hemodynamickým cílem je snížit krevní objem (hypervolemii). Redukce krevního objemu spočívá ve snížení kontraktility srdečního svalu mechanickou cestou (Frank-Starling mechanismus). Výsledkem je snížení MAP a SI (viz Obrázek VI)

- užíváme u hypertenze starších osob, při současné městnavé srdeční slabosti a u hypertenze provázené retencí sodíku a vody
- efektem diuretik je také např. změna obsahu sodíku v cévní stěně a reaktivita na vliv sympatiku
- indikujeme v léčbě hypertenze buď jako monoterapii, nebo častěji v kombinaci s jinými antihypertenzivy, jejichž hypotenzivní účinek potencují

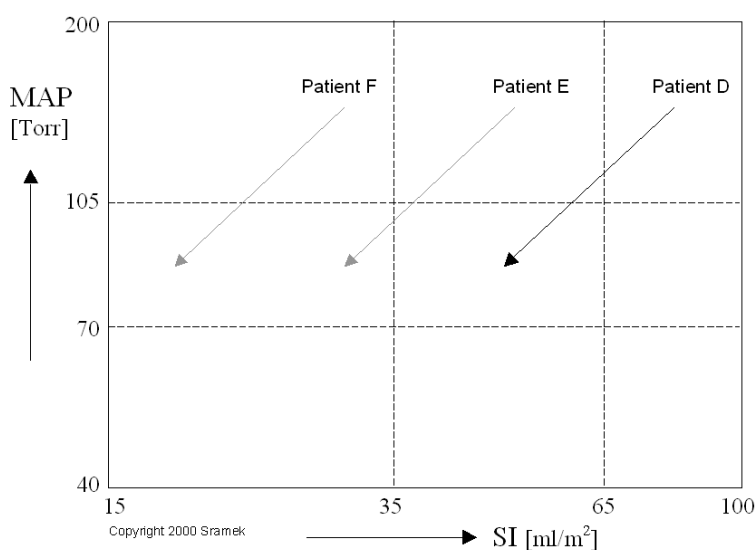
Pacient A je hypertenzní/ hyperdynamický – hypertenze je zapříčiněna hypervolemií, proto jsou diuretika správnou terapií. Pacient B je hypertenzní/ normodynamický a pacient C je hypertenzní/ hypodynamický, diuretika by u nich mohla vyvolat vedlejší účinky. (Obrázek VI)



- 2/ β blokátory – účinkem je zredukovat oba inotropní stavy (negativní inotropii, negativní chronotropii) a srdeční rychlost. Redukce kontraktility srdečního svalu farmakologickými prostředky vede ke snížení MAP a SI (Obrázek VII). Snížení SI vede k redukci perfúzního toku krve CI [$CI=SI \times HR$]. Negativní chronotropní účinek β blokátorů snižuje HR, což vede k dalšímu snižování CI. Jestliže nejsou β blokátory předepsány ke snížení kontraktility srdečního svalu, ani ke snížení spotřeby kyslíku v srdečním svalu,

mohou nastat vedlejší účinky (únava, mužská impotence, poruchy trávení, náměsíčnost...), jestliže je jejich účinek na snížení CI a na snížení perfúze ve tkáních kvadratický.

- jsou léky volby u hypertenze provázené ICHS, anginou pectoris, stavy po akutním infarktu myokardu a u hypertenze mladých osob – u hypertenze starších osob v kombinaci s diuretiky
- snížení CI působí jen přechodně, mají mnoho dalších účinků



Obrázek VII

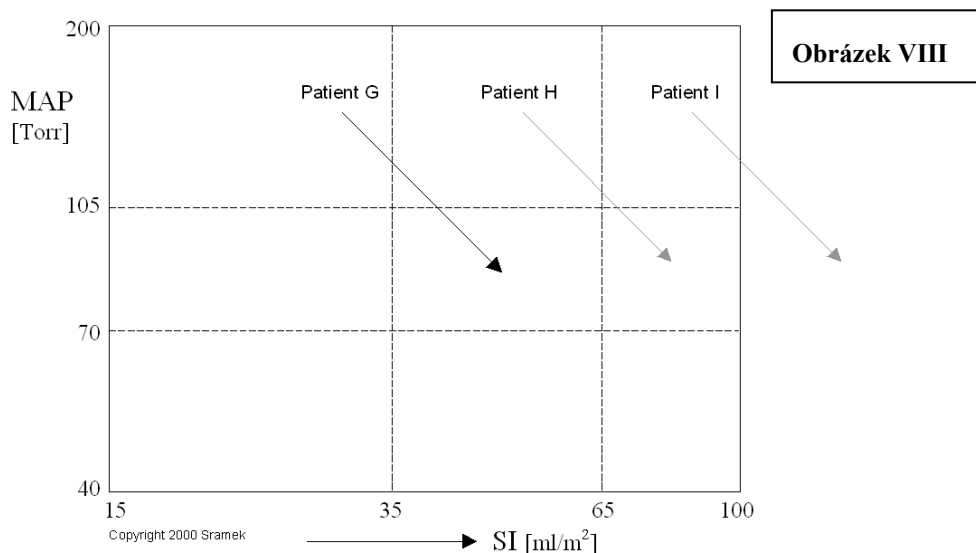
β blokátory jsou správnou terapií pro pacienta D, jehož hypertenze je způsobena hyperinotropií a hyperchronotropií. U pacientů E a F by mohly způsobit vážné snížení SI. (Obrázek VII)

3/ ACE inhibitory/vazodilatancia

ACE (Angiotensin Converting Enzyme) inhibitory mají tytéž hemodynamické účinky jako vazodilatancia. Snižují hodnoty MAP a zároveň zvyšují SI. Jsou správnou terapií hypertenzního/hypodynamického pacienta, kdy je hypertenze způsobena vazokonstrikcí a sníženou arteriální poddajností (Obrázek VIII).

- vedle svého antihypertenzivního účinku mají i kardio-, vazo- a renoprotektivní efekt a nemají nepříznivé metabolické účinky

- využití v léčbě arteriální hypertenze buď jako monoterapie, nebo u těžších forem hypertenze v kombinaci s jinými antihypertenzivy-nejvhodnější kombinace s diuretiky nebo blokátory kalciového kanálu

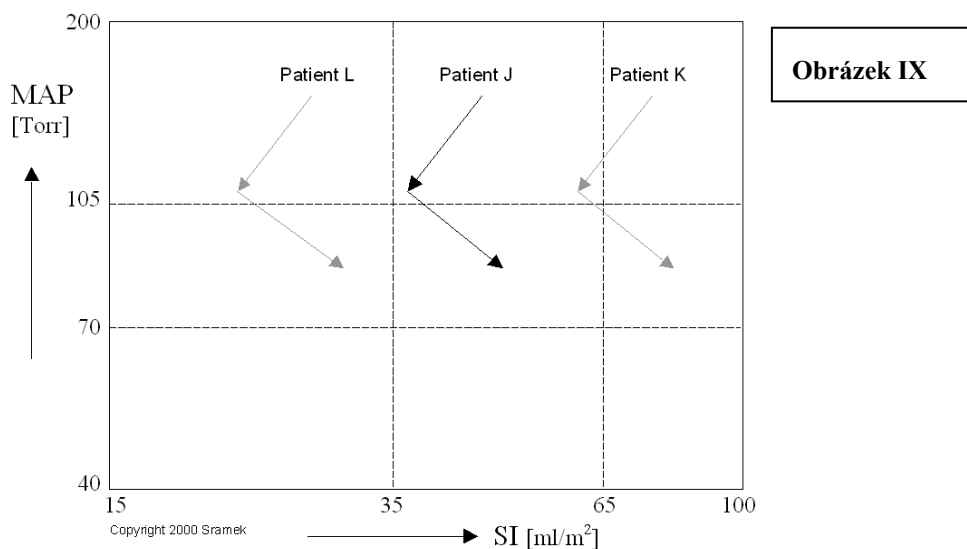


U pacienta G je hypertenze způsobena hlavně vazokonstrikcí, proto je pro něj léčba ACE inhibitory nepřijatelnější. U pacientů H a I by zbytečně zvyšovaly zatížení myokardu. (Obrázek VIII)

4/ Blokátory Ca kanálů – složené z různých směsí negativních inotropů – Verapamil a Diltiazem (působí bradykardii) a vazodilatancí – Dihydropyridiny (některých lze použít i u pacientů se sníženou kontraktilitou. Redukují MAP hodnoty, zatímco hodnoty SI zůstávají přibližně na stejných hodnotách jako před léčbou. Jsou správnou terapií pro ty pacienty, kteří mají hypertenzi způsobenou hyperinotropií a vazokonstrikcí (Obrázek IX).

- snižují TK systémovou vazodilatací
- nepodporují sklon k retenci sodíku a vody
- neovlivňují negativně metabolismus lipidů a glycidů

- nevedou k bronchokonstrikci, příznivě ovlivňují regresi hypertrofie LK srdeční, průtok krve ledvinou a periferním řečištěm



Obrázek IX

Blokátory Ca kanálů jsou správnou terapií pro pacienta J, jehož hypertenze je způsobena kombinací hyperinotropie a vazokonstrikce. Pacient L by se podáváním léků mohl stát normotenzní/ hypodynamický, zatímco pacient K by se mohl stát normotenzní/ hyperdynamický.[21]

5/ Centrálně působící léky

- pro svůj sedativní účinek vhodné k léčbě hypertenzí spojených s psychickou tenzí, pro léčbu renálních hypertenzí, hypertenzí s metabolickými odchylkami a u hypertenze při diabetes mellitus

Kombinovanou terapii dnes potřebuje více než 60% pacientů. [17]

3 Echokardiografické vyšetření hypertoniků

3.1 Biofyzikální základy vyšetřování ultrazvukem

Průchod ultrazvuku tkáněmi (fyzikální charakteristika)

Ultrazvuk je kmitavý mechanický pohyb pružného prostředí o kmitočtu vyšším než 20kHz. Je vyšší než frekvenční mez lidského ucha a proto jej neslyšíme.

Prostředím se ultrazvuk od zdroje šíří v podobě vlnění. Vlnění rozdělujeme podle směru kmitání částic prostředí na příčné – transversální (částice kmitají kolmo na směr šíření vlnění) a na podélné – longitudinální (pohyb částic ve směru šíření vlnění). Rychlost šíření nebo-li fázovou rychlost ultrazvuku v prostředí udává čas, který je potřeba k přenosu kmitavého pohybu z jedné částice na druhou a je charakteristický pro každé pružné prostředí.

Tekutému prostředí jsou téměř analogické měkké tkáně lidského těla (svaly, mozek) a tedy i rychlost šíření ultrazvuku c v tomto prostředí závisí na modulu pružnosti K a hustotě prostředí ρ tímto vztahem:

$$c = \frac{K}{\rho} \quad /m.s^{-1}/$$

V měkkých tkáních a tekutinách se ultrazvuk šíří formou podélných vln.

V kostech, které patří do skupiny pevných látek, je to se šířením ultrazvukových vln složitější. Ultrazvuk se zde totiž šíří i vlnami příčnými a povrchovými.

Při průchodu vlnění prostředím se snižuje jeho intenzita, dochází k útlumu. Takže

$$I_x = I_0 e^{-2\alpha x}$$

αlineární koeficient útlumu

xtloušťka útlumové vrstvy

I_0výchozí intenzita

Absorpce a rozptyl jsou hlavními složkami uplatňující se v mechanismu útlumu. Ke snižování intenzity přeměnou akustické energie ultrazvukové vlny v teplo dochází při absorpci. Odrazem, ohybem a lomem se ultrazvuková vlna snižuje při rozptylu.

V nehomogenním prostředí je útlum způsoben oběma mechanismy, přičemž rozptyl může převládnout. V homogenním prostředí je útlum způsoben zejména absorpcí.

Rychlost šíření je nezávislá na ultrazvukové frekvenci. Útlum se zvyšuje se stoupající frekvencí.

Akustická impedance Z je ultrazvukový vlnový odpor a charakterizuje akustické vlastnosti prostředí. Je dána součinem hustoty prostředí ρ a rychlosti šíření c :

$$Z = \rho \cdot c \quad / \text{Pa} \cdot \text{s}^{-1} /$$

Rozdíly akustických impedancí dvou tkání významně ovlivňují velikost odrazu a lomu ultrazvukových vln na jejich rozhraní.[6]

tabulka 1-Akustické impedance některých tkání

prostředí	$Z[\text{Pa}^{-1} \cdot \text{s} \cdot 10^6]$
krev	1,62
tuk	1,35
sval	1,65-1,74
kost	3,75-7,38
destil.voda	1,52

Principy ultrazvukových Dopplerovských systémů

Na změně kmitočtu ultrazvukové vlny odražené od pohybujících se červených krvinek (Dopplerově jevu) jsou založeny ultrazvukové detektory krevního toku a ultrazvukové měřiče rychlosti. Takto lze neinvazivně získat informace z povrchu těla o rychlostních profilech jednotlivých cév a o dalších parametrech krevního toku.

Dopplerovské sondy musí obsahovat nejméně dva měniče (samostatný vysílač a přijímač), na rozdíl od zobrazovacích sond. Rozdíl mezi kmitočtem vysílaného a přijímaného signálu je úměrný rychlosti toku krve. Kmitočet odraženého ultrazvukového vlnění se nezmění, jestliže budou krvinky v klidu. Nižší bude, když jejich pohyb bude souhlasný se směrem vysílaného ultrazvuku a vyšší, jestliže se krvinky budou pohybovat proti směru ultrazvukového svazku. Vysílaný kmitočet je volen v oblasti slyšitelného zvuku. Výška tónu rychlosti odpovídá proudění a jeho intenzita odpovídá množství protékající krve (při akustickém monitorování).

Při dopplerovském měření se využívá buď souvislého ultrazvukového vlnění (CW) nebo krátkých ultrazvukových impulsů.

V echokardiografii se uplatňují duplexní systémy. Barevné dopplerovské zobrazení krevního toku umožňuje určit směr toku krve vzhledem k sondě a orientačně i rychlost a podíl laminární (vrstevnaté) a turbulentní složky.[9]

Způsoby vyšetřování ultrazvukem

Vyšetření ultrazvukem je neinvazivní. Každý lékařský obor využívající ultrazvukové diagnostiky má své specifické přístupy k vyšetření.

Většina vyšetření se zahajuje v poloze na zádech (kardiologické, abdominální). Pak následuje poloha šikmá nebo poloha na boku.

Akustické řezy vyšetřované části těla vedeme ve 3 hlavních směrech: podélně, příčně a šikmo. Rovinu a směr řezu je nutné uvádět ve výsledku vyšetření.

Typ sondy volíme podle cíle a způsobu vyšetření. Běžně se používá sond o frekvenci 2,5-7,5 MHz. Rozlišovací schopnost stoupá se zvyšující se frekvencí, ale snižuje se hloubka vyšetření. Pro styk sondy s povrchem těla se používají vodou smývateľné gely.

U příčných řezů se pravá strana vyšetřované oblasti zobrazuje na levé části obrazovky a u podélných se na levé straně obrazovky zobrazují proximální části.

3.2 Echokardiografie

Echokardiografií se nazývá vyšetření srdce pomocí ultrazvuku. Je jednou z nejdůležitějších technických neinvazivních vyšetřovacích metod srdce. Základními metodami echokardiografie jsou dvourozměrné vyšetření, M-způsob a dopplerovské vyšetření.

Dvourozměrné vyšetření a M-způsob (zobrazovací metody) poskytují morfologický obraz jednotlivých srdečních oddílů. Lze posoudit jejich tvar, rozměry a do určité míry i strukturu tkáně.

Důležité je i vyšetření v reálném čase, díky němuž pozorujeme hybnost fyziologických i patologických struktur vypovídající o centrální hemodynamice.

Informace o směru, charakteru a rychlosti krevního proudu ve fyziologických dutinách i v patologických komunikacích poskytuje dopplerovské vyšetření.

Echokardiografie je však omezována okolními mimosrdečními tkáněmi a orgány, které narušují kvalitu obrazu (např. plicní tkáň). Pro zlepšení kvality obrazu je dobré, aby pacient ležel na zádech, lehce pootočen na levý bok s mírným zdvižením horní části těla.

3.3 Metody echokardiografie

Dvourozměrné vyšetření

Ultrazvukový obraz můžeme snímat ve více rovinách. Roviny si volíme otáčením sondy kolem osy nebo jejím nakláněním. Rovinu a sklon sondy je nutné nastavit individuálně podle konfigurace hrudníku a polohy srdce.

Téměř vždy vyšetřujeme z mezižeberních prostorů.

Nejčastěji užívané projekce jsou na úrovni:

- aorty
- mitrální chlopně
- papilárních svalů

Důležitým přístupovým místem je srdeční hrot.

M-způsob

Dostáváme jednorozměrný obraz zaznamenaný v čase.

M-způsobu se využívá nejčastěji v těchto směrech:

- mitrální chlopeň
- aorta a levá síň
- levá komora

Při výpočtu EF se používá korigující vzorec podle Teichholze (viz kapitola 3.3.3.3).

Dopplerovská echokardiografie

3.3.1.1 Fyzikálně metodické principy

Podstatou dopplerovské echokardiografie je Dopplerův jev.

Je-li ultrazvukový paprsek vysílaný měničem zaměřen na dopředné krevní proudění, změní se odražený a zachycený signál v signál o vyšší frekvenci (díky Dopplerovu posunu). Při obráceném posunu je tomu naopak, kdy signál odražený od zpětně proudících krvinek vykazuje frekvenci nižší.

Frekvenční posun je vyjádřen rovnicí:

$$F_D = \frac{2f_v \cdot v \cdot \cos \alpha}{v_0}$$

f_v ...frekvence vysílaného vlnění

v ...rychlost pohybu odražeče

$\cos \alpha$... \cos úhlu mezi osou vysílaného vlnění a vektorem rychlosti odražeče

v_0 ...rychlost šíření ultrazvuku v prostředí mezi měničem a odražečem

Pomocí uvedeného vztahu vypočítáme rychlost pohybu odražečů:

$$v = \frac{F_D \cdot v_0}{2f_v \cdot \cos \alpha}$$

Dopplerův jev je rozdílem mezi frekvencí vysílaného a odraženého vlnění a nachází se ve slyšitelném rozsahu spektra. Jeho reprodukce je zvuková a grafická.

Signál je neustále jedním piezoelektrickým krystalem uloženým v sondě vysílán a druhým přijímán (kontinuální doppler CW), zatímco u pulzního doppleru (PW) se vysílání i přijetí děje jedním krystalem v časových intervalech daných vzdáleností oblasti nastavitelného přijímání od povrchu měniče.

3.3.1.2 Barevné mapování krevního proudění (CFM)

Získaná informace je zpracována počítačem, převedena do barevného kódu do dvourozměrného echokardiogramu amplitud odražených ech. Obraz vzniká v reálném čase.

Předností barevného mapování proudění je prostorová orientace rychlostí i směru převažujícího proudění.

Barevné zobrazení v jednorozměrném zobrazení způsobem M, kdy větší počet impulsů v jedné linii UZ paprsku zvýší citlivost rychlostního záznamu zvýšením poměru signál a šum. Tím se zvýší i přesnost odhadu absolutní rychlosti a variance (turbulence).

Pro vyšetřování barevným mapováním platí:

- čím užší barevný sektor a čím menší hloubka měření, tím přesnější a reálnější je měření
- červená barva proudění k měniči, modrá od měniče
- čím světlejší odstín, tím vyšší rychlost proudění odražečů
- příměs zelené a žluté indikuje turbulenci

Hlavním přínosem je informace o:

- směru a relativní rychlosti proudění
- jednoznačnosti nebo narušenosti proudění
- počtu a směru proudivých trysek
- časování krevních proudů

3.3.1.3 Fyziologické dopplerovské nálezy

U fyziologických stavů je proudění krve chlopenními ústími, srdečními dutinami a velkými cévami převážně hladké (laminární). Všechny krevní částice však nemají stejný směr a stejnou rychlost a všeobecně platí, že směrem od centra ke stěnám se rychlost díky viskóznímu tření snižuje.

Důsledkem anatomického zúžení dojde ke zvýšení rychlosti a tím se vytrácí hladký charakter proudění. V oblasti zúžení se přidá k dopřednému pohybu červených krvinek náhodný, transverzální pohyb a dochází k chaotickému proudění.

3.3.1.4 Echokardiografie při hodnocení srdeční hemodynamiky

Při echokardiografickém vyšetření měříme veličiny, ze kterých je možné výpočtem stanovit další parametry. Základním přístupem je M-způsob, kdy získáváme hlavní kvantitativní údaje o srdečních strukturách a jejich funkci.

Rozměry měříme ve dvou fázích:

- na konci diastoly (začátek komplexu QRS na EKG)
- na vrcholu systoly (v nejmenší vzdálenosti mezi zadní stěnou a mezikomorovým septem)

Na konci diastoly získáme údaje o diastolickém rozměru (Dd), tloušťce zadní stěny levé komory (ZS), tloušťce mezikomorového septa (IVS) a o diastolickém rozměru pravé komory (PK). Na vrcholu systoly měříme rozměr levé komory v systole (LS), tloušťku septa a zadní stěny.

Pro změření aorty (Ao) a levé síně (LS) zaměřujeme paprsek kolmo na kořen aorty, aby zachycoval alespoň částečně cípy její chlopně.

Výpočet objemových ukazatelů levé komory vychází z modelu rotačního elipsoidu, jemuž se normální levá komora svým tvarem blíží.

Za předpokladů, že je UZ paprsek orientován parasternálně v dlouhé ose, lze použít k výpočtu objemu levé komory kubický vzorec:

$$V = D^3$$

Nejužívanější korigující vzorec při patologických procesech je vzorec podle Teichholze:

$$V = \frac{7}{2,4 + D} \cdot D^3$$

K výpočtu ejekční frakce slouží vztahy mezi objemem na konci diastoly (EDV) a na vrcholu systoly (ESV):

$$EF = \frac{EDV - ESV}{EDV} \cdot 100$$

Funkci levé komory můžeme také vyjádřit některými parametry její kontraktility. Především je to frakční zkrácení

$$FS = \frac{Dd - Ds}{Dd} \cdot 100$$

a rychlost zkrácení obvodového vlákna. Vyjadřujeme střední rychlost zkrácení obvodového vlákna

$$mVcf = \frac{Dd - Ds}{Dd \cdot LVET}$$

$LVET$ je vypuzovací doba levé komory, kterou můžeme změřit i echokardiograficky jako dobu otevření aortální chlopně.

Dalším ukazatelem kontraktility je vrcholová rychlost zkráceného obvodového vlákna. Její počítačové zpracování sestojí křivku okamžité rychlosti změny rozměru levé komory v průběhu srdečního cyklu. Lze ji vypočítat ze vzorce

$$pVcf = \frac{S_1 + S_2}{Dd}$$

S_1 je sklon tečny k linii kontrakce septa, S_2 je sklon k linii kontrakce zadní stěny

Z údajů z M-způsobu můžeme odhadnout i hmotnost levé komory

$$Hmotnost = 1,05 \cdot (Dd + IVS + ZS)^3 - Dd^3$$

$1,05$ je specifická hmotnost srdečního svalu

Všechny výpočty z M-mode jsou tím nejpřesnější, čím více patologický proces mění geometrii LK a funkci jejích částí. Zde musíme k výpočtům použít dvourozměrné zobrazení. Přesnějších výsledků u hrubě deformovaných LK dosáhneme použitím Simpsonova pravidla. Principem je rozdělení LK do segmentů od hrotu až k basi, které mají stejnou výšku. Objem komory získáme součtem objemů těchto segmentů. Výpočty provádí počítač.

Dopplerovské vyšetření umožňuje výpočet i dalších veličin. Především odhad tlakového gradientu podle Bernouliho rovnice

$$P=4 \cdot V^2$$

V představuje rychlost krevního proudu

Přesnější pro určení závažnosti stenózy je plocha ústí. U mitrální stenózy se používá vzorec

$$MVA = \frac{220}{T/2}$$

MVA je plocha ústí a $T/2$ je čas v ms, za který poklesne gradient na polovinu své hodnoty

Průtok (F) určitým cévním řečištěm je definován jako součin střední rychlosti proudění (\bar{v}) a vnitřní průřezové plochy cévy (A)

$$F = \bar{v} \cdot A$$

K vyhodnocení průtoku musíme vzít v úvahu incidenční úhel α mezi osou proudění a směrem dopplerovského paprsku

$$F = \frac{\bar{v} \cdot A}{\cos \alpha}$$

Ke změření co nejreprezentativnější střední rychlosti proudění musíme měření provádět v oblasti s relativně plochým profilem proudění. V těsné blízkosti ústí velkých tepen a se zvyšující se vzdáleností, kdy profil dostává parabolický charakter, se snižuje přesnost dopplerovského měření.

Měření tepového srdečního objemu (TO) vychází z výpočtu plochy pod systolickou rychlostní křivkou v aortě, tj. integrál rychlosti proudění v čase (TVI) násobeného průřezem průtočné plochy A

$$TO = TVI \cdot A$$

Minutový srdeční objem (MO) je násobkem TO a tepové frekvence (TF)

$$MO = TO \cdot TF$$

S jistou dávkou nepřesnosti předpokládáme, že ústí velkých cév má kruhový průřez. Výpočet je dán vzorcem:

$$A = \pi \cdot r^2$$

r je poloměr ústí

Čím nepřesněji vypočítáme průřezovou plochu, tím méně věrohodná je hodnota průtoku stejnou oblastí.

Kvantitativní echokardiografie se zabývá hlavně posouzením levé poloviny srdce, jelikož pro pravé srdce je obtížnější jeho detekce kvůli nepravidelnému tvaru.

Obecná echokardiografie

3.3.1.5 Systolická funkce LK

Systolická funkce, která je neporušená, se projevuje symetrickou kontrakcí všech jejích stěn.

K omezení pohybu stěny LK vede porucha kontraktility.

Podle rozsahu rozeznáváme

- hypokinezu – omezení amplitudy pohybu
- akinezu – chybění pohybu
- dyskinezu – pohyb stěny ven z komory v systole

Tam, kde je porucha hybnosti, zjišťujeme omezené ztlušťování stěny v systole.

Pokud není selhávající LK schopna zlepšit svou systolickou funkci zvýšením kontraktility, dochází k její dilataci.

U funkce LK posuzujeme odděleně její systolickou a diastolickou složku.

Systolickou funkci LK můžeme ohodnotit dvěma způsoby:

- měřením tepového objemu a minutového srdečního výdeje
- hodnocením rychlostní charakteristiky ejekce LK

3.3.1.6 Diastolická funkce LK

Diastolická funkce se hodnotí pomocí ukazatelů plnění LK. Charakter plnění je určován interakcí komorové diastolické funkce a podmínkami plnění.

Rychlost mitrálního průtoku určuje za nepřítomnosti chlopenní vady tlakový spád mezi síní a komorou (transmitrální gradient). Nejzásadnější vliv na něj mají relaxace myokardu LK a oddílová poddajnost LK.[10,4,9]

4 Princip vyšetření impedanční kardiografií na systému Hotman

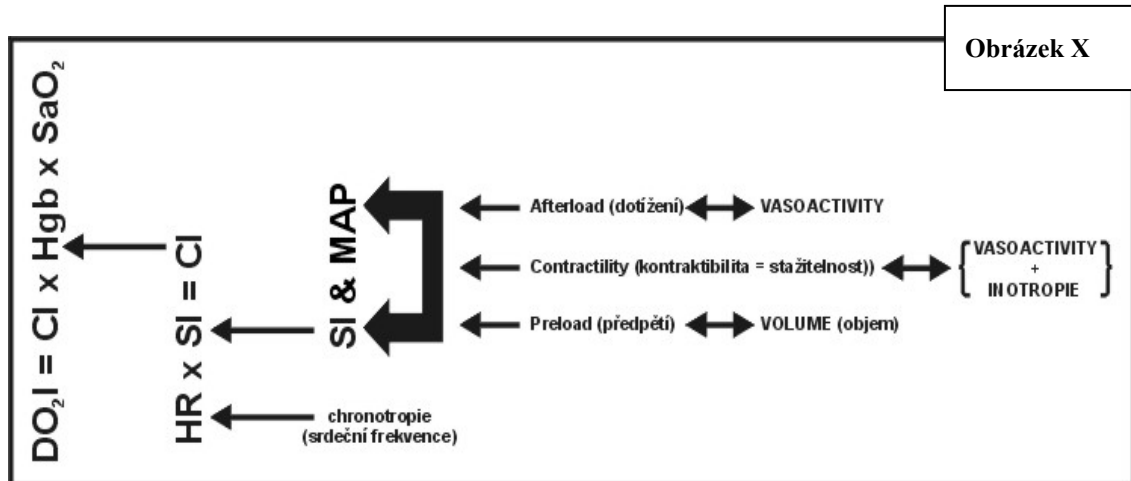
Hotman systém se skládá z PC a modulu EXT – TEBCO (External Thoracic Electrical Bioimpedance Cardiac Output). [22]

4.1 Hemodynamika

Kardiovaskulární systém se skládá ze 2 základních oddílů: centrálního (srdce) a periferního (krevní cévy). Úkolem kardiovaskulárního systému je:

- 1) zásobování tkání kyslíkem, živinami a humorálními působky v souladu s tkáňovými požadavky
- 2) odvádění odpadních produktů metabolismu ze tkání
- 3) podílet se na udržování tělesné teploty

Hemodynamika je základním dynamickým modulačním substrátem kardiovaskulárního systému.



Týká se fyzikálních mechanických sil generovaných srdcem (respektive tepnami) a kardiovaskulárním systémem. Kardiovaskulární systém je hydraulický systém v uzavřené smyčce, skládající se ze dvou pump ve dvou vaskulaturách.

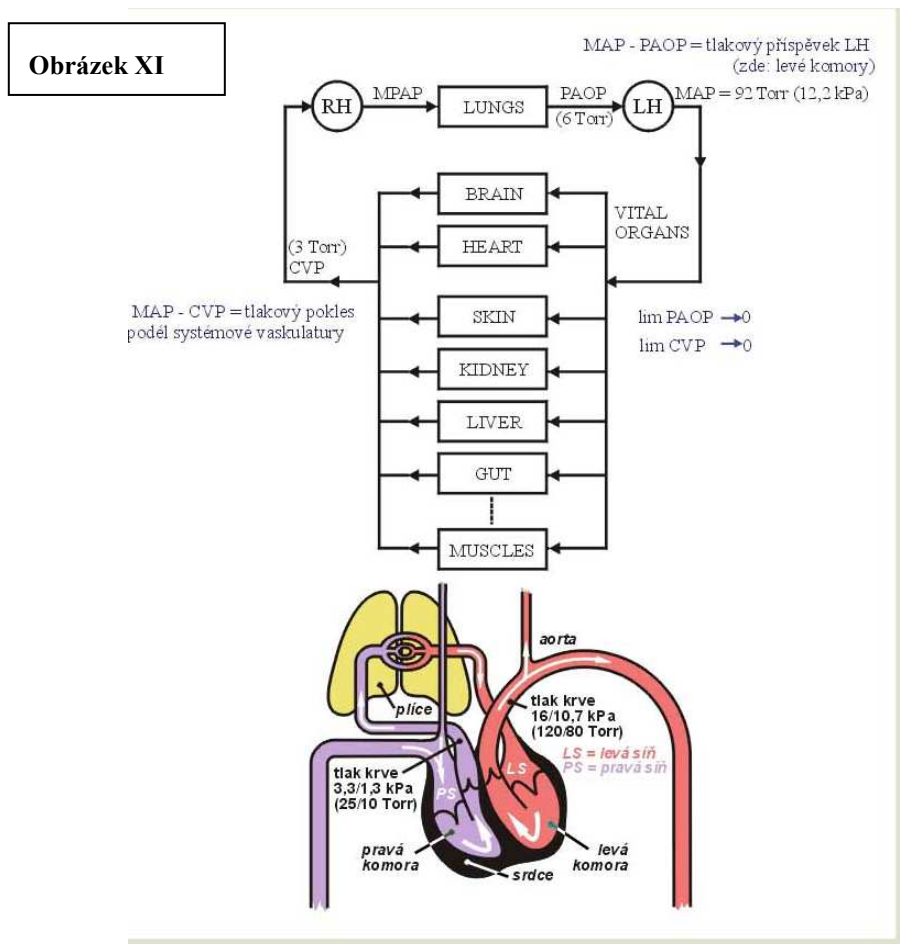
Jako důsledek tohoto uspořádání můžeme studovat:

- plicní hemodynamiku, která zahrnuje zejména pravé srdce a plíce
- systémovou hemodynamiku, která zahrnuje především levé srdce a zbývající orgány

V kardiiovaskulárním systému identifikujeme minimálně 4 různé krevní tlaky s úzkou návazností na celkovou hemodynamiku :

- výstupní tlak levého srdce (mean arterial pressure, MAP)
- plnicí tlak pravého srdce (central venous pressure, CVP)
- výstupní tlak pravého srdce (mean pulmonary artery pressure, MPAP)
- plnicí tlak levého srdce (pulmonary artery occluded pressure, PAOP), někdy nazývaný také „tlak v zaklínění“ čili „wedge pressure“

V systémové hemodynamice jsou důležité tlaky MAP, PAOP a CVP.

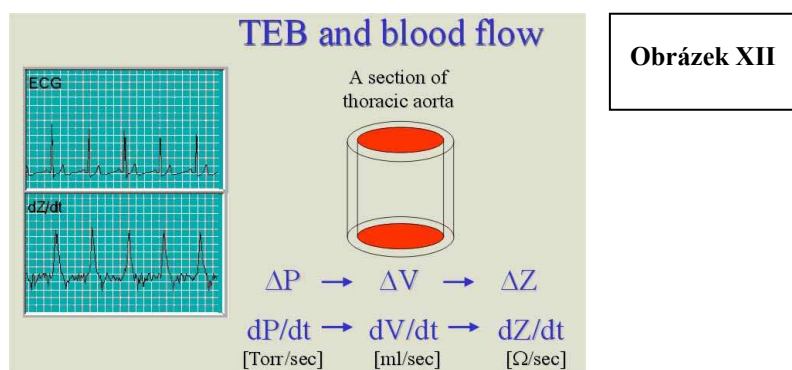


V hemodynamickém výkladu kardiovaskulárního systému jsou krevní tlak a krevní tok vždy párové hodnoty (uspořádané dvojice hodnot) měřené v různých měřicích uzlech (styčných místech) tohoto systému. To znamená, že tlak krve a průtok krve by měly být získávány simultánně. Tlakově-průtokové hodnoty pak definují hemodynamický stav v uzlových bodech kardiovaskulárního systému. Krevní tok považujeme za řídicí hemodynamickou veličinu, zatímco krevní tlak je následný efekt krevního toku (řízená veličina). V systémové vaskulatuře a orgánech je vstupní tlak výsledkem toku krve skrz vaskulaturu vně i uvnitř orgánů, kde rozhodující roli hraje impedance systémové i orgánové vaskulatury. Hemodynamicky precizní by bylo znát vždy okamžité uspořádané dvojice hodnot (tlak, tok) jako funkce času. Z hlediska klinického hemodynamického managementu jsou pro určování hemodynamického stavu plně akceptovatelné střední hodnoty krevního tlaku a krevního toku měřené v uzlových bodech kardiovaskulárního systému, časově vztažené k jedné periodě srdečního tepu.

Normální hladiny tří modulačních cest, tj. normovolemie, normoinotropie a normovazoaktivita, produkují normální hemodynamický stav, tj. normotenzi (MAP v normálních mezích) a normodynamickou cirkulaci na tep (SI v normálních mezích). Tento stav je žádoucí hemodynamický stav, kterého by měly dosáhnout pacienti, jejichž hemodynamika se odchyluje buďto v krevním tlaku (hypertenze nebo hypotenze), nebo v krevním toku (hyperdynamický nebo hypodynamický stav/tep), nebo v obou těchto základních hemodynamických parametrech. Normální hemodynamický stav lze považovat za žádoucí hemodynamický cíl.

Impedanční měření hrudní hemodynamiky je založeno na změnách elektrické impedance. K těmto změnám dochází v důsledku činnosti orgánů, které se nacházejí v hrudníku. Hlavní měrou se na výsledném signálu projevuje činnost srdce. V hrudníku je proud veden v důsledku dobré elektrické vodivosti krve především podél cév. Při své rytmické činnosti srdce periodicky mění podmínky průtoku krve všemi cévami, čímž se mohou vysvětlit periodické změny impedance s frekvencí srdečního pulsu, které pozorujeme při měření. Výrazně se zde projevuje proud vedený cévami o velkém průřezu (vena cava, aorta).

Změny průsvitu aorty jsou funkcí TK a projevují se též změnami impedance Z . Průtok krve cévou lze pak určit na základě hodnoty časové derivace impedance dZ/dt . (Obrázek XII)



Obrázek XII

Hrudní impedance se také mění periodicky v rytmu dýchání.[19]

4.2 Postup při vyšetření – metodika práce

Nejprve jsem si spojila modul Tebco s počítačem a modul zapojila do sítě. K modulu jsem připojila měřící elektrody (používala jsem gelové elektrody). V počítači jsem si spustila program Hotman F1XX.

Pacient má obnaženou horní část trupu a leží na zádech s nataženými končetinami. Měl by se snažit být co nejvíce v klidu. Kůže pacienta je třeba odmastit, aby lépe přiléhaly a držely elektrody a proto jsem ji očistila lihem. Poté jsem přilepila elektrody podle návodu na modulu.

Elektrod je celkem osm: 2 bílé, 2 červené, 2 zelené a 2 černé. Červené a bílé jsou smyslové signální elektrody a umísťují se nejprve. Bílé elektrody jsou umístěny v průsečíku čar základny krku a frontální roviny, červené v rovině diafragmy na střední axilární čáře (konec hrudní roviny).

Černé elektrody se přilepí nad bílé smyslové elektrody a zelené elektrody jsou umístěny pod červené smyslové elektrody. Tyto elektrody jsou zdrojem a poklesem elektrického proudu, který prochází elektrodami ($I=0,007\text{mA}$). Prostor mezi signálními smyslovými elektrodami je kritický a musí být 5cm.

Do systému v „Measurement of a new patient“ jsem zadala jméno, výšku, váhu, pohlaví a věk pacienta.

Pokud bylo vše v pořádku, zobrazil se na displeji průběh křivek dZ v reálném čase. Dále je potřeba zadat TK pacienta. Tento průběh křivek jsem sledovala v menu „Monitoring“, kde se též zobrazovaly aktuální hodnoty hemodynamických parametrů. Naměřené hodnoty parametrů se zaznamenávaly do menu „Digital data“. Signál by neměl být rušen šumy. Kritický je zejména správný tvar křivky dZ/dt. Přepnutí do módu „Management“ je vhodné pro plánování léčby.

Při měření pacienta jsem nebrala ohled na jeho aktuální léčbu, ale snažili jsme se zhodnotit jeho aktuální situaci.

Hodnoty EF a CI byly naměřeny nejprve na přístroji Vivid 7 a vzápětí na přístroji Tebco. Jsou tedy srovnávány za stejných podmínek a ve stejném čase.

Získávání hemodynamických parametrů je zde prováděno neinvazivně - pomocí měření hrudní elektrické bioimpedance, TEB. Výsledky jsou interpretovány prostřednictvím počítačového software v podobě HMC grafů. Tyto grafy umožňují posoudit polohu identifikačního bodu hemodynamiky, ohodnotit vliv základních hemodynamických modulátorů, jakož i navrhnout takové léčebné a režimové změny, kterými by bylo docíleno pohybu identifikačního bodu hemodynamiky po požadované trajektorii směrem k normohemodynamickému stavu. Veškeré normohemodynamické stavy jsou přitom vyjádřeny v HMC grafu normohemodynamickým hexagonem (šestiúhelníkem). Na těchto principech a jasně definovaných vztazích mezi hemodynamickými modulátory a hemodynamickým stavem je založen kontinuální systémový hemodynamický management. Přitom optimální hemodynamický stav odpovídá i optimální dynamice transportu kyslíku.

5 Cíle a hypotézy

Cíl:

Porovnat některé údaje, důležité pro posouzení hemodynamiky a upřesnění diagnózy pacienta, při měření oběma metodami.

Hypotézy:

- 1) Impedanční kardiografie poskytuje výsledky, které korespondují s nálezy jiného neinvazivního vyšetření. Jde o srovnání vypočtené EF a minutového srdečního objemu.
- 2) Impedanční kardiografii lze využít v klinice pro orientaci o hemodynamickém stavu nemocného u lůžka.
- 3) Impedanční kardiografii lze použít při klinickém výzkumu hypertoniků k upřesnění rizika a hodnocení efektu léčby.

6 Zpracování výsledků

tabulka 2

Hodnoty naměřené na

Vivid 7	Tebcu	Vivid 7	Tebcu
EF [%]	EF[%]	CI [l/min/m ²]	CI [l/min/m ²]
75	50,3	3,8	3,2
75	50,4	3,5	3,17
78	52,8	3,2	2,43
67	53,7	3,1	3,01
75	51,3	2,8	2,29
75	63,6	4,2	3,79
51	48,6	2,2	2,16
66	47,3	3,54	1,63
70	64,9	4,5	4,23
77	41,8	4,1	1,46
56	53,4	3,8	3,47
58	52	3,5	3,48
58	51,5	3,2	3,2
63	54,9	3,7	2,74
78	52	2,9	2,46
74	43	4,5	1,5
53	54	3,1	4,23
64	52,1	3	2,48
45	49,8	2,9	3,2
74	57,9	4,5	4,23
45	43	1,8	1,43
66	53,1	3,1	2,65
66	63,6	4,1	3,75
35	54,6	2,1	2,82
75	65,2	4,1	3,75
65	55,3	4,2	3,51
52	50,8	2,9	2,69
75	74,2	3,5	3,1
32	41,6	2,1	1,42
62	59,3	3,9	3,34

6.1 Formulace statistického šetření:

Hromadný náhodný jev: Srovnání naměřených hodnot CI a EF na Vivid 7 a Tebcu

Výběrový statistický soubor 1: Hodnoty naměřené na Vivid 7

Výběrový statistický soubor 2: Hodnoty naměřené na Tebcu

Základní statistický soubor: 30 pacientů

6.2 Škálování:

Hodnoty *CI* a *EF* naměřené na jednotlivých přístrojích jsou dány na škále 1 až 4 (1 - nízký *CI,EF*; 4 – vysoký *CI,EF*).

tabulka 3

Škálování pro Vivid 7 CI		Škálování pro Vivid 7 EF	
1	1,8 - 2,5	1	32,0 - 43,5
2	2,5 - 3,2	2	43,5 - 55,0
3	3,2 - 3,9	3	55,0 - 66,5
4	3,9 - 4,6	4	66,5 - 78,0

tabulka 4

Škálování pro Tebco CI		Škálování pro Tebco EF	
1	1,42 - 2,12	1	41,6 - 49,8
2	2,12 - 2,82	2	49,8 - 58,0
3	2,82 - 3,52	3	58,0 - 66,2
4	3,52 - 4,23	4	66,2 - 74,2

Pracovala jsem s kvantitativní metrickou škálou, která umožňuje stanovit vzdálenost mezi dvěma sousedními statistickými jednotkami – *CI* v [$l/min/m^2$] a *EF* v [%]. Volba počátku škály je libovolná. Prvky škály jsou vyjádřené číselnými velikostmi.

6.3 Měření

CI - prvek škály x_i byl naměřen n_i krát – Vivid 7

tabulka 5

x_i	n_i
1	4
2	10
3	8
4	8
Σ	30

EF - prvek škály x_i byl naměřen n_i krát – Vivid 7

tabulka 6

x_i	n_i
-------	-------

1	2
2	5
3	11
4	12
Σ	30

CI - prvek škály x_i byl naměřen n_i krát - Tebco

tabulka 7

x_i	n_i
1	6
2	10
3	9
4	5
Σ	30

EF - prvek škály x_i byl naměřen n_i krát – Tebco

tabulka 8

x_i	n_i
1	7
2	17
3	5
4	1
Σ	30

Měřením se každé hodnotě CI a EF naměřené na přístroji Vivid 7 a přístroji Tebco přiřadí jeden z prvků škály x_i . Ten byl naměřen n_i krát. Součet všech hodnot n_i (absolutní četnosti) musí být roven v mém případě 30 pacientům.

6.4 Elementární statistické zpracování

Tabulka pro hodnoty CI – Vivid 7

tabulka 9

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	4	0,13	0,23	4	4	4	4
2	10	0,33	0,56	20	40	80	160
3	8	0,27	0,83	24	72	216	648
4	8	0,27	1,10	32	128	512	2048
Σ	30	1		80	244	812	2860

Tabulka pro hodnoty EF – Vivid 7

tabulka 10

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	2	0,07	0,23	2	2	2	2
2	5	0,17	0,40	10	20	40	80
3	11	0,37	0,76	33	99	297	891
4	12	0,40	1,16	48	192	768	3072
Σ	30	1		93	313	1107	4045

Tabulka pro hodnoty CI - Tebco

tabulka 11

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	6	0,20	0,23	6	6	6	6
2	10	0,33	0,56	20	40	80	160
3	9	0,30	0,86	27	81	243	729
4	5	0,17	1,03	20	80	320	1280
Σ	30	1		73	207	649	2175

Tabulka pro hodnoty EF - Tebco

tabulka 12

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	7	0,23	0,23	7	7	7	7
2	17	0,57	0,80	34	68	136	272
3	5	0,17	0,96	15	45	135	405
4	1	0,03	1,00	4	16	64	256
Σ	30	1		60	136	342	940

1. sloupec: x_i ... prvek škály
2. sloupec: n_i ... absolutní četnost
3. sloupec: n_i/n ... relativní četnost (pravděpodobnost)
4. sloupec: $\Sigma n_i/n$... kumulativní četnost

Další čtyři sloupce obsahují součiny potřebné pro výpočet empirických parametrů:

5. sloupec obsahuje součiny: $x_i \cdot n_i$ (obecný moment 1. řádu)
6. sloupec obsahuje součiny: $x_i^2 \cdot n_i$ (obecný moment 2. řádu)
7. sloupec obsahuje součiny: $x_i^3 \cdot n_i$ (obecný moment 3. řádu)
8. sloupec obsahuje součiny: $x_i^4 \cdot n_i$ (obecný moment 4. řádu)

Statistická pravděpodobnost výsledku je dána relativní četností n_i/n . Součet relativních četností musí být roven 1.

Kumulativní četnosti $\Sigma n_i/n$ udávají pravděpodobnost, že výsledek měření bude menší nebo rovný výsledku x_i .

Z 30 pacientů změřených na přístroji Vivid 7 měli hodnoty CI 4 pacienti v rozmezí od 1,8 – 2,5, 10 pacientů v rozmezí od 2,5 – 3,2, 8 pacientů v rozmezí od 3,2 – 3,9 a 8 pacientů v rozmezí od 3,9 – 4,6. Hodnoty EF měli v rozmezí od 32 – 43,5 2 pacienti, v rozmezí od 43,5 – 55 5 pacientů, v rozmezí od 55 – 66,5 11 pacientů a v rozmezí od 66,5 – 78 12 pacientů.

U 30 pacientů změřených na přístroji Tebco jsou hodnoty CI v rozmezí 1,42 – 2,12 u 6 pacientů, v rozmezí od 2,12 – 2,82 u 10 pacientů, v rozmezí od 2,82 – 3,52 u 9 pacientů a v rozmezí od 3,52 – 4,23 u 5 pacientů. Hodnoty EF jsou takovéto: v rozmezí od 41,6 – 49,8 je 7 pacientů, v rozmezí od 49,8 – 58 je 17 pacientů, v rozmezí od 58 – 66,2 je 5 pacientů a v rozmezí od 66,2 – 74,2 je 1 pacient.

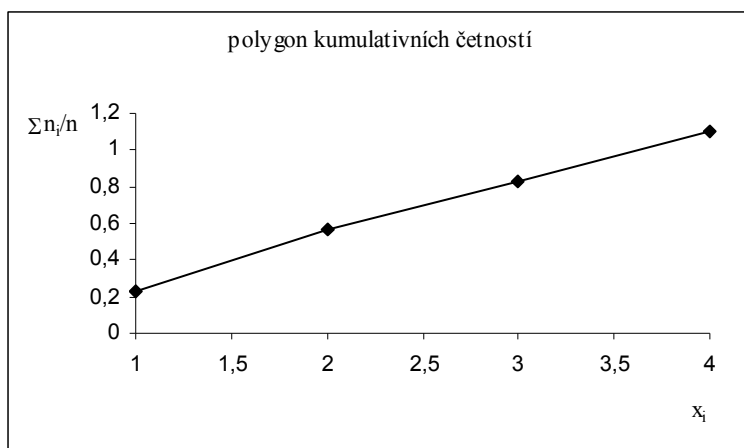
6.5 Empirická rozdělení četností

Polygon absolutních četností CI – Vivid 7



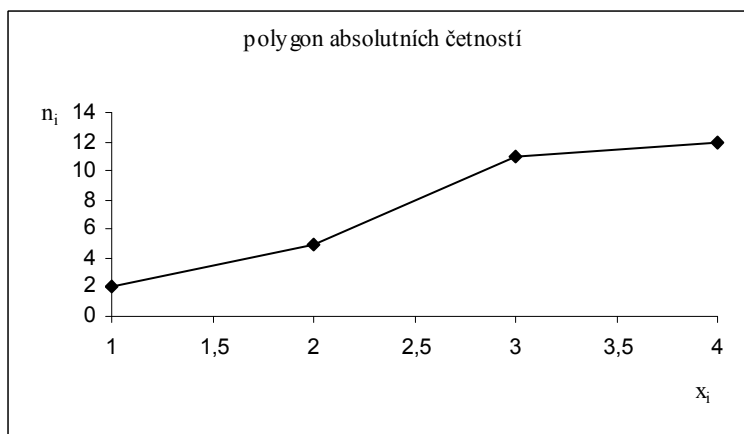
graf 1

Polygon kumulativních četností CI – Vivid 7



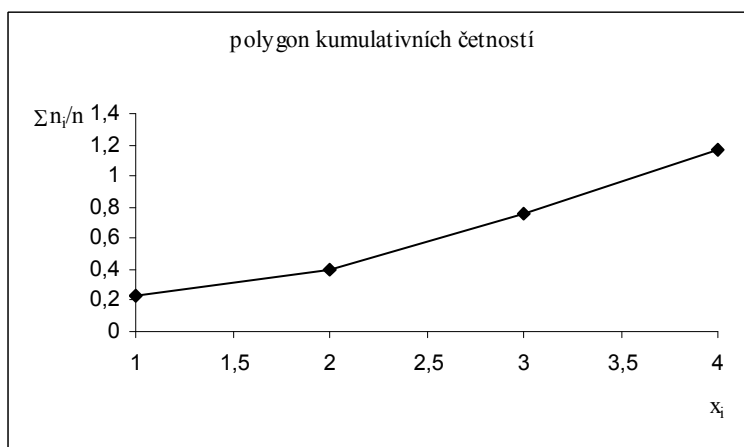
graf 2

Polygon absolutních četností EF – Vivid 7



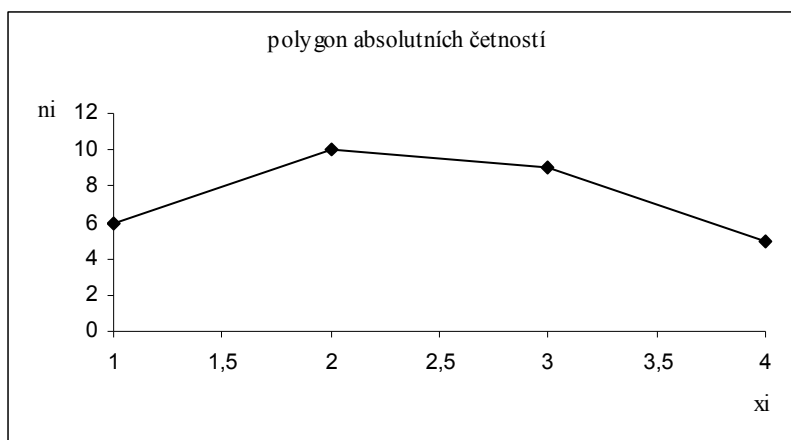
graf 3

Polygon kumulativních četností EF – Vivid 7



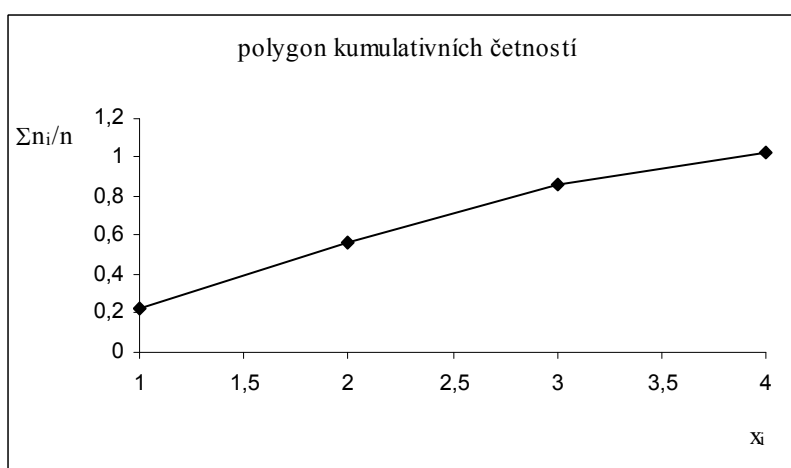
graf 4

Polygon absolutních četností CI - Tebco



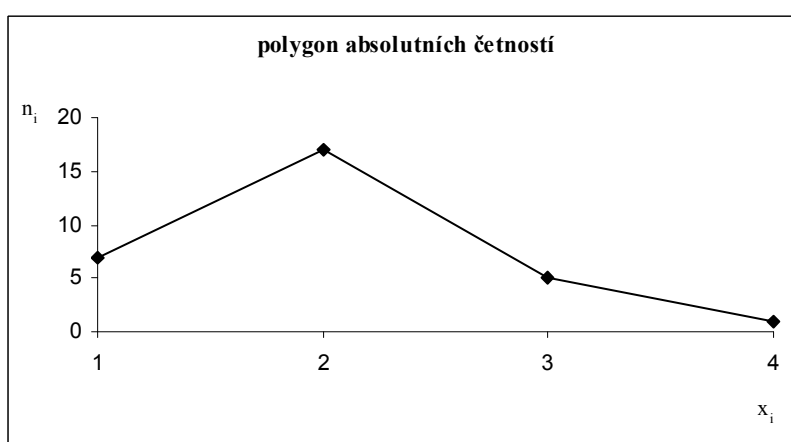
graf 5

Polygon kumulativních četností CI - Tebco



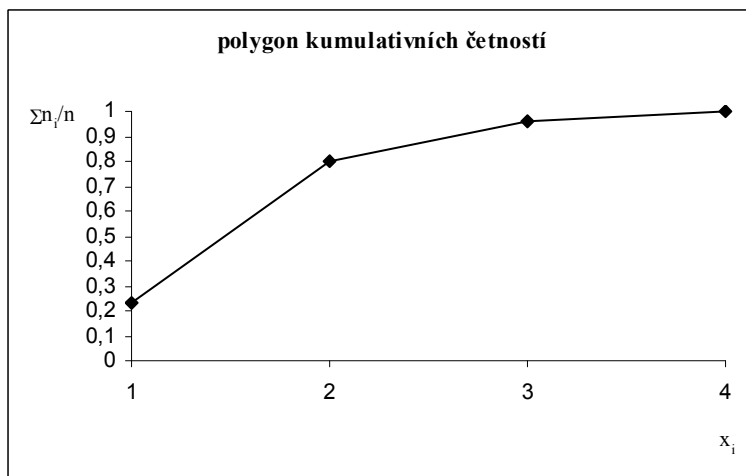
graf 6

Polygon absolutních četností EF - Tebco



graf 7

Polygon kumulativních četností EF - Tebco



graf 8

Empirická rozdělení četností přiřazují prvkům škály x_i odpovídající absolutní četnosti n_i nebo odpovídající kumulativní četnosti $\Sigma n_i/n$.

6.6 Empirické parametry

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

Vivid 7

Tebco

CI: $O_1 = 2,7$

CI: $O_1 = 2,4$

EF: $O_1 = 3,1$

EF: $O_1 = 2$

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

Vivid 7

Tebco

CI: $C_2 = 0,8$

CI: $C_2 = 1,1$

EF: $C_2 = 0,8$

EF: $C_2 = 0,5$

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

Vivid 7

Tebco

CI: $S_x = 0,9$

CI: $S_x = 1$

EF: $S_x = 0,9$

EF: $S_x = 0,7$

Extrémně malý nebo extrémně velký rozptyl:

$\frac{S_x}{x} : 0_{0,3} \rightarrow 0$ rozptyl (HNJ má jeden výsledek – žádná statistika)

$0,3 - 0,8 \rightarrow$ dobrá statistika

$\infty_{0,8} \rightarrow \infty$ rozptyl (HNJ má mnoho výsledků, ale se stejnou pravděpodobností)

Vivid 7	S_x/\bar{x}	Tebco	S_y/\bar{y}
CI	0,33	CI	0,41
EF	0,29	EF	0,35

Empirické parametry vystihují povahu zkoumaného souboru. Pomocí obecného momentu 1. řádu lze charakterizovat parametr polohy (aritmetický průměr) a pomocí centrálního momentu 2. řádu lze charakterizovat parametr proměnlivosti (empirický rozptyl).

Odmocnina rozptylu je směrodatná odchylka, která ukazuje, jakou výpověďní hodnotu má aritmetický průměr.

Za předpokladu proveditelnosti neparametrického testování (vzhledem k 3 intervalům intervalového rozdělení četností nelze uskutečnit) lze přistoupit k provedení dvojparametrického t-testování.

Tento předpoklad lze zhruba přijmout vzhledem k tvaru grafického znázornění empirického rozdělení četností (viz tab.,str.).

Dvojvýběrový t-test

Statistická jednotka – pacient č1...pacient č30

Výběrový statistický soubor 1: hodnoty z Vivid 7 $x_1 - x_{30}$

Výběrový statistický soubor 2: hodnoty z Tebca $y_1 - y_{30}$

Vivid 7

Tebco

CI: O1=2,7

CI: O1=2,4

EF: O1=3,1

EF: O1=2

CI: Sx=0,9

CI: Sx=1

EF: Sx=0,9

EF: Sx=0,7

$$t_{exp} = \frac{\bar{x} - \bar{y}}{\sqrt{(n_1 - 1)S_x^2 + (n_2 - 1)S_y^2}} \sqrt{\frac{n_1 n_2 (n_1 + n_2 - 2)}{n_1 + n_2}}$$

Formulace nulové a alternativní hypotézy:

Ho: $x=y$ Ha: $x \neq y$

Hladina významnosti: $\alpha=0,05$

Kritické hodnoty: $t_{krit} = t_{n_1+n_2-2}(\alpha/2) = t_{38}(0,025) = 1,96$

Kritický obor: $W = (-\infty; -1,96) \cup (1,96; \infty)$

t_{exp} náleží W \Rightarrow Ha t_{exp} nenáleží W \Rightarrow Ho

CI: $t_{exp} = 1,2 \Rightarrow$ Ho

Experimentální hodnota nepatří do kritického oboru na hladině významnosti $\alpha=0,05$, lze tedy přijmout hypotézu Ho. Hodnoty CI [l/min/m²] naměřené na Vivid 7 a na Tebcu si jsou docela podobné.

EF: $t_{exp} = 5,3 \Rightarrow$ Ha

Experimentální hodnota patří do kritického oboru na hladině významnosti $\alpha=0,05$, proto se zamítá hypotéza Ho a přijímá se hypotéza Ha. Hodnoty EF [%] naměřené na obou přístrojích se od sebe liší.

7 Diskuse

Naměřené hodnoty jsou velmi rozmanité. Jde o srovnávání hodnot naměřených na přístrojích, které fungují každý na jiném principu.

Impedanční měření hrudní hemodynamiky (přístroj Tebco) je založeno na změnách elektrické impedance, ke kterým dochází v důsledku činnosti orgánů v hrudníku. Na výsledném signálu se hlavně projevuje činnost srdce. Při své rytmické činnosti srdce periodicky mění podmínky průtoku krve všemi cévami, čímž se mohou vysvětlit periodické změny impedance s frekvencí srdečního pulsu, které pozorujeme při měření.

Echokardiografie je diagnostická metoda, která určuje polohu a pohyb srdečních struktur pomocí ultrazvukových vln.

Echokardiografické vyšetření i neinvazivní vyšetření hemodynamiky bylo prováděno simultánně u náhodně vybraných třiceti pacientů s hypertenzí, tak, jak přicházeli do ambulance. Šlo o dlouhodobě sledované a léčené nemocné v péči kardiologa, tedy většinou o složitější hypertoniky, kteří byli léčeni několika léky, zcela pravidelně minimálně trojkombinací, a většinou byli dobře kompenzováni, tedy s tlaky kolem 140/90 mmHg. Kombinační léčba je v současné době volena tak, aby se hemodynamické působení vyrovnávalo a aby byly využity synergické efekty použitých léků.

Nemělo tedy smysl sledovat složení terapie, protože u třiceti pacientů by nebylo možné převažující hemodynamický vliv jednotlivých medikamentů vysledovat.

Většinou šlo o nemocné bez současné závažné ischemické choroby srdeční. Mezi nemocnými se však našlo i několik pacientů, kteří měli závažnější dysfunkci levé komory.

Echokardiograficky zjištěné hodnoty ejekční frakce (EF) se považují za značně spolehlivé. Při tomto měření ejekční frakce pak vychází lékař z modifikované Simpsonovy metody. I v naší studii lékař výsledky vždy koreloval s vlastním odhadem a s echokardiografickým výsledkem podle Teichholzova M-způsobu hodnocení.

Nesouhlas echokardiografického a impedančního měření EF tedy vede k podezření na systémovou chybu spíše na straně impedanční kardiografie. Přístroj je velmi citlivý a mohl být rušen např. neklidnou polohou pacienta na lůžku nebo špatnou přilnavostí elektrod na kůži. Problémem byli i obézní pacienti, u nichž jsem nemohla přilepit elektrodu přesně na to místo, kam bylo potřeba.

Echokardiografické měření srdečního indexu (CI) je naopak klinicky považováno v rámci celého spektra metod za méně spolehlivé. Ideální by bylo srovnání s invazivně zjištěnými parametry při katetrizaci na JIP. Dnes již existuje několik metod, které jsou pokládány za zlatý standard. Je to například stanovení pomocí termodiluční metody při použití Fickova principu.

U našich nemocných se CI většinou pohyboval v pásmu normy. Malý rozptyl hodnot a chybění krajních mezí je další možnou příčinou nesouhlasu. Srovnání hodnot CI s výsledky invazivního měření není v současné době na interním oddělení možné.

8 Závěr

Hodnoty EF a CI jsem naměřila simultánně u náhodně vybraných třiceti pacientů s hypertenzí, tak, jak přicházeli do ambulance. Pacienty byli většinou složitější hypertonici, kteří byli dlouhodobě v péči kardiologa.

Své impedančně naměřené hodnoty jsem porovnála spolu s echokardiograficky naměřenými hodnotami pomocí dvojvýběrového t-testu.

Toto testování vychází ze srovnání výběrového statistického souboru VSS1 (hodnoty naměřené echokardiograficky na Vivid 7) a výběrového statistického souboru VSS2 (hodnoty naměřené impedančně na Tebcu).

Parametrické dvojvýběrové testování pak z pohledu matematické statistiky odpovídá na otázku, zda oba tyto přístroje mohou spolupracovat.

Naměřené hodnoty CI impedančně i echokardiograficky jsou si velmi podobné. Potvrzuje to hypotéza H_0 , kterou lze přijmout na základě experimentální hodnoty nepatřící do kritického oboru na hladině významnosti $\alpha=0,05$, kdy $O_1(x)=2,7$ a $O_2(y)=2,4$. Nejvíce pacientů (10) se podle škálování nachází při měření CI u obou přístrojů ve druhém stupni škály v rozmezí 2,1 – 3,2 [l/min/m²] (tabulka 5, tabulka 7) a nejméně (4) u přístroje Vivid 7 v rozmezí 1,8 – 2,5[l/min/m²] (tabulka 5); u přístroje Tebco je nejméně pacientů (5) v rozmezí 3,5 – 4,2[l/min/m²]. (tabulka 7)

U hodnot EF byla naopak potvrzena hypotéza H_a , která potvrzuje nesouhlas naměřených hodnot, kdy $O_1(x)=3,1$ a $O_2(y)=2$ jsou rozdílné. Zde se největší počet pacientů (12) nachází v rozmezí 66,5 – 78 [%] a nejmenší (2) v rozmezí 32 – 43,5 [%] u přístroje Vivid 7 (tabulka 6). U impedančního měření je největší počet pacientů (17) v rozmezí 43,5 – 55 [%] a nejmenší (1) v rozmezí 66,2 – 74,2 [%] (tabulka 8).

Hodnoty naměřené na Tebcu relativně korespondují s hodnotami naměřenými na Vivid 7. Impedanční kardiografii, přístroje Tebco, lze pro jednoduché sestavení a snadný přenos využít v klinice pro orientaci o hemodynamickém stavu nemocného u lůžka. Tuto neinvazivní metodu lze použít při vyšetření hypertoniků.

9 Klíčová slova

Hemodynamika

Echokardiografie

Impedanční kardiografie

Hypertenze

10 Literatura

1. BRNDIAR, M., KAČEROVSKÝ, J. *Aktuální problémy arteriální hypertenze*. Hradec Králové: Univerzita obrany, 2006. 1. vydání. 56 s. ISBN 80-85109-47-6
2. DYLEVSKÝ, I. *Somatologie*. Olomouc: Epava, 2000. 2. vydání. 480 s. ISBN 80-86297-05-5
3. ELBL, L., CHALOUPKA, V. *Klinická echokardiografie*. Brno: 1995. 192 s. ISBN 80-7013-194-2
4. HOFÍNEK, I., MELUZÍN, J. *Ultrazvukové nálezy na srdci a velkých cévách*. Brno: Vydavatelství MU, 1998. 1. vydání. 18 s. ISBN 80-210-1773-2
5. HRAZDIRA, I., MORNSTEIN, V. *Lékařská biofyzika a přístrojová technika*. Brno: Neptun, 2004. dotisk. 396 s. ISBN 80-902896-1-4
6. HRAZDIRA, I. *Úvod do ultrazvukové diagnostiky*. Brno: Masarykova univerzita, 1993. 102 s. ISBN 80-210-0455-X
7. KLIMEŠ, L. *Slovník cizích slov*. Praha: Státní pedagogické nakladatelství, 1981. 5. vydání. 855 s. ISBN 80-04-26059-4
8. NAVRÁTIL, L., ROSINA, J. *Medicínská biofyzika*. Praha: Grada Publishing, 2005. 524 s.
9. NIEDERLE, P. *Dopplerovská echokardiografie*. Praha: Maxdorf, 1996. 119 s. ISBN 80-85800-41-1
10. PETRÁŠEK, J., HRADEC, J. *Základy echokardiografie*. Praha: Státní pedagogické nakladatelství, 1980. 1. vydání. 120 s. ISBN 17-145-80
11. SOVOVÁ, E., LUKL, J. *100+1 otázek a odpovědí pro kardiaky*. Praha: Grada Publishing, 2005. 1. vydání. 120 s. ISBN 80-247-1166-4
12. SOVOVÁ, E., ŘEHOŘOVÁ, J. *Kardiologie pro obor ošetrovatelství*. Praha: Grada Publishing, 2004. 156 s.

13. TROJAN, S. *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada, 2003. 4. vydání. 772 s. ISBN 80-247-0512-5
14. URBASCHEK, EICHSTÄTT, MODERSOHN. *Kardiopulmonale Funktionsdiagnostik*. G. Fischer Verlag, 1992.
15. VOKURKA, M., HUGO, J. *Velký lékařský slovník*. Praha: Maxdorf, 2004. 4. vydání. 966 s. ISBN 80-7345-037-2
16. ZÁŠKODNÝ, P., HAVRÁNEK, J. *Základy zdravotnické statistiky*. Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích, 2004. 1. vydání. 100 s. ISBN 80-7040-663-1
17. Horký, K. Doporučení diagnostických a léčebných postupů u arteriální hypertenze, <http://new.euromise.org/czech/tajne/hypertenze/hyper.html>, Praha 11. listopad 1997
18. Klener, I. Léčba rezistentní hypertenze
https://www.zdravcentra.cz/cps/rde/xchg/zc/xsl/53_1773.html www.zdravcentra.cz
19. Průcha, J. Hemodynamika a její role v lidském těle
http://www.eamos.cz/amos/kbf/modules/low/kurz_text.php?id_kap=2&kod_kurzu=kbf_1526, 12. duben 2007
20. Šrámek, B. Thoracic Electrical Bioimpedance (TEB) Technology sometimes called the Impedance Cardiography (ICG) <http://www.hemosapiens.com/teb.html>, 1994
21. Šrámek, B. A significant majority of hypertension is of hemodynamic origin
<http://www.hemodynamicsociety.org/hypert.htm>, 23. listopad 2006
22. <http://www.hemosapiens.com/ext-teb.html>
23. http://www.netdokter.de/ratschlaege/untersuchungen/herzultraschall_echokardiographie, 23. duben 2007
24. <http://de.wikipedia.de>

11 Přílohy

Vivid 7 (<http://www.bcm.edu/phenotyping/images/ultrasound1.jpg>)



Modul Tebco [20]

