

Mechanický model kardiovaskulárního systému

Miroslav LOŽEK¹, Jan HAVLÍK¹

¹ Katedra teorie obvodů, České vysoké učení technické v Praze, Technická 2, 166 27 Praha, Česká Republika, lozekmir@fel.cvut.cz

Abstrakt. Mechanický model kardiovaskulárního systému (KVS) vznikl převážně pro výukové účely. Jedná se o soustavu hadic s různými parametry, elektromagnetických ventilů, elektrického čerpadla a dalších hydraulických prvků, která simuluje základní funkci fyziologického oběhového systému - cirkulaci tekutiny. Cílem projektu bylo vytvořit systém, který bude schopen demonstrovat základní hemodynamické parametry (pulzatilní průtok, tlak a cévní rezistenci) a také je umožní různými metodami měřit. Důraz byl kladen na věrohodnost měřících metod. Z toho důvodu byla dána přednost použití klinického materiálu a instrumentů (katetry, cévní zavaděče, tlakové přenašeče, ...) před možností měřit tlak prostředky a metodami využitelnými pouze u modelu bez vazby na klinickou praxi. Model KVS umožňuje invazivní měření tlaků v různých místech kardiovaskulárního systému a měření průtoku různými metodami (Dopplerovská sonografie, termodiluční a barvivová metoda stanovení srdečního výdeje). Tento příspěvek pojednává o konstrukci a řízení celého modelu, metodách měření a jejich výsledků

Keywords. Model KVS, mechanická pumpa, diluční metody.

I. ÚVOD

Kardiovaskulární systém (KVS) lidského organismu je složitá soustava sestávající se z různých orgánů a rozvodných cév, která zabezpečuje hlavně distribuci životodárných prvků a jiných podpůrných látek do celého těla.

Vzhledem k velké složitosti a rozsahu kardiovaskulárního systému není možné vytvořit přesný model zahrnující všechny elementy cévního řečiště, a to ani matematický, a už vůbec ne mechanický. Z toho důvodu je nutné zaměřit se pouze na určité celky systému a jejich vlastnosti.

Mechanický model KVS slouží ke sledování hemodynamických parametrů měřených ve velkých cévách. Na základě tohoto předpokladu je možné značnou část modelu zjednodušit a nahradit ji jednoduchými prvky, které simulují chování celého systému. [1, 2]

II. POPIS KARDIOVASKULÁRNÍHO SYSTÉMU

Oběhový systém lze principiálně rozdělit na část pohonnou – srdce a část rozvodnou – cévní systém.

A. Anatomie kardiovaskulárního systému

Základem oběhového systému je srdce, které je funkčně rozděleno na 4 dutiny – komory, jejichž úkolem je vhánění krve do těla resp. plic a síně, které slouží jako sběrné místo

navracené krve ze systémového oběhu resp. z plic. Jednosměrný tok krve udržují chlopně umístěné jednak mezi komorou a síní a jednak na výtocích obou komor.

Cévní systém je uzavřená soustava tvořená vysokotlakou a nízkotlakou sítí cév s odlišnými vlastnostmi. Vysokotlaké cévy se obecně nazývají artérie, jejich stěna je velmi elastická, pevná a opatřená svalovými vlákny, které umožňují částečnou konstrikci cévy. Žilní systém je naopak charakteristický vysokou rigiditou, nižší pevností a nízkotlakým tokem krve.

Cévy nabývají průměrů typicky od 3 cm (Aorta, Vena Cava) až do jednotek μm (kapilární řečiště). Kapilární síť je svou rozlohou nejrozsáhlejší a slouží jako hlavní výměník látek a krevních plynů. [3, 4]

B. Fyziologie kardiovaskulárního systému

Fyziologie srdce je velmi specifická svou autonomní činností, která je zajištěna shluky jedinečných buněk (tzv. pacemakerů) umístěných v přesně definovaných místech srdce. Pacemakerové buňky jsou charakteristické svým cyklicky měnícím se membránovým potenciálem a jako celek produkují dostatečně silné synchronizované elektrické impulzy, které způsobují kontrakci srdečního svalu.

Mezi základní mechanismy řízení hemodynamických parametrů patří především vazokonstrikce a vazodilatace cév, které jsou podněcovány především humorálním a částečně též nervovým systémem (Sympatikus a Parasympatikus). [3, 4]

III. HEMODYNAMICKÉ PARAMETRY

Hemodynamiku toku krve cévním řečištěm lze definovat pomocí parametrů, které mají úzkou analogii s parametry popisujícími elektrický obvod. Mezi základní hemodynamické parametry patří krevní tlak a průtok (srdeční výdej), dále je možné definovat vlastnosti krevního řečiště parametry odvozenými (cévní rezistence, cévní compliance, rychlost šíření pulzní vlny a další). [3 – 5]

A. Krevní tlak

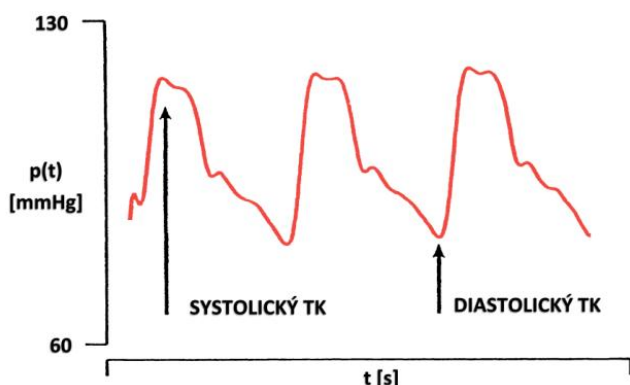
Krevní tlak je tlak, kterým působí krev na stěnu cév a srdce. V elektrické analogii lze tlak považovat za potenciál, rozdíl tlaků pak za elektrické napětí.

Krevní tlak působící ve vysokotlakém řečišti je označován jako arteriální krevní tlak a jeho charakter je čistě pulzatilní (obr. 1). V klinické praxi je popisován hodnotami lokálních extrémů tlakové křivky (systolickým a diastolickým tlakem). Typické hodnoty krevního tlaku

zdravého jedince se v klidovém stavu pohybují okolo 120 resp. 80 mmHg.

V nízkotlakém řečišti je naopak signifikantní hodnota tlaku středního (žilní tlak). Žilní tlak má kvazipulzatilní charakter způsobený nekonstantním plněním srdečních síní a intrapulmonálním tlakem. Typická hodnota centrálního žilního tlaku se pohybuje okolo 10 mmHg.

Měření krevního tlaku je možné buď neinvazivní cestou pomocí manžetových měřičů anebo invazivním sledováním krevního tlaku s využitím intravaskulárního přístupu katetrizačním setem. Tento způsob poskytuje nejen nejpřesnější hodnoty krevního tlaku v různých částech kardiovaskulárního systému, ale také dává informaci o tvaru tlakové křivky. [4 – 5]



Obr. 1. Příklad reálné křivky arteriálního krevního tlaku

B. Srdeční výdej

Srdeční výdej (Cardiac Output) je definován jako množství krve vypuzené srdcem do krevního řečiště. Nejčastěji se toto množství vztahuje k jednotce času (1 minuta). Rozmezí hodnot srdečního výdeje u dospělého člověka je 4 – 8 l/min. V analogii elektrických veličin lze průtok považovat za elektrický proud.

Stanovení srdečního výdeje neinvazivní cestou je možné (MRi, Dopplerovská sonografie, ...), avšak věrohodnost těchto metod není vždy dostatečná. Relevantní a věrohodné hodnoty podávají především metody intravaskulární, mezi které patří například Fickova metoda, barvivová diluční metoda a hlavně metoda termodiluční. Termodiluční metoda stanovení srdečního výdeje je nejvíce rozšířená, a to z důvodu své poměrně jednoduché a rychlé aplikace, atoxicity a dostatečné přesnosti.

Termodiluční metoda stanovení srdečního výdeje spočívá v aplikaci chladného fyziologického roztoku do krevního řečiště (nejčastěji do pravé srdeční síně). Následně je v prográdním směru sledován pokles teploty rozředěné směsi krve a roztoku. Výsledkem je tzv. termodiluční křivka, která je dále matematicky zpracována podle vztahu (1), kde V je objem vstříknutého indikátoru, ϑ je teplota krve resp. indikátoru a k je korekční faktor zahrnující vlastnosti katetru a tekutin. Měření je prováděno speciálním termodilučním katetrem (nejčastěji typu Swan-Ganz), který je na svém konci opatřen jak termistorem, tak proximálním lumenem pro vstřík indikátoru. [1, 3, 4]

$$CO = 60 \cdot k \cdot \frac{V_{ind}(\vartheta_{krev} - \vartheta_{ind})}{\int \Delta\vartheta(t) dt} \quad (1)$$

C. Cévní rezistence a compliance

Cévní rezistencí je nazván parametr popisující míru hydrodynamického odporu cévy toku tekutiny. Jeho fyzikální rozměr je mmHg·min/l (2), v klinické praxi se však využívá zažité označení této jednotky Wood Unit a pro systémový oběh nabývá hodnot 10 – 20 WU.

Cévní compliance vyjadřuje míru elasticity cévy a je definována jako zvětšení objemu při přírůstku tlaku (3). Každý druh cévy se vyznačuje svou velikostí compliance (např. morfologicky zdravá aorta je typická hodnotou compliance okolo 2 ml/mmHg). [1, 3 – 5]

$$R = \frac{\Delta P}{Q} \quad (2), \quad C = \frac{\Delta V}{\Delta P} \quad (3)$$

D. Rychlost šíření pulzní vlny

Pulse Wave Velocity je odvozený parametr, jehož hodnota v lékařské praxi vypovídá o morfologickém stavu krevního řečiště (např. aterosklerotických změnách). Jedná se o rychlost šíření vzruchu podél cévní stěny vyvolaného kontrakcí srdce. Typická hodnota PWV měřená na krevním řečišti nepostíženým morfologickými změnami je 5 m/s. Měření je realizováno nejčastěji analýzou tlakové křivky. [4, 5]

IV. MECHANICKÝ MODEL KVS

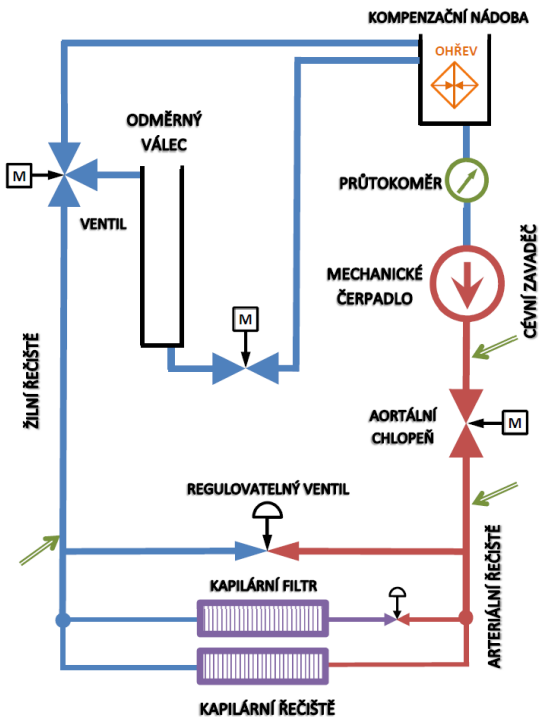
Mechanický model KVS je soustava hadic, čerpadla a dalších hydraulických prvků, která simuluje pulzatilní proudění kapaliny takovým způsobem, aby se co nejvěrněji podobalo fyziologické realitě. Model slouží jednak pro výukové účely (demonstrace klinických měřících metod) a jednak pro vědecké zkoumání chování pulzatilního toku tekutiny. [1, 2]

A. Popis mechanického modelu KVS

Mechanický model je sestaven z běžně dostupných průmyslových prvků (obr. 2). Srdcem celého systému je mechanické čerpadlo (membránové provedení), které je schopno dodat dostatečný průtok kapaliny s dostatečným tlakem. Aortální chlopeč je simulována elektromagnetickým ventilem. Arteriální a venózní řečiště je tvořeno definovanými celky hadic se známými materiálovými parametry. Spojnici mezi těmito dvěma typy řečišť tvoří kapilární filtry s regulovatelnými ventily, které představují kapilární rezistenci.

Kapalina je hromaděna v kompenzační nádobě, kde dochází k jejímu ohřevu na 37 °C. Z čistě didaktických důvodů je do obvodu vřazen odměrný válec, který slouží ke zběžnému přehlednému měření průtoku.

Přístup měřících katetrů do cévního řečiště je zajištěn klinickými cévními zaváděči s hemostatickou chlopní.

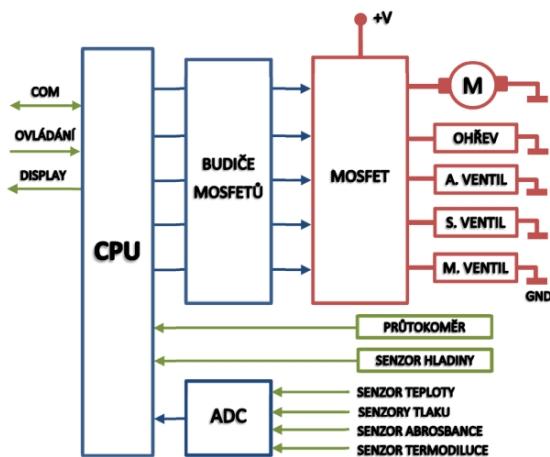


Obr. 2. Principiální schéma mechanického modelu KVS

B. Popis řídicí elektroniky

Elektrické prvky modelu (čerpadlo, ventily, ...) jsou řízeny centrální řídicí jednotkou (obr. 3), na které jsou též implementovány obvody pro měření.

Základem řídicí jednotky je centrální mikroprocesor, který zpracovává vstupní analogové (teplotní, tlaková a jiná čidla) a digitální (tlačítkové ovládání, průtokoměr, ...) signály a je též zdrojem diskretních výstupních signálů. Nezbytnou částí je výkonový blok (MOSFet), který pulzně budí všechny elektromechanické prvky modelu.

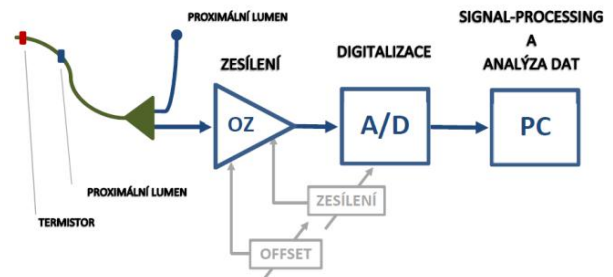


Obr. 3. Principiální schéma zapojení řídicí jednotky

C. Popis měřicích komponent

Regulační mechanismy a měření parametrů je zajištěno pomocí čidel a obvodů pro zpracování jejich signálů. Jedná se o měření teplot (termodiluce, regulace teploty), měření tlaků a měření absorbance (barvivová diluce).

Zpracování analogových signálů je realizováno pomocí soustavy standardně navržených zapojení operačních zesilovačů (obr. 4).



Obr. 4. Principiální schéma zapojení obvodu pro měření termodiluce

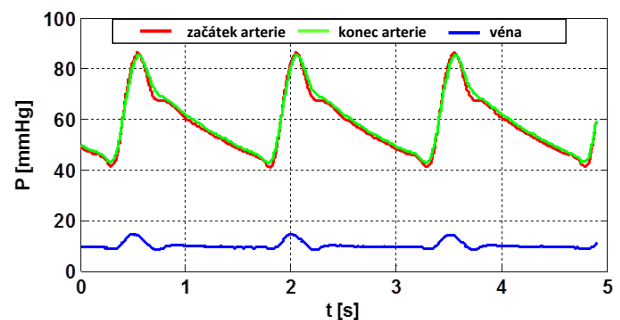
V. EXPERIMENTÁLNÍ MĚŘENÍ NA MODELU KVS

Verifikace a definování vlastností modelu byly provedeny pomocí násobných experimentálních měření.

A. Měření tlaku

Měření tlakových poměrů v různých částech systému (artérie, vena, komora) bylo realizováno pro všechny možné konfigurace modelu – srdeční frekvence, rezistence, ejekční frakce (výkon čerpadla), typ charakteru toku (pulzatilní, kontinuální).

Analyzovány byly nejen hodnoty tlaků (systolického, diastolického a středního), ale také tvary jednotlivých křivek. Optimální konfiguraci (plně zařazení obou kapilárních filtrů) dokazují výsledky prezentované na obr. 5.



Obr. 5. Tlakové křivky naměřené na modelu KVS

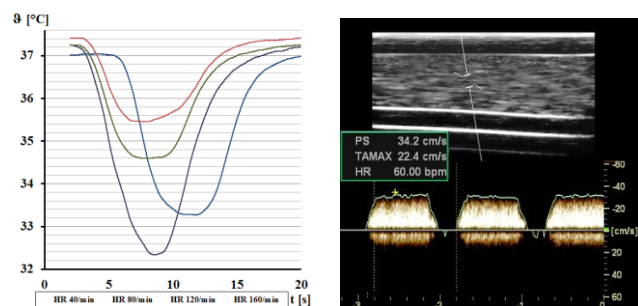
B. Měření průtoku

Měření srdečního výdeje (Q , CO) bylo prováděno jednak implementovaným průtokoměrem (přesnost 10 ml/min pro kontinuální tok) a jednak dalšími klinickými metodami (sonograficky a pomocí dilučních metod), přičemž měření průtokoměrem bylo považováno za referenční (obr. 6).

Měření průtoku pomocí termodiluce bylo provedeno násobně různými možnými způsoby (teplota indikátoru, množství indikátoru, transpulmonální metoda – transkapilární), čímž byla definována přesnost a podmínky přesnosti termodilučního měření.

Bylo navrženo alternativní měření ke klinické barvivové diluční metodě. Na základě spektrometrické analýzy různých druhů barviv byla jako indikátor metody zvolena

modrá skalice v kombinaci s IR senzorem.



Obr. 6. Příklad měření CO pomocí termodiluce a Dopplerovské sonografie

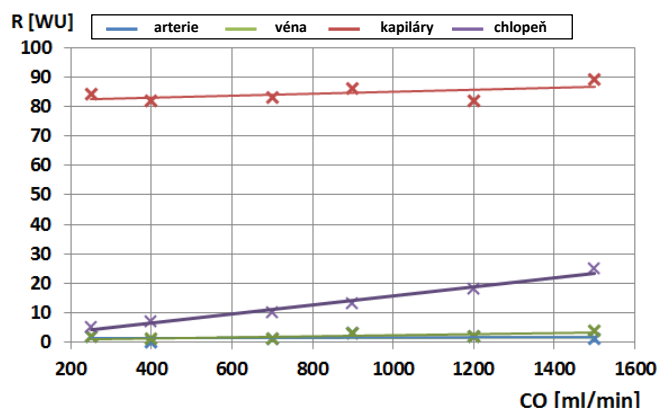
Analýzou rychlostního profilu průtoku je možné dopočítat srdeční výdej. Toto měření bylo provedeno pomocí ultrazukového diagnostického přístroje s použitím Dopplerovského módu. Měření probíhalo přiložením sondy určené k diagnostice cév na hadici reprezentující arteriální řečiště (obr. 6). Vzorek výsledků je prezentován v tabulce 1.

HR [1/min]	CO [ml/min]			
	Reference	Termodiluce	Barvivová diluce	Sonografie
40	357	390	385	420
60	539	555	490	580
80	676	606	703	758
100	771	732	757	815
120	860	841	912	829
140	949	975	1011	965
Průměrná chyba		5,4 %	5,9 %	8,1%

Tab. 1. Vzorek výsledků měření CO různými klinickými metodami

C. Stanovení rezistence

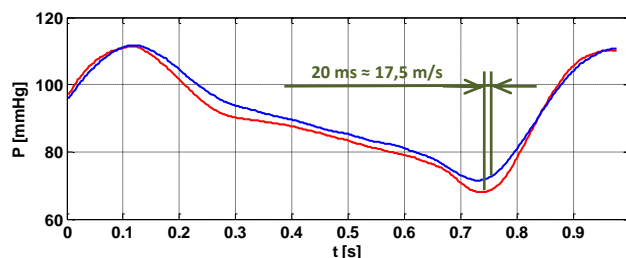
Určení rezistence jednotlivých prvků řečiště je provedeno výpočtem za použití parametrů CO a úbytku tlaku na daném prvku. Ve fyziologickém systému tvoří největší podíl cévní rezistence kapilární řečiště. Mechanický model je sestaven na stejném principu, proto je kladen důraz na měření rezistence kapilárních filtrů (obr. 7).



Obr. 7. Stanovení rezistence jednotlivých prvků řečiště modelu KVS

D. Měření PWV

Měření rychlosti pulzní vlny bylo provedeno analýzou dvou tlakových křivek měřených pomocí dvou měřicích katetrů na začátku a konci arteriálního řečiště, jehož délka je 35 cm (obr. 8).



Obr. 8. Příklad měření PWV v arteriálním řečišti modelu KVS

VI. SHRNUTÍ

Pro výukové a vědecké účely byl na pracovišti autora vyvinut mechanický model kardiovaskulárního systému. Při vývoji byl kladen důraz na možnost využití široké škály klinický diagnostických metod používaných především při katetrizačním vyšetření kardiovaskulárního systému.

Za účelem definování přesnosti a limitů modelu bylo provedeno množství experimentálních měření. Na základě těchto měření byl stanoven poměr parametrů modelu k fyziologickému systému (krevní tlak cca 1:1, cévní rezistence cca 10:1 a srdeční výdej cca 1:10).

Dále byla optimalizována tlaková křivka tak, aby věrohodně napodobovala křivku fyziologickou. Verifikací měřicích metod sloužících ke stanovení srdečního výdeje byla zjištěna průměrná chyba měření do 9 %. Rychlost šíření pulzní vlny je několikanásobně vyšší než rychlost šíření v morfologicky zdravé arterii. Předpokládá se, že tento parciální neúspěch je způsoben nevhodnými materiálovými parametry použité hadice.

PODĚKOVÁNÍ

Tato práce byla podpořena granty FRVŠ G3 902/2013 a F3a 2177/2012 (uděleny Ministerstvem školství, mládeže a tělovýchovy České republiky) a grantem SGS12/143/OHK3/2T/13 (udělen ČVUT v Praze).

REFERENCE

- [1] M. Ložek, M. Horáková, J. Havlík, "Mechanical model of the cardiovascular system: determination of cardiac output by dyE dilution," in Lékař a technika. 2012, vol. 42, no. 2, p. 77-80. ISSN
- [2] M. Ložek, "Model of the Cardiovascular System: Pump Control," in POSTER 2012, Czech Technical University in Prague, 2012, vol. 1, p. 1-4. ISBN 978-80-01-05043-9.
- [3] J. J. Batzel, F. Kappel, D. Schneditz, H. T. Tran, "Cardiovascular and Respiratory Systems: Modeling, Analysis, and Control," 2006. ISBN 978-0898716177.
- [4] N. Westerhof, N. Stergiopoulos, M. I. M. Noble, "Snapshots of Hemodynamics," Basic Science for the Cardiologist, 2005.
- [5] C. Cobelli, E. Carsin, "Introduction to modeling in physiology and medicine," Academic Press.2008. ISBN:978-0-12-160240-6.