

3 | 20
13

URGENTNÍ MEDICÍNA

ČASOPIS
PRO NEODKLADNOU
LÉKAŘSKOU PÉČI

Urgentní medicína
je partnerem České resuscitační rady



Z OBSAHU VYBÍRÁME:

- Kontaktní místo u poskytovatelů akutní lůžkové péče – centrum řízení běžného provozu i krizových stavů
- Systémy třídění pacientů dle priorit na oddělení urgentního příjmu
- Analýza sůtažnej úlohy RUTINA na Rallye Rejvív 2013
- WONCA 2013 PRAGUE – mezinárodní kongres praktických a rodinných lékařů, Praha
- Využití iPhonů a iPadů při výuce a poskytování první pomoci
- Modelování kardiovaskulárního systémuindikační kritéria pro nasazení letecké záchranné služby - Doporučený postup ČLS JEP – Společnosti urgentní medicíny a medicíny katastrof
- Operátoři na tísňové lince 155 – rozbor vedení hovorů s volajícími

Archiv 2000–2011 též na www.mediprax.cz

Urgentní medicína je v Seznamu recenzovaných neimputovaných periodik Rady pro výzkum a vývoj ČR.
Časopis je excerpován v Bibliographia medica čechoslovaca.

MODELOVÁNÍ KARDIOVASKULÁRNÍHO SYSTÉMU

JANA VÁCHOVÁ¹, MIROSLAV LOŽEK¹, JAN HAVLÍK¹

¹ ČVUT Fakulta elektrotechnická

Abstrakt

Onemocnění kardiovaskulárního systému jsou jedněmi z nejčastějších zdravotních problémů ve vyspělých zemích. Způsobují velké procento úmrtí osob a často ještě v produktivním věku. Zdravotní péče o pacienty s těmito chorobami je nákladná a částka pokrývající tyto náklady stále roste, zvláště kvůli stárnutí populace. Proto je třeba porozumět funkci kardiovaskulárního systému, jeho hemodynamice (dynamice toku krve), vztahům mezi jednotlivými parametry a veličinami systému a umožnit tak lepší a levnější zdravotní péči. Je třeba se snažit předcházet onemocněním oběhové soustavy a vyvíjet nové diagnostické a terapeutické metody a zařízení. Modelování kardiovaskulárního systému je nástrojem, jak těchto cílů dosáhnout. Sestrojený jednoduchý mechanický model kardiovaskulárního systému umožňuje studium průtoku krve systémem.

Klíčová slova: kardiovaskulární systém – model – modelování

Abstract

Modelling of cardiovascular system

Diseases of the cardiovascular system are one of the biggest problems in health care in developed countries. Large percentage of deaths is caused by these diseases. Health care for patients with cardiovascular problems is expensive and the costs are growing, especially due to population ageing. Therefore, it is necessary to understand the function of the cardiovascular system, its haemodynamics (dynamics of blood flow), the relationships between the various parameters and variables of the system and to allow better and cheaper healthcare. It is necessary to strike to prevent circulatory system diseases and develop new diagnostic and therapeutic methods and devices. Cardiovascular system modeling is the tool to achieve these goals. Constructed simple mechanical model of the cardiovascular system allows to study the blood flow in the system.

Key words: circulatory system – model – modelling

ÚVOD

Kardiovaskulární systém, nebo také cirkulační či oběhový systém, je soustava orgánů zajišťující cirkulaci krve v lidském organismu. Správné fungování kardiovaskulárního systému je zásadní pro existenci organismu a výkon oběhové soustavy limituje jeho výkonnost. Modelování kardiovaskulárního systému nám umožňuje lépe pochopit vztahy mezi jednotlivými parametry tohoto systému, sledovat jeho chování v čase při změně těchto parametrů a simulovat řadu jak fyziologických, tak patologických stavů. Proto je modelování vhodným nástrojem k výuce a vývoji nových diagnostických a terapeutických metod a přístrojů, což může pomoci k dosažení lepší zdravotní péče v oblasti kardiovaskulárních onemocnění. [1]

MODELOVÁNÍ KARDIOVASKULÁRNÍHO SYSTÉMU

Model je zjednodušená reprezentace reálného systému, pomáhá nám pochopit jeho funkci a simulovat jeho chování. Existují fyzické a matematické modely kardiovaskulárního systému. Matematický model je soustava rovnic reprezentující určité aspekty daného fyzického systému. Tyto modely jsou dnes již výhradně počítačové. Výhodou matematických modelů je, že mají velmi flexibilní strukturu se snadno zaměnitelnými parametry a jsou také obvykle mnohem levnější než modely fyzické. Nemohou však

být na rozdíl od fyzických modelů připojeny přímo k nějakému fyzickému zařízení (např. k mechanické srdeční podpoře či náhradě) za účelem testování tohoto zařízení. Proto v poslední době vznikají hybridní modely, které slučují modely matematické a fyzické. Dochází ke spojení výhod matematických modelů (přesnost, levnost, flexibilita) a fyzických modelů (schopnost integrace s mechanickým zařízením). [2, 3]

V současné době představují počítačové modelování a simulace neocenitelný nástroj pro pochopení fungování kardiovaskulárního systému. Matematické modelování má stále větší význam ve vzdělávání, výzkumu i medicíně. Modely se využívají ke studiu kardiovaskulárního systému, ale také je lze využívat k předvídání reakcí lidského těla na vnitřní či vnější změny. Díky vzrůstající potřebě efektivně léčit kardiovaskulární onemocnění (a také jim předcházet) se začínají vyvíjet matematické modely použitelné v klinické praxi k diagnostice a predikci chování kardiovaskulárního systému. Modely mohou sloužit i jako experimentální platforma k trénování chirurgů, kdy model pomůže chirurgovi např. zjistit nejvhodnější postup ve specifickém případě a na konkrétním pacientovi. Využití nachází také v analýze experimentálních dat. K největšímu rozvoji v oblasti matematického modelování došlo až v posledních desetiletích, především díky pokrokům ve výpočetní technice. [4, 5, 6]

PARAMETRY CÉVNÍHO SYSTÉMU

Cévní soustava má určité vlastnosti charakteristické pro její jednotlivé úseky. Je to především odpor, který klade proudu krve a compliance neboli poddajnost. Obě tyto vlastnosti mají významný vliv na proudění krve cévami. [7, 8]

Odpor

Protože mají cévy určitý odpor, dochází k poklesu tlaku, který vytváří srdeční pumpa. Velký oběh vytváří podstatně větší odpor než malý oběh, zajímá nás tedy především odpor právě velkého oběhu. Mluvíme o **systémovém odporu cévního řečiště** (či celkovém periferním odporu, TPR). Hlavním zdrojem odporu jsou zde arterie a arterioly, proto jim říkáme **odporové cévy**. [9]

Odpor R kladený proudu krve cévami je popsán Hagenovým-Poiseuillovým zákonem a Ohmovým zákonem. Je třeba zmínit, že platí pouze pro laminární proudění.

Compliance, Elastance, Kapacitance

Pokud na cévu působí tlak, dochází díky její elasticitě k určité změně jejího objemu. **Compliance** určuje, jak snadno se cévní stěna poddá tlaku, který je na ní vyvíjen. Závislost mezi tlakem a změnou objemu, který tento tlak vyvolá, uvádí rovnice

$$V = C \cdot p, (1) \text{ , kde}$$

$V [ml]$ je změna objemu,
 $C [m^3 / N]$ compliance cévy a
 $p [Pa]$ změna tlaku. [8]

Tato rovnice popisuje lineární závislost tlak – objem v cévním elementu, kde předpokládáme konstantní compliance (viz Obr. 1). Za tohoto předpokladu můžeme vyjádřit celkový objem cévního elementu jako součet objemu bez zatížení a změny objemu vlivem zatížení (tlaku)

$$V = V_0 + C \cdot p, (2) \text{ , kde}$$

$V [ml]$ je celkový objem,
 $V_0 [ml]$ objem krve bez zatížení (bez působení tlaku),
 $C [m^3 / N]$ compliance cévy a
 $p [Pa]$ změna tlaku.

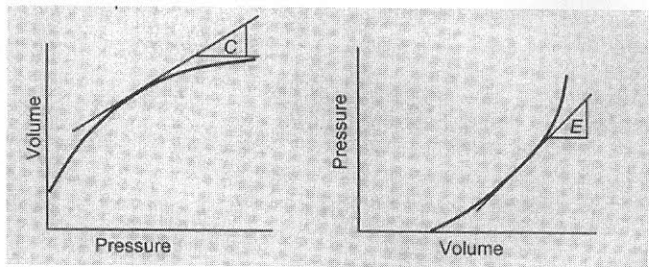
Tento celkový objem označujeme jako **kapacitanci** cévy. [8] Compliance žilního systému je zhruba 24krát větší než compliance tepenného systému. Z toho vyplývá, že v žilách může být uskladněno velké množství krve pouze s malou změnou tlaku. Compliance cév v malém oběhu je také mnohem větší než compliance cév v oběhu velkém. Compliance lze vyjádřit také jako

$$C = \frac{1}{E}, (3) \text{ , kde}$$

$C [m^3 / N]$ je poddajnost (compliance) a
 $E [N / m^3]$ je elastance.

Elastance je tedy převrácená hodnota compliance a vyjadřuje míru tuhosti cévy. [8]

Obr. 1: Závislost objemu na tlaku (C) a tlaku na objemu (E) [10]



Inertance

Inertance L (či I) je vlastností cév, která má vliv na zrychlování a zpomalování toku krve (ve smyslu setrvačnosti). Jedná se především o parametr geometrický, závislý na geometrických vlastnostech cévy. Inertance je vyjádřena jako

$$L = \frac{\rho \cdot l}{S}, (4) \text{ , kde}$$

$L [N \cdot s^2 / m^5]$ je inertance cévy,
 $\rho [kg / m^3]$ hustota krve (cca 1060),
 $l [m]$ délka trubice a
 $S [m^2]$ plocha průřezu cévy. [10]

Zatímco odpor je nepřímo úměrný čtvrté mocnině poloměru, inertance je nepřímo úměrná mocnině druhé. Z toho vyplývá, že ve velkých cévách má větší vliv inertance než odpor, naopak je tomu u cév s malým poloměrem, tzv. odporových cév, zde má větší význam odpor. [10]

Inertance spolu s compliancí určuje charakteristickou impedanci (viz níže) a rychlost průtoku krve. Inertance také spojuje pokles tlaku a změnu průtoku krve pomocí vztahu

$$p = L \frac{dQ}{dt}, (5) \text{ , kde}$$

$p [Pa]$ je pokles tlaku,
 $L [N \cdot s^2 / m^5]$ inertance cévy a
 $\frac{dQ}{dt} [l / s^2]$ změna průtoku krve. [10]

MECHANICKÝ MODEL KARDIOVASKULÁRNÍHO SYSTÉMU

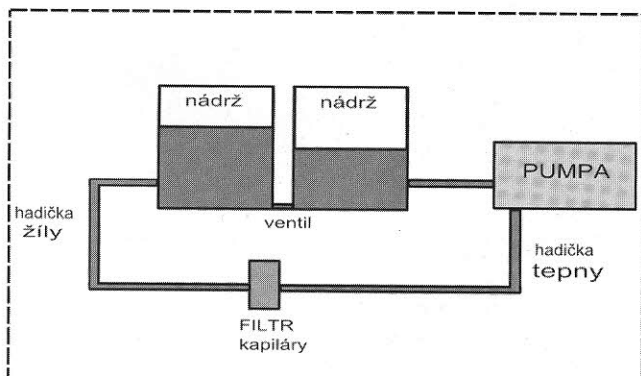
Struktura modelu

Pro účely výuky biomedicínského inženýrství a demonstrace funkce kardiovaskulárního systému byl navržen a realizován mechanický model kardiovaskulárního systé-

mu. Jedná se o hydraulický fyzický model se soustředěnými parametry. To znamená, že kardiovaskulární systém je modelován jako soustava komponentů, přičemž cévní systém je realizován trubicemi s určitými hodnotami parametrů odporu R , compliance C a inertance L . Fyzická realizace musí respektovat vztahy pro tlak a průtok pro tyto veličiny.

Před vlastní realizací modelu bylo třeba vymezit účel modelu a definovat jeho požadované vlastnosti a parametry, neboť toto vymezení významně ovlivňuje vlastní návrh a realizaci. Mechanický model by měl sloužit k názornému předvedení funkce srdečního oběhu především studentům biomedicínského inženýrství. Chceme pozorovat změny tlaku, objemu a průtoku. Proto se model bude skládat z jednoduchých bloků znázorňujících reálný kardiovaskulární systém. Na Obr. 2 je jednoduché schéma předpokládaného modelu. Jde o velmi hrubou představu realizace, která slouží jako výchozí bod pro simulaci, výběr vhodných součástí a následnou konstrukci mechanického modelu.

Obr. 2: Jednoduché schéma budoucího modelu



Pro modelování cévního systému je třeba pro každý úsek využít trubice s vhodnými parametry. Aorta a tepny jsou elastické, tok krve je v nich pulzující, je zde třeba uvažovat odpor R , inertanci L i compliance C . Tepénky a kapiláry jsou relativně rigidní, proto u nich uvažujeme pouze odpor R . Žíly jsou naopak poddajné a tok krve relativně stálý, můžeme tedy zanedbat vliv inertance. [11]

Jak je patrné z Obr. 2, navržený fyzický model se skládá z několika základních částí – z pumpy reprezentující srdce, trubice před filtrem simulující tepny, filtr nahrazuje odpor kapilár, trubice za ním pak simulují žíly a dvě nádrže oddělené ventilem slouží jako rezervoáry kapaliny nahrazující krev pro celý model.

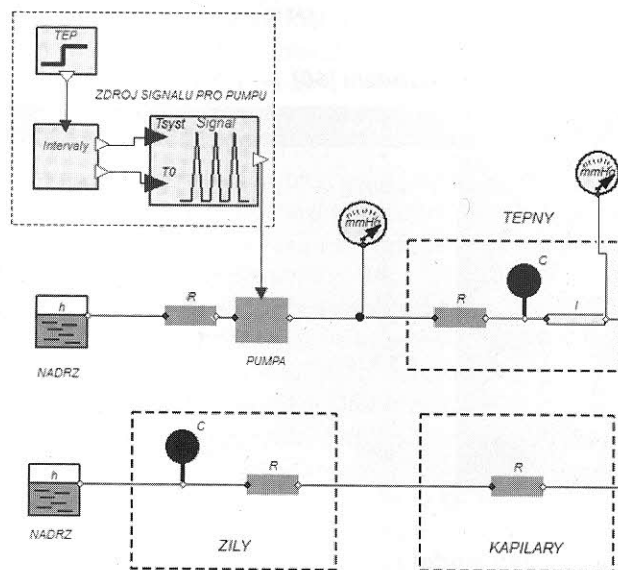
Modelování a simulace

Před samotnou tvorbou mechanického modelu bylo nejprve třeba vytvořit počítačový model a provést simulaci budoucího mechanického modelu, to vše za účelem ověření správnosti předpokladů o funkčnosti mechanického

modelu a bližší odhadnutí parametrů tohoto modelu. Modelování a simulace byly provedeny v modelovacím jazyce Modelica, konkrétně v prostředí Dymola.

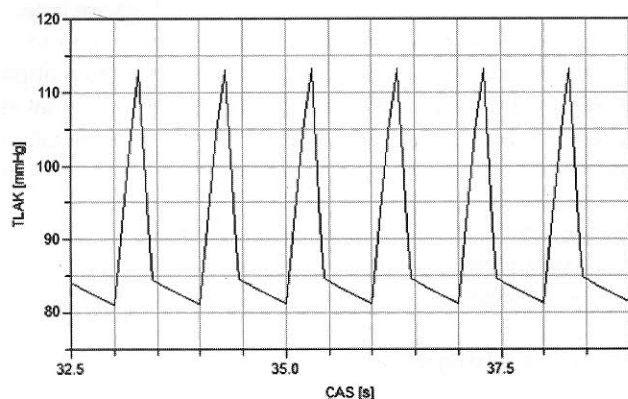
Na Obr. 3 je uveden výsledný model v Dymole. Do pumpy je přiváděn signál, který udává průtok pumpou. Signál je generován podle nastaveného tepu a tomu odpovídajícím intervalům – době systoly a době diastoly. Model obsahuje i prvek tlakoměr, který převádí tlak z Pa na mmHg. To proto, že model pracuje se základními fyzikálními jednotkami (pro tlak se jedná o jednotku Pa), nás však zajímají průběhy tlaků v mmHg.

Obr. 3: Model v Dymole



Na Obr. 4 je průběh tlaku v mmHg v trubicích simulujících tepny. Vidíme, že tlak má pulzní průběh s rozsahem hodnot tlaku cca od 80 mmHg do 115 mmHg. Simulace proběhne pouze do času 70 s, protože je model nastaven tak, aby se simulace zastavila po vyprázdnění nádrže, z které pumpe čerpá kapalinu. To zamezí při simulaci poklesnutí objemu kapaliny v nádrži do záporných hodnot. Pokud uvažujeme v modelu pumpe vypuzující zhruba 70 ml kapaliny za jednu periodu při tepové frekvenci 1 Hz a objem nádrže nastavíme na 5000 ml, pak je doba přečerpání tohoto objemu právě přibližně 70 s. To potvrzuje správnost funkce pumpy a vhodné zvolení parametrů (viz tabulka na Obr. 5). Díky provedené simulaci je možné zvolit trubice pro fyzický model tak, aby jejich parametry co nejvíce odpovídaly požadovaným vlastnostem modelu.

Obr. 4: Průběh tlaku v trubicích simulujících tepny



Obr. 5: Parametry modelu [60]

	TEPNY	KAPILÁRY	ŽÍLY
Odpor $\left[\frac{N \cdot s}{cm^5}\right]$	0.0013	0.0027	0.00032
Compliance $\left[\frac{cm^5}{N}\right]$	81	-	3800
Inertance $\left[\frac{N \cdot s^2}{cm^5}\right]$	$1.5 \cdot 10^{-3}$	-	-
Objem [l]	0.65	0.2	2.55

Realizovaný model

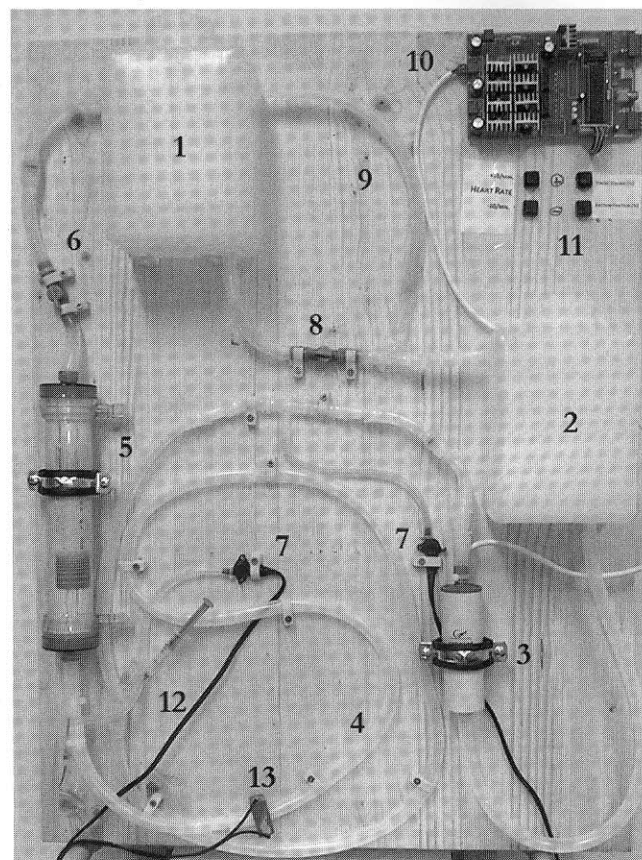
Vytvořený mechanický model kardiovaskulárního systému se skládá z jednoduchých součástí, které jsou podrobněji popsány dále. Konstrukce modelu je uvedena na Obr. 6, kde jsou označeny i jeho jednotlivé části. Tento model slouží jako názorná pomůcka studentům pro snadné pochopení funkce kardiovaskulárního systému, protože umožňuje sledovat jeho chování při různě nastavených parametrech, tedy stavech systému. Dále bude popsán model a jeho jednotlivé součásti.

Obr. 6: Realizovaný mechanický model kardiovaskulárního systému

- 1 – nádrž pro hromadění přečerpané kapaliny
- 2 – nádrž na kapalinu pro čerpadlo
- 3 – čerpadlo s napájecím kabelem
- 4 – trubice znázorňující tepny
- 5 – filtr fungující jako odpor (kapiláry)
- 6 – trubice s ventilem znázorňující žíly
- 7 – tlakové senzory
- 8 – trubice spojující nádrže s uzavíratelným ventilem
- 9 – trubice zabraňující přetečení kapaliny v horní nádrž a omezující nedostatek kapaliny ve spodní nádrži
- 10 – řídicí jednotka
- 11 – tlačítka řídicí jednotky k nastavení chodu čerpadla

12 – odbočka se stříkačkou pro vpravení kapaliny pro diluční měření

13 – senzor pro diluční měření



Popis součástí modelu

K simulaci činnosti srdce je v modelu využito čerpadlo Geo-Inline Plus se stejnosměrným motorem s napájením 12 V od německé firmy Comet. Je schopné dodávat až 18 l/min. K ovládní chodu čerpadla (resp. jeho napájení) slouží řídicí jednotka. Pomocí ovládní lze nastavit tři parametry: **heart rate HR** [min⁻¹] (frekvenci obdélníkového buzení čerpadla), **stroke volume SV** [%] (střída, doba trvání úrovně zapnuto vůči celkové periodě) a **ejection fraction EF** [%]. Ejection fraction neboli ejekční frakce je v kardiovaskulárním systému poměr systolického objemu k objemu komory na konci diastoly. V modelu tento parametr udává výkon čerpadla v procentech.

Pro modelování tepen bylo třeba vhodně zvolit délku a poloměr trubice. Protože je u tepen třeba uvažovat odpor R , compliance C i inertanci L , pro odhad délky a poloměru trubice pro simulaci tepen byly použity rovnice pro odpor (Hagenova-Poiseuillova rovnice), instanci a compliance. Compliance trubice můžeme vypočítat podle vztahu

$$C = \frac{3}{2} \frac{\pi r_0^3 l}{E_\gamma h}, (6), \text{ kde}$$

$C [m^2 / N]$ je compliance trubice,
 $r [m]$ poloměr trubice,
 $h [m]$ tloušťka stěny trubice,
 $l [m]$ délka trubice a
 $E_i [Pa]$ Youngův modul (materiálová vlastnost trubice).
 [2, 8, 9]

Dosažením různých kombinací délky a poloměru trubice získáme hodnoty R , L a C a hledáme takovou kombinaci, kde se tyto parametry budou co nejvíce blížit hodnotám, které jsme určili při simulaci prováděné v Dymole. Pomocí těchto výpočtů byla zvolena trubice TYGON E – 3603 s vnitřním průměrem 9,5 mm a vnějším průměrem 14 mm, u níž jsou v katalogovém listu dostupné hodnoty Youngova modulu. Délka trubice byla určena zhruba na 10 m.

Ke snímání tlaku jsou v modelu použity dva piezorezistivní tlakové senzory, které mají lineární charakteristiku. Model obsahuje i senzor umožňující měření srdečního výdeje metodou barvivové diluce. Tento senzor se skládá z IR diody a IR fotodiody. Sledováním absorpce záření procházejícího kapalinou lze stanovit koncentraci barviva v trubici. Bylo využito prvků pracujících v IR oblasti, protože se k měření barvivové diluce bude využívat modrá skalice (síran měďnatý), která nejvíce absorbuje právě IR záření. [12]

K simulaci kapilár byl využit dialyzační filtr, který zde funguje jako odpor.

Možnosti modelu

Na výsledném modelu můžeme sledovat průtok kapaliny systémem při různě nastaveném heart rate, stroke volume a ejection fraction. Lze naměřit tlakové křivky a zjistit srdeční výdej sledováním vypumpovaného objemu nebo pomocí dilučních metod. Lze také sledovat pomocí ultrazvukové sondy laminární a turbulentní proudění.

S ohledem na praktičnost a transportovatelnost modelu byl model realizován tak, aby byl srdeční výdej řádově desetkrát menší než u reálného kardiovaskulárního systému (tzn. cca 0,5 l/min, záleží na nastavení chodu čerpadla).

VÝSLEDKY A DISKuze

Krevní tlak je základním a nejsledovanějším hemodynamickým parametrem oběhové soustavy. Vzhledem k zaměření na hemodynamiku kardiovaskulárního systému budou uvedeny a podrobeny analýze především naměřené tlakové křivky. Dále budou uvedeny výsledky sledování laminárního a turbulentního proudění ultrazvukem.

Tlakové křivky

Na následujících grafech jsou uvedeny naměřené průběhy tlaku v trubici znázorňující tepny. Chceme pozorovat tlakové průběhy v tepnách kardiovaskulárního systému a chceme, aby se projevil i vliv aortálního vedení, proto snímáme hodnoty tlaku z tlakového senzoru umístěného na konci trubice znázorňující právě tepny.

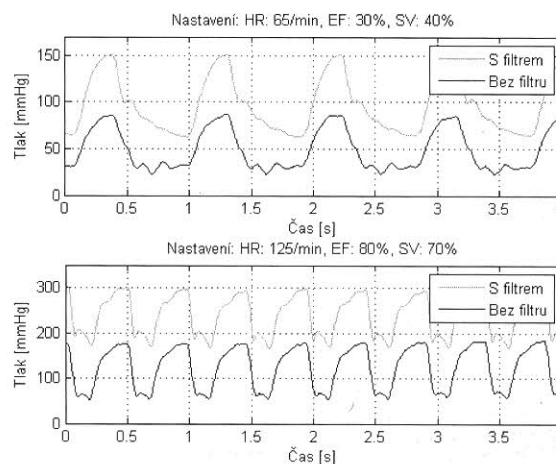
Jsou uvedeny výsledky pro různá nastavení čerpadla, vždy

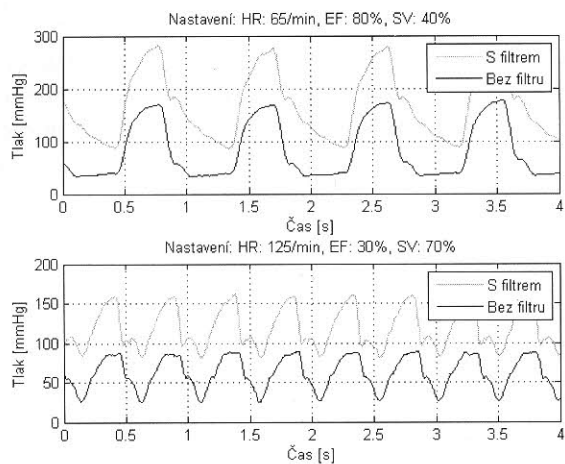
je v jednom grafu průběh arteriálního tlaku v modelu s dialyzačním filtrem (zapojení viz Obr. 6) a bez něj. Díky tomu můžeme sledovat vliv filtru, který v modelu simuluje kapiláry (tedy odpor). V prvním případě byla jako čerpaná kapalina použita voda, v druhém případě rajčatový džus. Dialyzačním filtrem takto hustá kapalina neproteče, proto bylo druhé měření prováděno pouze bez dialyzačního filtru. Napěťový signál ze senzoru byl zesílen neinvertujícím zesilovačem a vyhlazen MA filtrem.

Na Obr. 7 vidíme pulzatické průběhy tlaku typické pro tepenný systém. Druhá špička je způsobena odrazem vlny v trubici, obdobně jako u reálného kardiovaskulárního systému. Na Obr. 8 jsou pak uvedeny průběhy tlakových křivek, kdy po zhruba 6 s měření byl uzavřen ventil za filtrem. Můžeme díky tomu sledovat, jak se model chová při zvyšování odporu. Při měření s filtrem má model určitý konstantní odpor, proto je tlaková křivka posunuta, má určitý offset oproti měření bez filtru. U měření bez filtru je v modelu pouze odpor trubice, proto měříme nižší hodnoty tlaku. Pokud poté dochází k uzavření ventilu, dochází postupně ke zvyšování tlaku a k vyrovnání křivek, vliv odporu filtru má menší význam.

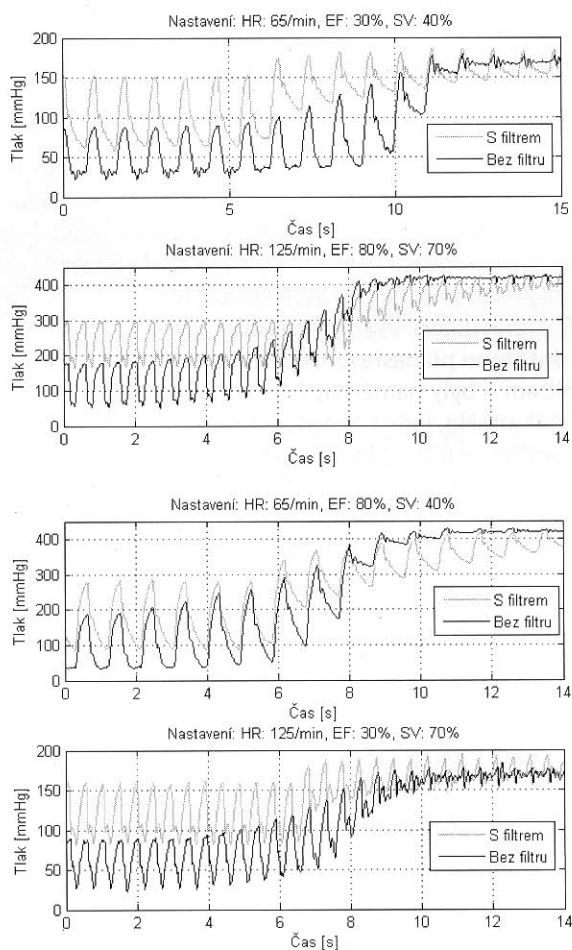
Pozorujeme různé hodnoty systolického a diastolického tlaku. Jak bylo zmíněno výše, velký význam na offsetovou hodnotu (tedy diastolickou) tlaku má odpor filtru, který znázorňuje v modelu kapiláry. Dále je z grafů patrné, že na hodnoty tlaku má vliv EF a SV. Největší význam má hodnota EF, která udává výkon čerpadla. Nejlepších výsledků bylo dosaženo při nastavení čerpadla na EF 30 % při měření s filtrem – byly naměřeny hodnoty tlaku 150/70 mmHg a 160/90 mmHg, jedná se tedy o hodnoty, které by mohly být naměřeny i u člověka (jedná se však o hypertenzi). Lepších výsledků bude možné dosáhnout využitím trubice Tygon o větší délce než má použitá silikonová trubice (2 m), kde se budou moci více projevit vlivy parametrů trubice znázorňující tepny (odpor, inertance, compliance).

Obr. 7: Průběhy tlakových křivek v trubici reprezentující tepny





Obr. 8: Průběhy tlakových křivek v trubici reprezentující tepny – po cca 6 s zaškrtnení trubice

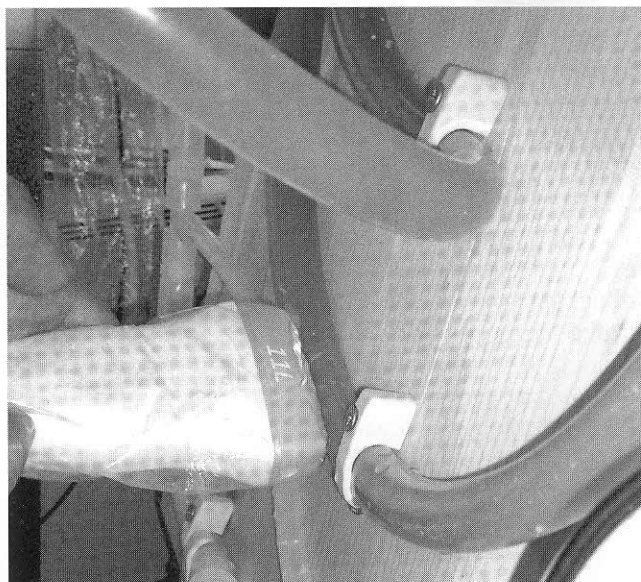


Laminární a turbulentní proudění

Na vytvořeném modelu můžeme také sledovat proudění kapaliny uzavřenou trubicí – jak laminární, tak turbulentní. Byla snaha najít kapalinu, která obsahuje částice o podobné velikosti jako mají erythrocyty, aby bylo možné sledovat proudění ultrazvukem. Pomocí mikroskopu bylo ověřeno,

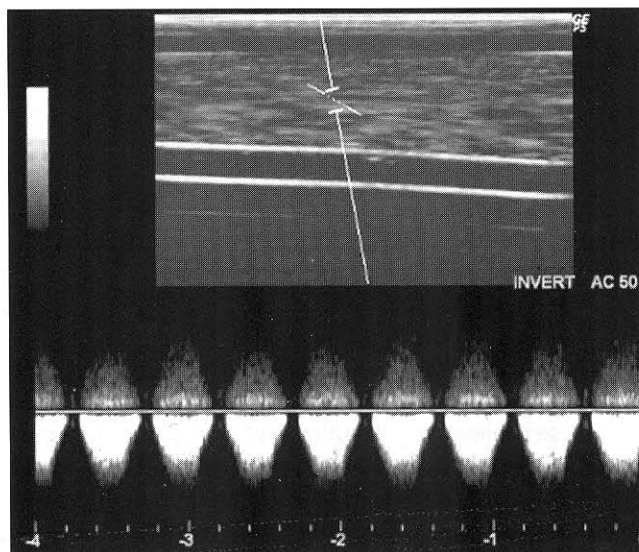
že takovéto částice obsahuje například hustý rajčatový džus. Při jeho proudění modelem kardiovaskulárního systému můžeme sledovat laminární proudění v trubici znázorňující tepny (viz Obr. 10). Pokud trubicí zaškrtneme, pozorujeme za tímto zúžením proudění turbulentní (viz Obr. 11).

Obr. 9: Sledování proudění v trubici modelu ultrazvukovou sondou

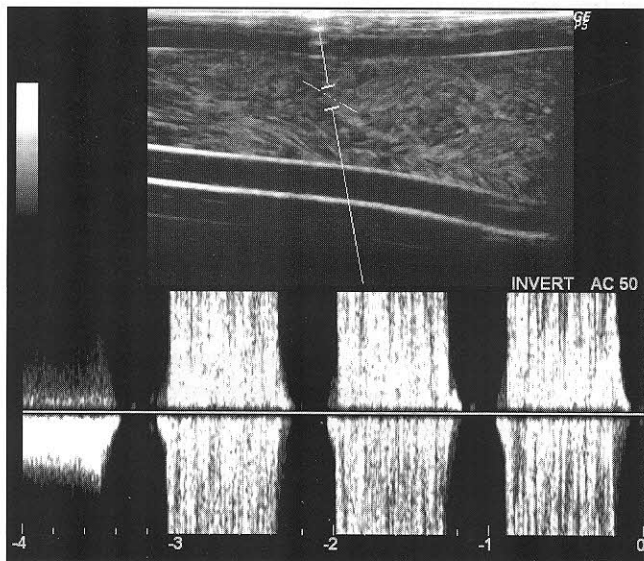


Na následujících obrázcích je záznam z ultrazvuku, v horní části je vidět trubice, její stěny a průtok kapaliny trubicí. Vidíme, že u laminárního proudění se všechny částice pohybují jedním směrem, trajektorie jsou rovnoběžné. Naopak u turbulentního proudění se částice promíchávají, trajektorie nejsou rovnoběžné a pozorujeme víry. Ve spodní části záznamu jsou profily rychlosti toku. Pro laminární proudění jsou podle Womersleyho teorie typické parabolické profily rychlosti (pozorujeme je na Obr. 10). Naopak u turbulentního proudění je profil rychlosti zploštělý (viz Obr. 11).

Obr. 10: Laminární proudění v trubici – záznam z ultrazvuku



Obr. 11: Turbulentní proudění v trubici – záznam z ultrazvuku



ZÁVĚR

Vytvořený mechanický model vznikl v rámci školního projektu, na kterém se podílelo více osob. Před samotnou konstrukcí modelu bylo provedeno modelování a simulace v prostředí Dymola kvůli stanovení některých parametrů mechanického modelu. Díky stanovení hodnot parametrů na základě provedených simulací bylo možné následně určit potřebnou délku trubic využitých k znázornění cévního systému. Na základě toho byly vybrány jednotlivé součásti modelu.

Na vytvoření modelu bylo pomocí ultrazvukové sondy pozorováno laminární a turbulentní proudění, byly naměřeny tlakové křivky a proběhla diskuse o výsledcích.

Realizovaný model je koncipován tak, aby byl použitelný jako laboratorní výuková pomůcka. Na modelu mohou studenti sledovat průtok kapaliny systémem při různě nastavených parametrech chodu čerpadla. Mohou si vykreslit tlakové křivky a zjistit srdeční výdej sledováním vypumpovaného objemu či dilučními metodami. Jak bylo již dříve uvedeno, na modelu lze sledovat pomocí ultrazvukové sondy laminární a turbulentní proudění kapaliny v cévním řečišti.

Poděkování

Tento projekt byl podpořen granty FRVŠ F3a 2177/2012 uděleným Ministerstvem školství, mládeže a tělovýchovy České republiky a SGS12/143/OHK3/2T/13 uděleným ČVUT v Praze.

Literatura

1. DYLEVSKÝ, I. *Základy funkční anatomie*. Poznání, 2011. ISBN 978-80-87419-06-9.
2. DAROWSKI, M. – FERRARI, G. *Comprehensive Models of Cardiovascular and Respiratory Systems: Their Mechanical Support and Interactions*. Nova Science Pub, Inc., 2010. ISBN 978-1608762125.
3. WESTERHOF, N. – LANKHAAR, J. W. – WESTERHOF, B. E. *The arterial Windkessel*. *Medical & Biological Engineering & Computing*. 2009, roč. 47, č. 2. ISSN 0140-0118. DOI: 10.1007/s11517-008-0359-2. Dostupné z: <http://www.springerlink.com/index/10.1007/s11517-008-0359-2>
4. DAI, K. – NING, G. – CHEN, S. – DU, J. – ZHENG, X. *Simulating Cardiovascular Haemodynamics by Bond Graph Technique*. *IFMBE proceedings*. 2007, č. 14, s. 151-154. ISSN 1680-0737. DOI: 10.1007/978-3-540-36841-0_46.
5. FORMAGGIA, L. – QUARTERONI, A. – VENEZIANI, A. *Cardiovascular Mathematics. Modeling and simulation of the circulatory system*. Springer, 2009. ISBN 8847011515.
6. VAN DE VOSSE, F. N. *Mathematical modeling of the cardiovascular system*. *Journal of Engineering Mathematics*. 2003. DOI: 10.1023/B:ENGI.0000007986.69547.5a.
7. BATZEL, J. J. – KAPPEL, F. – SCHNEDITZ, D. – TRAN, H. T. *Cardiovascular and Respiratory Systems: Modeling, Analysis, and Control*. *Society for Industrial and Applied Mathematics*, 2006. ISBN 978-0898716177.
8. KEENER, J. – SNEYD, J. *Mathematical Physiology*. Springer-Verlag New York, Inc., 1998. ISBN 0-387-98381-3.
9. SILBERNAGL, S. – DESPOPOULOS, A. *Atlas fyziologie člověka*. Grada Publishing, a.s., 2003. ISBN 80-247-0630-X.
10. WESTERHOF, N. – STERGIOPULOS, N. – NOBLE, M. I. M. *Snapshots of Hemodynamics*. *Basic Science for the Cardiologist*. 2005, č. 18, s. 121-126. DOI: 10.1007/0-387-23346-6_24.
11. SHI, Y. – LAWFOR, P. – HOSE, R. *Review of Zero-D and 1-D Models of Blood Flow in the Cardiovascular System*. *Bio-Medical Engineering OnLine*. 2011, roč. 10, č. 1. ISSN 1475-925x. DOI: 10.1186/1475-925X-10-33. Dostupné z: <http://www.biomedical-engineering-online.com/content/10/1/33>
12. *Freescale Semiconductor: Data sheet*. [online]. [cit. 2012-04-16]. Dostupné z: http://cache.freescale.com/files/sensors/doc/data_sheet/MPX53.pdf

Ing. Jana Váchová

ČVUT, Fakulta elektrotechnická
Technická 2, 166 27 Praha 6 – Dejvice
E-mail: janina.vachova@gmail.com

Příspěvek je jednou z vítězných prací Ceny společnosti Medi-prax CB s.r.o. 2012, vyhlášené ve 4. čísle Urgentní medicíny v roce 2012, práce byla vybrána odbornou porotou k otištění na základě bodového hodnocení všemi členy komise.