

Návrh mechanického modelu kardiovaskulárního systému

Miroslav LOŽEK¹, Jan HAVLÍK¹, Zdeněk HORČÍK¹

¹ České vysoké učení v Praze, Fakulta elektrotechnická, Katedra teorie obvodů

lozekmir@fel.cvut.cz

Abstrakt: Model kardiovaskulárního systému je mechanický simulátor hemodynamických parametrů lidského krevního řečiště. Jedná se o soustavu trubic, ventilů, čerpadla a dalších pomocných prvků, které jsou uspořádány tak, aby věrohodně napodobily tok krve zdravého lidského jedince. Na modelu jsou sledovány základní hemodynamické parametry, mezi které patří krevní tlak, srdeční výdej, rychlost šíření pulsní vlny a další. Nepostradatelnou součástí celého systému je mechanické čerpadlo, které svou činností napodobuje pulzatilní tok krve vydávaného zdravým lidským srdcem. Tato publikace popisuje návrh a konstrukci modelu, způsob řízení mechanického čerpadla a metody měření hemodynamických parametrů. Cílem celého projektu je vytvoření věrného modelu kardiovaskulárního systému s možností měření hemodynamických parametrů za pomoci konvenčních monitorovacích zařízení.

1. Úvod

Kardiovaskulární systém (KVS) lidského organismu je složitá soustava sestávající se z různých druhů cév s různým průměrem, který se pohybuje v řádech μm až cm . Nepostradatelnou součástí KVS je srdeční pumpa, která slouží jako adaptivní iniciátor proudění krve. Složení krve také velkou měrou ovlivňuje hemodynamické parametry krevního řečiště. Řízení oběhové soustavy je zabezpečeno chemicky a elektricky pomocí hormonálního a inervačního systému. [1].

Vzhledem k velké složitosti a rozsahu kardiovaskulárního systému není možné vytvořit přesný model zahrnující všechny elementy cévního řečiště. 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.

2. Kardiovaskulární systém

Kardiovaskulární systém je soustava orgánů zajišťující cirkulaci krve, která okysličuje organismus, transportuje životodárné látky a udržuje homeostázu celého těla.

2.1. Anatomie kardiovaskulárního systému

Oběhový systém lze rozdělit na část, která vede okysličenou krev. Toto vedení je v systémovém oběhu zajištěno arteriálním systémem, který vykazuje vysokou pevnost a elasticitu. Krev v arteriích proudí pulzatilním charakterem směrem k orgánům. Odvod deoxygenované krve z orgánů zajišťuje venózní systém, který je charakteristický svou

rigiditou. Proudění krve v žilách má kontinuální charakter. Propojení výše popsaných systémů je zabezpečeno kapilární sítí, ve které dochází k přenosu krevních plynů mezi krví a buňkami. Kapilární řečiště představuje z hemodynamického hlediska silně odporový člen, který, mimo jiné, má za následek transformaci pulzativního proudění na proudění kontinuální.

Středem kardiovaskulárního systému je srdce, které představuje hlavní akční člen proudění krve. Srdce je rozděleno na 4 části (2 síně a 2 komory). V době systolické kontrakce komor dochází k vypuzení okysličené krve z levé komory do těla, odtud se následně odkysličená krev vrací žilním systémem do pravé síně. Správnou sekvenci srdečních kontrakcí zabezpečuje převodní systém srdeční, který se sestává ze specifických, tzv. pacemakerových buněk. Pacemakerová buňka nemá klidový membránový potenciál a slouží jako autonomní generátor elektrických impulzů v srdci. [1, 2].

2.2. Hemodynamické parametry

Hemodynamika kardiovaskulárního systému sleduje fyzikální chování toku kapaliny v krevním řečišti. Hemodynamiku ovlivňují mechanické parametry cév, výstupní tok srdeční pumpy a také vlastnosti krve.

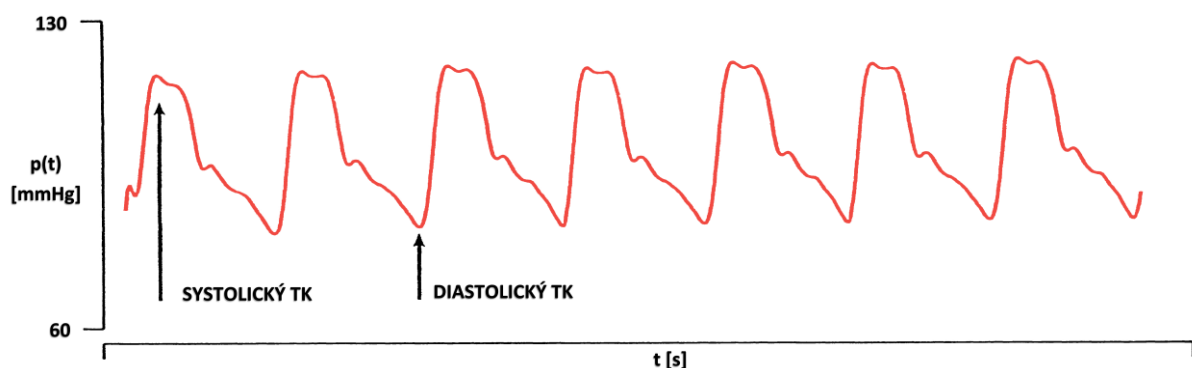
Jedním z parametrů popisující tok krve cévou je tzv. rychlost pulzní vlny (**Pulse Wave Velocity**) [m/s]. Je to parametr, který je závislý pouze na vlastnostech cévy a hustotě kapaliny ρ [kg/m³]. Mezi vlastnosti cév patří vnitřní poloměr cévy r [m], tloušťka stěny cévy h [m] a její modul elasticity E [Pa]. Rychlost pulzní vlny může sloužit k diagnostice stavu cévního řečiště. Výpočet popisuje Moens-Kortewegova rovnice (1). [1,3]

$$PWV = \sqrt{\frac{E \cdot h}{2r \cdot \rho}} \quad (1)$$

Dalším důležitým parametrem KVS je srdeční výdej. Srdeční výdej popisuje, jaké množství krve je vypuzeno srdcem do oběhového systému. Srdeční výdej je obvykle vztažen k jednotce času (**Minute Cardiac Output** [l/min]) nebo k jednomu srdečnímu cyklu (**Stroke Volume** [l]). Vztah těchto dvou veličin popisuje rovnice (2), kde HR [1/min.] je srdeční frekvence. [1,3,4]

$$MCO = SV \cdot HR \quad (2)$$

Krevní tlak je takový tlak, kterým krev působí na stěnu cévy, kterou prochází. Tlak je vyvolán silovým působením srdečního svalu v době své kontrakce. Konvenčně se krevní tlak měří na velkých arteriích. Arteriální tlaková křivka má pulzativní charakter (viz Obr. 1), jejíž hodnota lokálních extrémů má největší diagnostický význam. V souvislosti se srdeční činností jsou tyto dva tlakové parametry nazývány systolickým a diastolickým krevním tlakem. [1, 3].



Obr. 1: Typický průběh fyziologické tlakové křivky

2.3. Parametry cévního řečiště

Proudění krve řečištěm velmi zásadně ovlivňuje materiál, ze kterého je krevní řečiště sestaveno. Chování cévního řečiště lze popsat pomocí parametrů: odpor, compliance a inertiance.

Krevní řečiště představuje toku krve určitý odpor, ten zásadně ovlivňuje velikost tlaku v řečišti. Organismus je schopen za pomoci konstričních a dilatačních mechanismů měnit odpor krevního řečiště, čímž zajišťuje regulaci krevního tlaku.

Stěny cév jsou více či méně poddajné. Zvýšení tlaku způsobí roztažení cévy a tím i změnu jejího objemu. Elastické vlastnosti cévy popisuje parametr compliance $[m^5/N]$. Vztah mezi *compliance*, změnou tlaku Δp [Pa] a objemem V [ml] vyjadřuje rovnice (3), kde V_0 [ml] je objem cévy bez přiloženého tlaku. [3 - 5]

$$V = V_0 + C \cdot \Delta p \quad (3)$$

Setrvačnost toku krve cévní soustavou popisuje parametr zvaný inertiance $[Ns^2/m^5]$. Inertiance závisí na délce cévy l [m], ploše průřezu cévou S $[m^2]$ a hustotě krve ρ $[kg/m^3]$ (4).

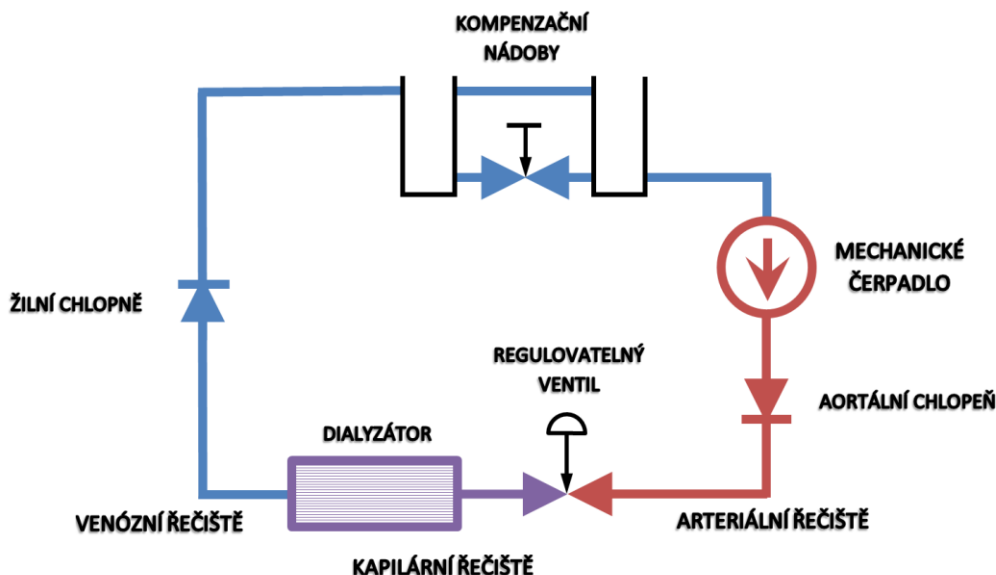
$$I = \frac{\rho \cdot l}{S} \quad (4)$$

3. Mechanický model kardiovaskulárního systému

Základní mechanický model KVS vychází z předpokladu, že lze sdružit parametry jednotlivých elementů oběhového systému do větších funkčních celků. Výsledný model se následně sestává z několika základních částí. Hlavním elementem modelu je mechanická pumpa, která napodobuje činnost lidského srdce. Cévní systém je modelován pomocí sériově zapojených vedení s různými parametry odporu, compliance a inertiance, která reprezentují arteriální, venózní a kapilární řečiště. [4 - 6].

3.1. Stavba modelu

V základním modelu pro první experimenty postačí soustava dvou hadic a regulovatelného ventilu. Hadice napodobující arteriální systém se vyznačuje velkou elasticitou, což zajistí nízký parametr compliance. Naopak hadice simulující žilní systém je velmi rigidní, její compliance je podstatně vyšší. Délkou hadic je možné ovlivnit parametr inertiance. Obě hadice jsou propojeny regulovatelným ventilem, kterým je možné měnit odpor celé soustavy. Simulace kapilárního řečiště je dále podpořena zahrnutím kapilárního dialyzátoru. Dalšího zvýšení věrohodnosti výsledků bylo dosaženo zařazením dvou zpětných ventilů do obvodu řečiště. Ventil zařazený za srdeční pumpou simuluje aortální chlopeň. Druhý zpětný ventil reprezentuje žilní chlopeň a zabraňuje zpětnému žilnímu toku. Stabilitu soustavy udržují kompenzační nádoby, které jsou umístěny tak, aby umožňovaly zběžné měření srdečního výdeje. (viz Obr. 2)



Obr. 2: Schématické zobrazení modelu kardiovaskulárního systému

3.2. Mechanická pumpa

Tento model je zaměřen na modelování hemodynamických parametrů krevního řečiště. Na základě tohoto faktu není nutné modelovat složitou čtyř-komorovou pumpu. Důležitý je pouze charakter srdečního výstupu krve do velkého krevního oběhu, ten musí věrně napodobovat výstup reálného srdce.

Mechanickou pumpou může být vodní čerpadlo s dostatečným průtokem a dynamikou chodu. Lze použít běžné, vhodně řízené zubové čerpadlo.

3.2.1. Řízení čerpadla

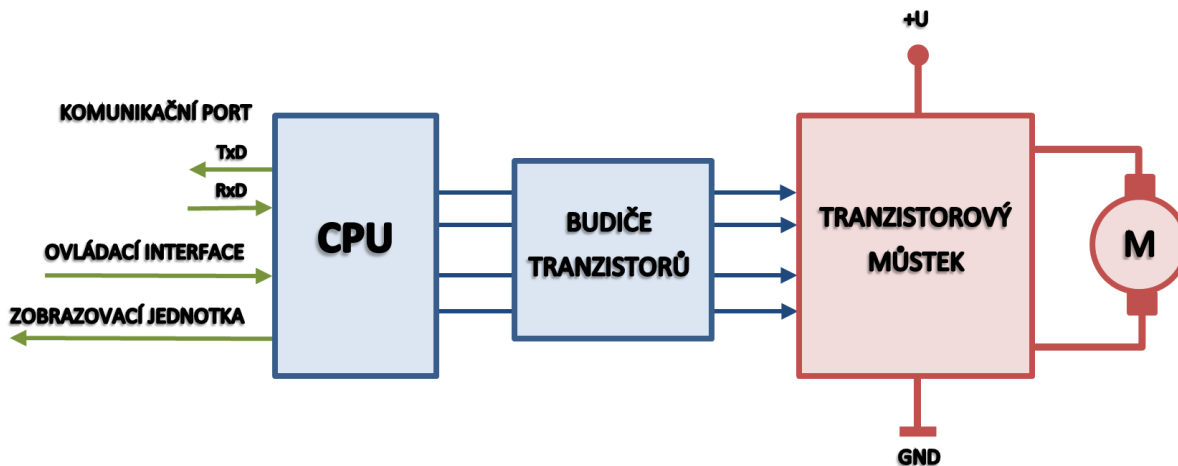
Cílem správného řízení čerpadla je namodelovat výstupní tlakovou vlnu tak, aby se věrohodně podobala fyziologickému tlakovému gradientu. Toho lze dosáhnout nelineárním řízením otáček motoru.

Vzhledem k faktu, že vinutí stejnosměrného motoru čerpadla má pro střídavé buzení induktivní charakter je možné řídit motor čerpadla v pulzním režimu. K řízení motoru je použita pulzně-šířková modulace (**P**ulse-**W**ide **M**odulation). Střední hodnota výstupního napětí PWM částečně koreluje s vytvořenou tlakovou vlnou. Díky vhodně navrženému algoritmu řízení je možné velmi dobře napodobit tvar fyziologické tlakové vlny.

3.2.2. Řídicí jednotka mechanického čerpadla

Řídicí jednotka se principiálně dělí na dvě části. Část signálová obsahuje mikroprocesor generující řídicí signály přivedené do části výkonové, která obsahuje spínací prvky.

Signálový procesor generuje řídicí signály podle předepsaného algoritmu pro jednotlivé spínací prvky. Mikročip dále řídí celý proces srdečního cyklu a zaštiťuje ovládací interface. Výkonový blok je tvořen čtveřicí výkonových spínacích součástí, které jsou uspořádány do dvou spínacích můstků. Toto zapojení umožňuje chod v proti-fázi, tento proces dále zvětší dynamický rozsah čerpadla.

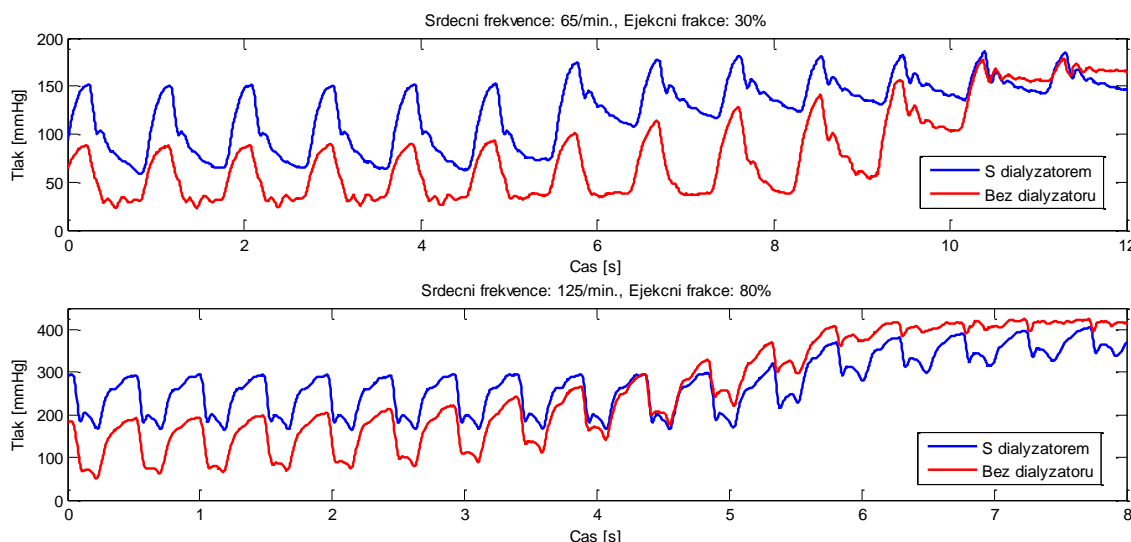


Obr. 3: Blokové schéma řídicí jednotky čerpadla

4. Měření hemodynamických parametrů modelu

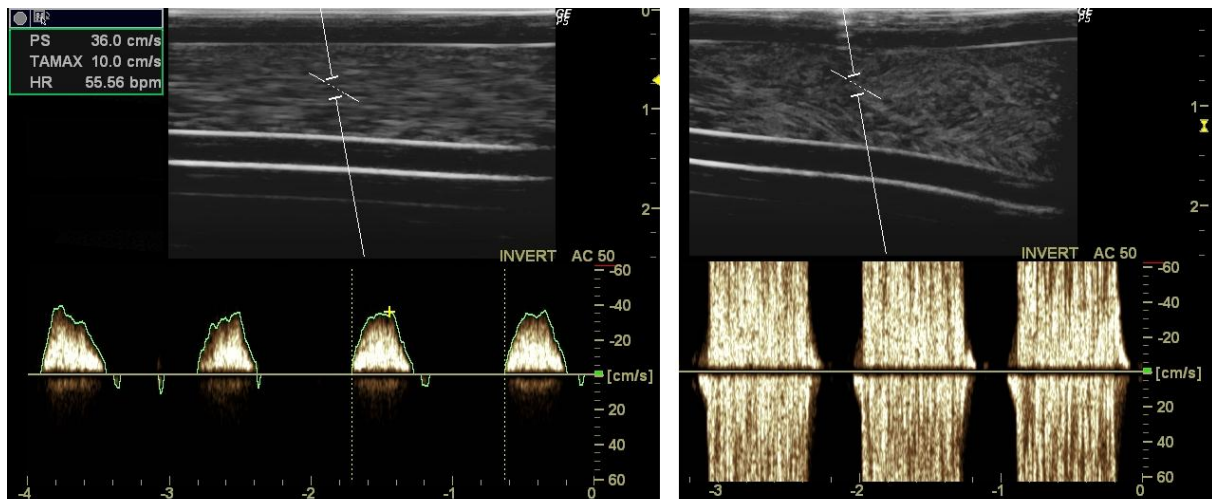
Ověření funkčnosti bylo provedeno pomocí externího měření hemodynamických parametrů. K měření bylo použito tlakových senzorů a dopplerovské sonografie.

Sledování krevního tlaku bylo zajištěno pomocí analogového tlakového čidla MPX53GP, výstupní signál byl zesílen a vzorkován měřicí kartou. Měření proběhlo na arteriální části modelu při změnách srdeční frekvence, ejekční frakce a odporu krevního řečiště (Obr. 4). Na obrázku je také patrný vliv dialyzátoru zahrnutého do oběhového systému.



Obr. 4: Naměřená tlaková křivka

Měření srdečního výdeje bylo provedeno na hadici představující arterii pomocí dopplerovského sonografu GE Logiq 5. Sonografií byl změřen časový profil rychlosti toku (viz Obr. 5 nalevo), jehož jednoduchou integrací lze při znalosti světlosti hadice dopočítat srdeční výdej. Mimo jiné lze touto metodou prokázat turbulentnost proudění (viz Obr. 5 napravo).



Obr. 5: Měření průtoku a turbulentnosti toku pomocí dopplerovské sonografie

5. Závěr

Projekt zaměřený na modelování kardiovaskulárního systému umožnil vznik mechanického modelu zabývajícího se tokem tekutin v cévním řečišti. Model byl sestaven pomocí jednoduchých elementů simulujících jednotlivé funkční bloky reálného oběhového systému.

Měření prokázalo dílčí úspěšnost navrženého systému. Tlaková křivka naměřená v modelovaném oběhu věrohodně napodobuje tlakovou křivku fyziologického krevního řečiště. Měření srdečního výdeje pomocí sonografie odpovídá skutečnému přenesenému objemu s maximální odchylkou 10%. Naměřené profily rychlosti toku arterií také odpovídají fyziologické skutečnosti. Pomocí této metody lze velmi přesvědčivě prokázat turbulentnost a laminárnost proudění, charakteristické rysy těchto typů proudění lze pozorovat vizuálně i pomocí časových profilů dopplerovského měření rychlosti toku.

Poděkování

Tato práce byla podpořena grantem č. SGS12/143/OHK3/2T/13 a výzkumným programem č. MSM 6840770012.

Reference

- [1] Dylevský, I. *Základy funkční anatomie*. 2011. ISBN: 978-80-87419-06-9
- [2] Čihák, R. *Anatomie 3*. Grada Publishing, 2004. ISBN: 80-247-1132-X
- [3] Batzel, J. J., Kappel, F., Schneditz, D., Tran, H. T. *Cardiovascular and Respiratory Systems: Modeling, Analysis, and Control*. 2006. ISBN 978-0898716177.
- [4] Westerhof, N., Stergiopoulos, N., Noble, M. I. M. *Snapshots of Hemodynamics*. Basic Science for the Cardiologist, 2005.
- [5] Cobelli, C., Carsin, E. *Introduction to modeling in physiology and medicine*. Academic Press. 2008. ISBN: 978-0-12-160240-6
- [6] Le Rolle, V., Hernandez, A. I., Richard, P.Y., Buisson, J., Carrault, G. *A Bond Graph Model of the Cardiovascular System*. Acta Biotheorica, 2005.