

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

Fakulta elektrotechnická
Katedra teorie obvodů

Měření hemodynamických parametrů na modelu kardiovaskulárního systému

Návod k laboratorní úloze z předmětu
A6M31LET Lékařská technika

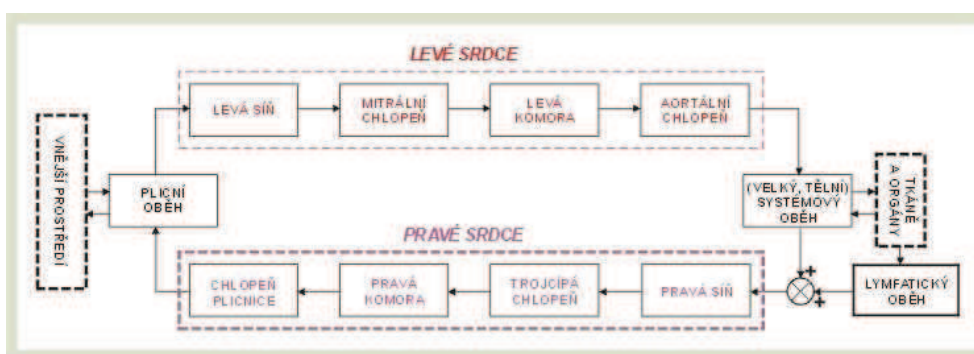
Miroslav Ložek, Jan Havlík

18. března 2014

1 Kardiovaskulární systém

Jedná se o základní distribuční systém lidského organismu. Hlavní funkcí kardiovaskulárního systému je primárně doprava kyslíku a dále též zajištění přívodu živin (jako jsou například glukóza, laktát, mastné kyseliny, aminokyseliny) a odvod odpadních látek (CO_2 , produkty dusíkového metabolismu). Tímto způsobem dochází k udržování rovnováhy mezi příjmem a výdejem látek. Distributorem výše zmíněných chemických látek je krev, která je navíc také schopna rozvádět i hormony, produkty žláz s vnitřní sekrecí. Celkový objem krve v těle tvoří cca 7 % tělesné hmotnosti, což vychází na zhruba 4,5 - 5,5 l.

Kardiovaskulární systém (KVS) se anatomicky i funkčně dělí na dvě části. První je pohonná část (čerpadlo) – srdce a druhou je část rozvodná, tedy cévní systém. Srdce je dutý sval vejčitého tvaru o váze přibližně 300 g. Je umístěn ve střední a levé části hrudního koše a skládá se z vazivového skeletu a svalové tkáně. Srdce je členěno na čtyři hlavní dutiny - pravou a levou síň a pravou a levou komoru. Mezi jednotlivými srdečními oddíly jsou umístěné celkem 4 srdeční chlopně, které fungují jako jednosměrné ventily, které ovládají tok krve srdcem a ze srdce. Základem srdeční svaloviny jsou příčně pruhovaná svalová vlákna. Pravidelné stahy srdce jsou řízeny autonomní nervovou soustavou. Cévní systém KVS je rozdělen na dvě části a to velký a malý oběh. V případě velkého oběhu se jedná o oběh tělní, systémový nebo také periferní. Malý oběh je pak pouze plicní. Levou komorou dochází k vypuzení krve do tepenného řečiště, což je tzv. vysokotlaká část krevního oběhu, aortou, velkými tepnami, tepénkami až do kapilár, kde dochází k předání transportovaných živin do tkání.



Obrázek 1: Kardiovaskulární systém

2 Srdeční katetrizace

Srdeční katetrizací je míněno zavádění katétru do srdečních dutin a cév, což je prováděno pod rentgenem. Používá se v případech komplikovaných či nejasných onemocnění, kdy není možné stanovit diagnózu jednodušším vyšetřením. Patří v současné době k nejpřesnějším kardiologickým diagnostickým metodám. Tato metoda umožňuje zobrazení věnčitých tepen, které zásobují a prokrvují srdeční sval, nebo také odběr vzorku srdečního svalu (tzv. endomyokardiální biopsie). Srdeční katétry (cévky, hadičky) se zavádějí do KVS (srdečně-cévního systému) napíchnutím, tzv. punkcí periferní cévy. Tou bývá nejčastěji stehenní žíla nebo případně také žíly na horní končetině, které umožňují přístup do pravého srdce. Pro přístup do levého srdce se využívá napíchnutí stehenní tepny, popřípadě tepny podpažní. Takto je možné zavést katétru až do aorty (srdečnice), velkých tepen i do koronárních-věnčitých tepen. U všech typů katetrizace se používá tzv. zavaděč, který je umístěn v místě punkce cévy a šetří stěnu cévy a zabraňuje tak možnému vzniku komplikací. Zavaděčem jsou pak zaváděny nejrůznější druhy katétrů dle typu konkrétního vyšetření. Srdeční katetrizace je prováděna v lokálním znecitlivění a je při ní prováděno nejčastěji měření nitrosrdečních tlaků v jednotlivých srdečních oddílech během srdečního cyklu, stanovení hladiny krevních plynů a tepového objemu vypuzeného do krevního oběhu během jednoho srdečního cyklu a určení minutového srdečního výdeje. Dále je též možné stanovit například závažnost nedomykavosti (tzv. insuficience) chlopně či jejího zúžení, tzv. stenózy a určit odpor cév v krevním oběhu.

3 Model kardiovaskulárního systému

Tento model simuluje zmenšený srdečně cévní systém člověka (v poměru asi 1:10 srdečního výdeje). Je možné si na něm vyzkoušet měření hlavních hemodynamických parametrů téměř tak, jak je i v klinické praxi skutečně prováděno lékaři - pomocí katétrů. Jedná se v první řadě o invazivní měření krevního tlaku, které lze provést v různých místech "cévního" řečiště, například v místech, která představují srdeční komoru, začátek arteriálního řečiště (aortu), konec arteriálního řečiště (arterii femoralis) a venózní řečiště. Dalším možným měřeným parametrem je tzv. minutový srdeční výdej (angl. Cardiac Output), což je objem krve vypuzený srdcem do krevního oběhu za dobu jedné minuty. Jedná se o parametr, který se určuje ze srdeční frekvence a jednorázového srdečního výdeje následovně

$$CO = SV \cdot HR, \quad (1)$$

kde SV (Stroke Volume) je jednorázový srdeční výdej, nebo také tepový či systolický objem, což je množství krve vypuzené z komory při jednom srdečním stahu.

HR (Heart Rate) je srdeční frekvence. Hodnota tepového objemu se pohybuje za klidových podmínek a u zdravého člověka kolem 70 ml, tepové frekvence kolem 70 tepů za minutu.

Minutový srdeční výdej lze stejně jako v praxi měřit i zde metodami dilučními či ultrazvukem. Samotné diluční metody pak zahrnují metodu barvivové diluce a termodiluce. V případě ultrazvuku (zkr. UZ) je u hadic problém s jeho průchodem, protože je daným materiálem utlumován. Proto musela být vložena část z trubice jiného materiálu vhodného pro ultrazvuková měření (na fotce modelu část číslo 5). V případě barvivové diluce je jako indikátor použita modrá skalice, kdy je toto barvivo rozředěné ve vodě detekováno IR-senzorem. Pro termodiluční měření je nutné mít připraven vychlazený roztok (např. pomocí ledu a termosky).

Srdečně-cévní systém člověka je možné modelovat za pomoci elektrické analogie. Například u cév, obdobně jako u vodiče, se uplatňuje jakýsi odpor. V tomto případě se jedná o tzv. průtočný odpor, tedy odpor proudění (též rezistence), který klade céva průtoku krve. Analogicky lze využít k výpočtu odporu následujícího vztahu shodného s Ohmovým zákonem

$$R = \frac{U}{I}, \quad (2)$$

kde tlak ΔP (resp. tlakový gradient mezi vstupním a výstupním středním tlakem) odpovídá elektrickému napětí U a objemový průtok Q elektrickému proudu I .

$$R = \frac{\Delta P}{Q}, \quad (3)$$

4 Úkol měření

Provedte měření hemodynamických parametrů na modelu kardiovaskulárního systému. Změřte tepovou frekvenci, průtok resp. srdeční výdej a krevní tlaky v různých místech kardiovaskulárního systému. K měření využijte dostupných invazivních i neinvazivních metod.

5 Popis modelu kardiovaskulárního systému

5.1 Přední strana modelu

Model se skládá z pružných trubic, které představují arteriální řečiště, a z trubic rigidních, simulujících venózní řečiště, tedy žíly. Venózní řečiště obsahuje navíc ještě dialyzátory, které si lze představit jako například odpor kapilár. Průtok touto částí řečiště lze regulovat-měnit či uzavřít jeden dialyzátor. Pohonná část cévního

systému - srdce - je zde nahrazena čerpadlem, které je umístěno na zadní straně modelu. Část za ním lze chápat jako levou komoru s chlopní, kterou simuluje zpětný ventil. Model má na několika místech zavaděči pro vložení katétru a měření tlaku (konkrétní místa měření viz předchozí obrázky).

Na modelu lze ovládat tepovou frekvenci. Model dále obsahuje kontrolní snímače teploty a IR-čidlo pro barvivovou diluci. IR-senzor obsahuje LED IR diodu a fotodetektor. Fotodioda prosvětluje protékající vodu, a pokud je přítomno barvivo, projeví se to na fotodetektoru poklesem proudu a napětí.

Pohled na přední stranu modelu je na obrázku 2, jednotlivé části modelu jsou:

1. výstup ohřáté vody z baňky umístěné na zadní straně modelu,
2. sheath na vložení katétru a měření tlaku (simuluje tlak v levé komoře),
3. elektromagnetický ventil (představuje aortální chlopeň),
4. průtoková vrtulka (ukazuje pulzní průtok v arteriálním řečišti),
5. trubice vhodná pro UZ měření srdečního výdeje,
6. sheath na měření tlaku na začátku arteriálního řečiště,
7. trubice simulující arteriální řečiště,
8. IR-senzor pro barvivovou diluci,
9. sheath na měření tlaku na konci arteriálního řečiště,
10. větvení arteriálního řečiště,
11. zavření průtoku do řečiště bez kapilár, resp. bez dialyzátorů,
12. nastavení odporu či úplné zavření průtoku (k tomu slouží hlavně 11, tímto bude docházet k odrazu vlny),
13. větvení do dialyzátorů - kapilár,
14. redukce či uzavření průtoku do 2. dialyzátoru,
15. první dialyzátor - kapilární řečiště,
16. druhý dialyzátor - kapilární řečiště,
17. sheath na měření tlaku ve venózním řečišti,
18. průtoková vrtulka (ukazuje kontinuální průtok ve venózním řečišti),



Obrázek 2: Přední strana modelu kardiovaskulárního systému

18. března 2014

19. výstup na zadní stranu modelu (návrat zpět do baňky, či výpusti),
20. odměrný válec,
21. ovládání frekvence čerpadla, tj. srdeční frekvence,
22. senzory tlaku s injekčními stříkačkami na propláchnutí.

5.2 Zadní strana modelu

Zadní strana modelu obsahuje baňku s vodou, senzorem teploty a ohřívačem, který vodu protékající trubicemi modelu ohřívá na 37°C, aby odpovídala fyziologické teplotě krve v cévním oběhu, což je podstatné zejména pro termodiluční techniku měření srdečního výdeje. Ohřívač je uvnitř plastové baňky umístěn samozřejmě tak, aby se nedotýkal jejích stěn. Baňka pak ještě obsahuje otvor na odvodu vzduchu. Další prvkem je senzor průtoku, který se skládá z vrtulky, magnetů a Hallovy sondy.

Nejdůležitější součástí je membránové čerpadlo, které zde simuluje srdce. Za ním musí být z důvodu vznikajících vibrací umístěn filtr a „škrtdlo“ na vyhlazení pulzů.

Z venózního řečiště přitéká hadicí voda, kterou je možno ze systému úplně vypustit, nebo je hnána zpět do baňky, anebo do odměrného válce o objemu 1 litr. Toto je řízeno elektromagnetickými ventily. U odměrného válce je umístěn senzor hladiny (hladinoměr), který při dosažení určitého objemu vody vypne průtok, resp. čerpadlo. Ze zaplněného-odměřeného přečerpaného objemu vody za určitý změřený časový interval je následně určován průtok.

6 Postup měření

1. Vyzkoušejte si základní ovládání modelu KVS
 - (a) Změna módu (bílé tlačítko): vypnuto, kontinuální režim, pulzativní režim, (plnění a vypouštění - není součástí laboratorní úlohy).
 - (b) Měření průtoku pomocí implementovaného senzoru je automatické, měření průtoku pomocí odměrného válce je možné spustit tlačítkem CO MEASURE (černé tlačítko).
 - (c) Osvojte si měření tlaků pomocí katetrů.
 - Pro správné měření je třeba soustavu katetr-hadička-tlakový senzor (modrá "komůrka" s kohoutem a stříkačkou) řádně naplnit kapalinou (odstranit vzduchové bubliny).

- Na monitoru jsou zobrazeny aktuální hodnoty tlaků (systolický, diastolický, střední).
 - Tlakové křivky je možné sledovat na osciloskopu - zobrazujte na kanálu 1,2 a 3.
 - Proveďte kalibraci sensorů tlaku připojených k monitoru životních funkcí. Na úrovni základny modelu nastavte nulový hydrostatický tlak.
 - Pro sondování vyzkoušejte více různých katetrů, případně i vodičích drátů.
2. Změřte tlaky v různých částech modelu: komora - před ventilem, začátek arteriálního řečiště, konec arteriálního řečiště, venózní řečiště (za dialyzačními filtry).
- (a) Měření proveďte v obou módech (kontinuální a pulzatilní) pro různá nastavení srdeční frekvence resp. ejekční frakce (výkon čerpadla).
 - (b) Zaznamenávejte hodnoty CO pro jednotlivá nastavení.
 - (c) Spočítejte resistenci jednotlivých částí modelu (chlopeň - ventil, arteriální řečiště, kapilární řečiště, celkovou resistenci systému za chlopní) podle výše uvedeného vzorce, dbejte na správné dosazení tlakových rozdílů pro jednotlivé části, výsledky diskutujte.
3. Změřte CO pomocí dopplerovské sonografie.
- (a) Použijte sondu 11L v předvolbě VAS/Carotid.
 - (b) Pozorujte proudění kapaliny cévou v klasickém B-módu a také pomocí CF barevného dopplerovského zobrazení.
 - (c) Měření provádějte v PW módu zobrazení rychlostního profilu proudění.
- Mód zobrazování pulzních vln zvolte stisknutím tlačítka PW, na obrazovce se zobrazí časová osa. Je nutné pomocí druhého ovladače zleva umístěného pod monitorem přístroje nastavit použitý úhel pro měření sondou podle jejího skutečného sklonu, neměl by být vyšší než 60 stupňů.
- Dopplerovské spektrum je graf závislosti rychlosti, případně dopplerovského posuvu (svislá osa) na čase (vodorovná osa). Kladné dopplerovské posuvy a rychlosti (rychlosti směrem k sondě; dopředný tok) jsou standardně zobrazeny nad vodorovnou osou a záporné dopplerovské posuvy a rychlosti (rychlosti směrem od sondy; zpětný tok) pod osou.

- Vyzkoušejte vliv změny parametru SV length, Angle steer a Angle correct (Auto correct).
- Naměřený průběh zmrazte tlačítkem Freeze a pomocí Measure rozměřte průměr cévy.
- Výsledkem je mimo jiné hodnota FlowVol.

4. Změřte CO pomocí dilučních metod.

(a) Termodiluční metoda

- Měření provádějte pomocí monitoru životních funkcí.
- K stanovení srdečního výdeje použijte 5 ml vody ochlazené ledem na nízkou teplotu. Měření teploty injektátu je prováděno automaticky inline senzorem. Katalogový list použitého Swanova-Ganzova katétru je přílohou laboratorního návodu.
- Proveďte více opakovaných měření. Monitor automaticky jednotlivá měření vyhodnocuje a jako výsledek uvádí průměrnou dosaženou hodnotu.
- Srovnajte naměřenou hodnotu s hodnotou získanou měření pomocí odměrného válce a s měření dopplerovskou metodou pomocí sonografu.

7 Vyhodnocení

Porovnejte hodnoty naměřené jednotlivými metodami, diskutujte přesnost jednotlivých metod.

5 Fr. Thermodilution Balloon Catheter

Product Specification:

Usable Length:	80 cm
Balloon Inflation Capacity:	1 mL
Maximum Diameter of Inflated Balloon:	8 mm
Diameter of Deflated Balloon:	5 Fr.
Recommended Introducer Size:	6 Fr.
Maximum Guide Wire Diameter:	0.018 in.
Location of CVP Proximal Port (from tip):	15 cm
Priming Volume of Distal Lumen:	0.55 mL
Priming Volume of CVP Proximal Lumen:	0.47 mL

Computation Constants:

	Volume injected (mL)	Computation Constant*
Injectate at Ice Bath Temperature (0° C ± 1° C)	10	----
	5	.267
	3	.157
Injectate at Room Temperature (24° C ± 1° C)	10	----
	5	.303
	3	.192

FR Cathéter a ballonnet à thermodilution

Spécifications du produit :

Longueur utilisable :	80 cm
Capacité de gonflement du ballonnet :	1 mL
Diamètre maximum du ballonnet gonflé :	8 mm
Diamètre du ballonnet dégonflé :	5 Fr.
Taille recommandée pour l'introducteur :	6 Fr.
Diamètre maximum du fil de guidage :	0,018 po.
Emplacement du port CVP proximal (depuis la pointe) :	15 cm
Volume d'amorçage de la lumière distale :	0,55 mL
Volume d'amorçage de la lumière CVP proximale :	0,47 mL

Constantes de calcul :

	Volume injecté (mL)	Constante de calcul*
Injectat à la température du bain glacé (0° C ± 1° C)	10	----
	5	0,267
	3	0,157
Injectat à la température ambiante (24° C ± 1° C)	10	----
	5	0,303
	3	0,192

DE Thermodilutionsballonkatheter

Produktspezifikationen:

Verwendbare Länge:	80 cm
Aufblaskapazität des Ballons:	1 mL
Maximaler Durchmesser des aufgeblasenen Ballons:	8 mm
Durchmesser des leeren Ballons:	5 Fr.
Empfohlene Größe des Einführungsgerätes:	6 Fr.
Maximaler Durchmesser des Führungsdrahtes:	0,018 Zoll
Lokalisation des proximalen ZVP-Anschlusses (von der Spitze):	15 cm
Vorfüllvolumen des distalen Lumens:	0,55 mL
Vorfüllvolumen des proximalen ZVP-Lumens:	0,47 mL

Berechnungskonstanten:

	Injiziertes Volumen (mL)	Berechnungskonstante*
Zu injizierendes Gas bei Eisbad-Temperatur (0° C ± 1° C)	10	----
	5	0,267
	3	0,157
Zu injizierendes Gas bei Zimmertemperatur (24° C ± 1° C)	10	----
	5	0,303
	3	0,192

* Can be used with cardiac output computers from Edwards, Hewlett-Packard, Spectramed, Kontron, Marquette, Siemens, Elecath, Space Labs, PPE, Nihon Koden, Sorensen, Abbott, USCI, Lyons, Kone, Mennen, Marquette.