



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

Fakulta elektrotechnická v Praze, ČVUT

MODEL PULZUJÍCÍHO SRDCE

Semestrální práce z předmětu MOS

Studijní program: Elektrotechnika a informatika

Studijní obor: Biomedicínské inženýrství

Vypracovali: Jiří Anýž, Michaela Nerudová

ZADÁNÍ:

Cílem semestrální práce je vytvořit funkční model pulzujícího srdce pomocí modelovacího jazyka Modelica. Výstupem modelu bude pV diagram srdeční práce.

ABSTRAKT:

Cílem této práce bylo vytvořit funkční model pulzující srdce pomocí modelovacího jazyka Modelica. Výstupem modelu by měl být graf závislosti tlaku na objemu. V teoretické části jsme měli za úkol si vybrat typ modelu, podle kterého budeme postupovat. Cílem teoretické části bylo nastítnit základní postup a princip fungování modelu. V praktické části jsme vytvořili funkční model pulzujícího srdce. Museli jsme zvolit vhodné parametry, abychom dostali reálné hodnoty tlaků a objemů pro zdravého člověka.

Obsah

ABSTRAKT:	2
TEORETICKÁ ČÁST:	4
VÝBĚR MODELU:	4
VÝBĚR METODY:	4
MINIMÁNÍ MODEL:	4
ZÁKLADNÍ BLOKOVÉ SCHÉMA (1)	4
PV DIAGRAM A MATEMATICKÉ VZTAHY	5
Řízení srdeční funkce	5
Definice průtoku kapaliny	6
INTERAKCE KOMOR	7
Objemy	7
PERIFERNÍ PROKRVENÍ	8
MODELOVÁNÍ A SIMLUCE DYNAMICKÉHO SYSTÉMU	9
Model jedné komory	9
Chlopně	9
Komorové interakce	9
PRAKTICKÁ ČÁST:	10
ŘÍDÍCÍ FUNKCE:	10
SRDCE:	10
Pravá a levá komora	10
Bloček Interakce.....	11
CHLOPNĚ	13
Odpor chlopní:.....	13
Dioda jako chlopeň.....	13
PODDAJNOST ARTÉRIÍ A VÉN:	13
SYSTÉMOVÝ A PLICNÍ ODPOR:	14
SETRVAČNÉ ÚČINKY:	14
VÝSLEDNÉ SCHÉMA A JEHO ROZBOR	15
FUNKČNOST MODELU	16
ZMĚNA PARAMETRŮ CÉVNÍHO SYSTÉMU	16
ZAJÍMAVÉ KŘIVKY	16
Porovnání objemů pravé a levé komory	17
Citlivostní analýza parametrů komor	17
VÝSLEDNÉ PV KŘIVKY	18
Závislost tlaku na objemu podle nastavených parametrů.....	18
Změna tlaku v hrudník koši P_{th}	18
Změna systémového odporu.....	19
Změna elastance pravé a levé komory	20
ZÁVĚR:	22
SEZNAM LITERATURY	23

PV DIAGRAM A MATEMATICKÉ VZTAHY

PV diagramy se používají k analýze komor. Dva hlavní atributy jsou endsystolický tlak v závislosti na objemu (ESPVR) a enddiastolický tlak v závislosti na objemu (EDPVR), které definují horní a dolní hranici srdečního cyklu. (1)

Lineární rovnice závislosti systolického tlaku na objemu:

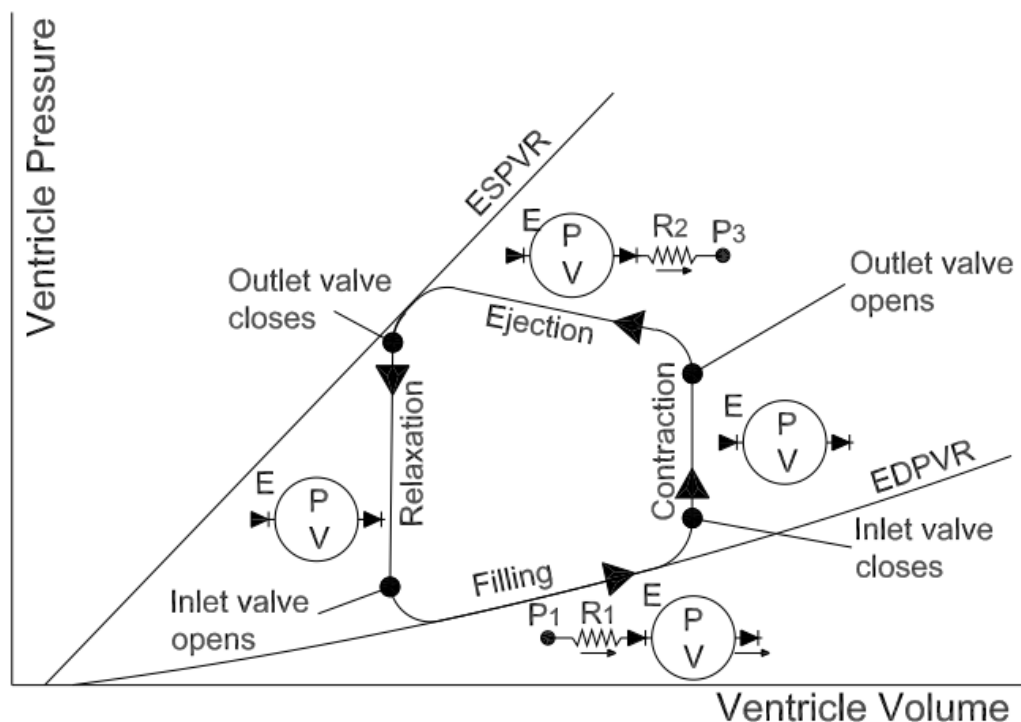
$$P_{es}(V) = E_{es}(V - V_d) \quad [1]$$

kde P_{es} je endsystolický tlak, V je objem, E_{es} je elastance a V_d je objem při nulovém tlaku.

Nelineární rovnice závislosti diastolického tlaku na objemu je následující:

$$P_{ed}(V) = P_0(e^{\lambda(V-V_0)} - 1) \quad [2]$$

kde P_{ed} je enddiastolický tlak, V je objem s parametry P_0 , λ a V_0 .



Graf1: Závislost tlaku na objemu komory při různých srdečních fázích (1)

Řízení srdeční funkce

Elastance se během průběhu srdečních fází mění. Dolní a horní mez elastance jsou definovány pomocí křivek ESPVR a EDPVR. Rozptýl minimální a maximální hodnoty elastance během jednoho cyklu jsou znázorněny pomocí funkce $e(t)$. Kombinací řídicích rovnic [1] a [2] jsme schopni získat vztah pro pV křivku v jedné komoře, pokud jde o tlak v komoře(P_2), objem(V) a času (t). (1)

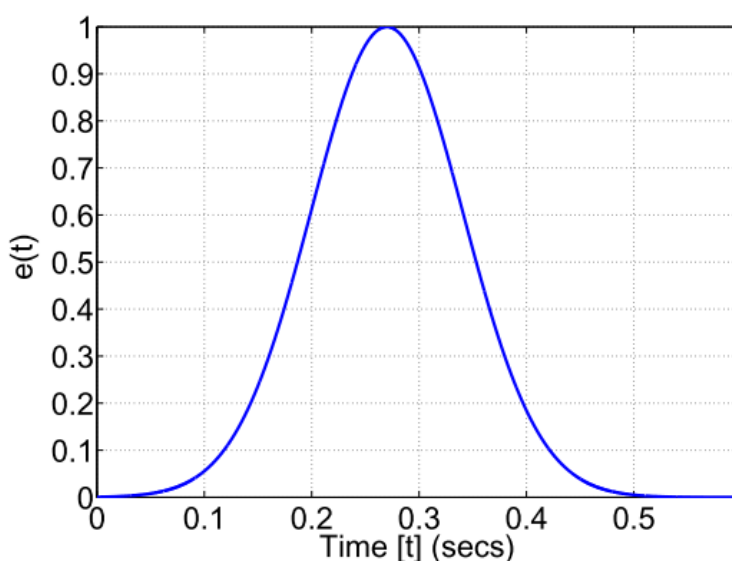
$$P_2(V, t) = e(t)P_{es}(V) + (1 - e(t))P_{ed}(V), \text{ kde } 0 \leq e(t) \leq 1 \quad [3]$$

$$P_2(V, t) = e(t)E_{es}(V - V_d) + (1 - e(t))A(e^{\lambda(V-V_0)} - 1)[4]$$

$$e(t) = \sum_{i=1}^n A_i e^{-B_i(t-C_i)^2} \quad (5)$$

Rovnice [4] upravuje závislost tlaku a objemu komory na čase. Rovnice [5] definuje řídicí funkci $e(t)$, kde na grafu x je křivka $e(t)$ s parametry $A=1$, $B=80$, $C=0,27$ a $n=1$. Tento jednoduchý tvar omezuje dynamiku modelu, což umožňuje zaměřit se na jeho mechanickou funkci. (1)

Graf2: Řídicí funkce $e(t)$ (1)



Definice průtoku kapaliny

Řídicí rovnice pro proud tekutiny přes tepny je závislá na tom, zda jsou zahrnuty setrvačné účinky. V případě zanedbání může být průtok odvozen od elektrického obvodu a výsledkem je Poisuilleova rovnice. (1)

$$Q_1 = \frac{(P_1 - P_2)}{R_1} \quad [6]$$

Při použití této rovnice předpokládáme pevné stěny cévy a pouze laminární proudění. Po přidání setrvačných účinků pohybové rovnice pro průtok se z rovnice stává diferenciální rovnice.(1)

$$\frac{dQ_1}{dt} = \frac{(P_1 - P_2 - Q_1 * R_1)}{L_1} \quad [7]$$

U obou rovnic se předpokládá konstantní odpor, tedy že odpor není závislý na průtoku. Model obsahuje setrvačné účinky, které se projeví pouze při velké změny rychlostí jako např. v aortě či plicních tepnách. Pro výpočet změny objemu komory využíváme průtok. (1)

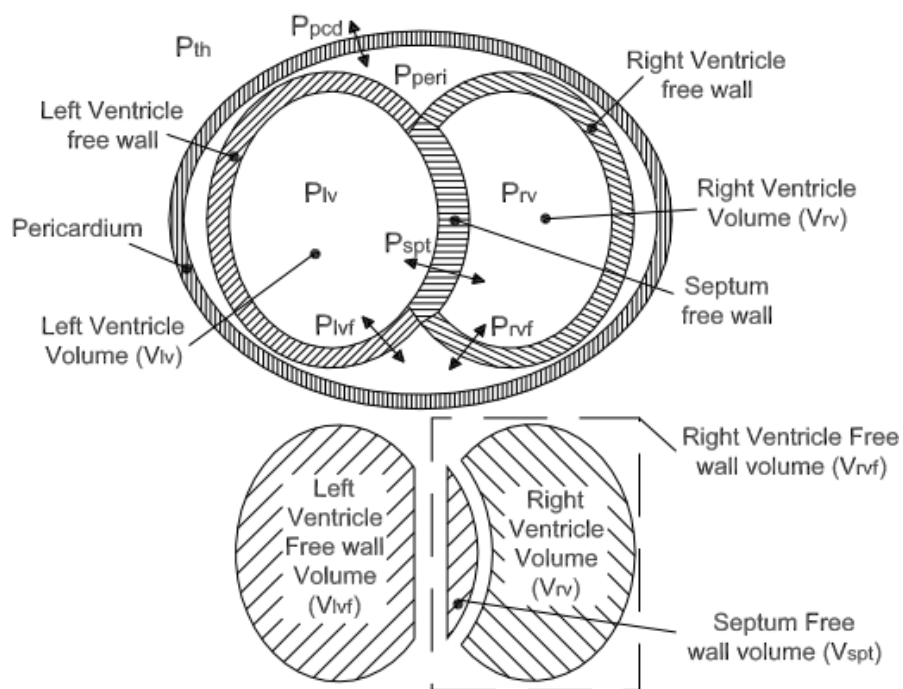
$$\frac{dV}{dt} = Q_{in} + Q_{out} \quad [8]$$

Postup je tedy následující. Jestliže chceme pro daný objem V a čas t , vypočítat tlak v komoře $P_2(V,t)$, musíme vyřešit rovnici [4] a potom průtoky buď podle rovnice [6] nebo [7] a nakonec rovnici [8]. Tyto rovnice definují dynamiku jedné komory. (1)

INTERAKCE KOMOR

Přímé interakce komor mají významný vliv na dynamiku KVS. Je to způsobeno septem a tím, že perikard je relativně tuhý, tvoří pasivní zeď, která zapouzdřuje celé srdce. Dvojitě čáry na obrázku jsou naznačené interakce komor. Obrázek a tabulka definuje proměnné a srdeční geometrii použitou v této definici interakce komor. (1)

Definování základních veličin v srdci (1)



Veličiny	NÁZEV
V_{lv}	Objem levé komory
V_{rv}	Objem pravé komory
V_{lvf}	Objem levé komory bez stěny
V_{rvf}	Objem pravé komory bez stěny
V_{spt}	Objem septa
V_{pcd}	Objem osrdečníku
P_{lv}	Tlak v levé komoře
P_{rv}	Tlak v pravé komoře
P_{peri}	Tlak v osrdečníku
P_{th}	Tlak v hrudním koši
P_{lvf}	Tlak v levé komoře bez stěny
P_{rvf}	Tlak v pravé komoře bez stěny
P_{spt}	Tlak přes stěnu septa
P_{pcd}	Tlak přes stěnu osrdečníku

Objemy

Na obrázku x je naznačen objem levé komory, pravé komory a septa. Definování objemu volných stěn je určeno k poměru objemu komory. (1)

Objem levé komory je roven:

$$V_{lvf} = V_{lv} - V_{spt} \quad [9]$$

Podobně je definována i pravá komora:

$$V_{rvf} = V_{rv} + V_{spt} \quad [10]$$

A objem osrdečníku je:

$$V_{pcd} = V_{lv} + V_{rv} = V_{lvf} + V_{rvf} \quad [11]$$

Celkový objem je bez zahrnutí síní a myokardu, o které může být rozšířen.

Tlaky

Tlaky jsou podle obrázku x definovány pro levou komoru, pravou komoru a perikardu pomocí proměnných v tabulce. (1)

$$P_{lv} = P_{lvf} + P_{peri} \quad [12]$$

$$P_{rv} = P_{rvf} + P_{peri} \quad [13]$$

$$P_{peri} = P_{pcd} + P_{th} \quad [14]$$

Tlak septa je definován z rovnice [12] a [13] jako:

$$P_{spt} = P_{lv} - P_{rv} = P_{lvf} - P_{rvf} \quad [15]$$

Tlak levé, pravé komory a septa je funkcí řídicí funkce $e(t)$.

$$P_{lvf} = e(t) * P_{es.lv} + (1 - e(t)) * P_{ed.lv} \quad P_{rvf} = e(t) * P_{es.rvf} + (1 - e(t)) * P_{ed.rvf} \quad [16]$$

$$P_{spt} = e(t) * P_{es.SPT} + (1 - e(t)) * P_{ed.SPT} \quad [17]$$

A díky tomuto je vztah pro PV křivku nelineární.

$$P_{pcd}(V_{pcd}) = P_{0,pcd} * (e^{\lambda_{pcd}(V_{pcd}-V_{0,pcd})} - 1) \quad [18]$$

Rovnice [12] až [18] se používají k získání tlaku levé a pravé komory. Jakmile známe tlak komor a průtoky mohou být stanoveny rychlostní změny objemu.

PERIFERNÍ PROKRVENÍ

Pro zjištění správné hemodynamiky musí být okruh uzavřen. Krev proudí jak do plicního oběhu, tak do tělního oběhu. Tyto okrajové cirkulační systémy jsou modelovány pomocí elastické komory, čímž se simulují tepny a žíly a odpor simuluje průtok krve kapilárami. Pro výpočet pV křivky je vhodnější použít rovnici [2], ta ale vyžaduje znalost λ a V_0 . Jestliže budeme chtít snížit složitost modelu, použijeme lineární rovnici [1]. Setrvačné účinky se u periferních systémů zanedbávají, důvodem jsou malé změny rychlosti průtoku krve v tepnách.(1)

MODELOVÁNÍ A SIMLUCE DYNAMICKÉHO SYSTÉMU

Model jedné komory

Pro jednu srdeční komoru se zanedbáním setrvačných účinků, je minimální model řízen rovnicí [8], získáme tím objem ($x=[V]$). Poté použijeme rovnici [7], která zahrnuje setrvačné účinky toku (Q), kde proměnná je závislá na průtocích a objemu ($x=[V \ Q_1 \ Q_2]$). To znamená, že derivace nelineární proměnné x je definována jako: (1)

$$\dot{x} = \begin{bmatrix} \dot{V} \\ \dot{Q}_1 \\ \dot{Q}_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} Q_1 - Q_2 \\ \frac{P_1 - P_2 - Q_1 * R_1}{L_1} \\ \frac{P_2 - P_3 - Q_2 * R_2}{L_2} \end{bmatrix} \quad [19]$$

Chlopně

U modelů, kde je zanedbána setrvačnost je řídicí tok definován podle rovnice [6]. Chlopně jsou simulovány jako diody a to tak, že je nastaven průtok na nulu, jestliže je tok roven nule nebo je záporný. Jestliže počítáme i s inerciálními silami, je dán průtok rovnicí [7]. Z této rovnice vyplývá diskontinuální a nestabilní řešení. Je velmi těžké najít realistický model chlopně, kde se používá setrvačnost.

Graf 1 ukazuje tři různé stavy při jednom srdečním cyklu. Během otevírání a plnění se skládá stavový vektor z objemu a průtoku. Během izovolumické kontrakce a relaxace, je nutné znát pouze objem. Z tohoto důvodu, se vyžadují různé stavové proměnné během různých částí srdečního cyklu. Je nutné změnit stavovou veličinu v případě kdy je průtok nebo tlakový gradient negativní. Jestliže je průtok záporný, chlopně se uzavírají. Jestliže je tlakový gradient záporný, dioda nedovolí, aby tok tekla proti směru, než ve kterém je dioda otevřena. Dioda teče při určitém gradientu tlaků. (1)

Komorové interakce

Při simulaci komorových interakcí, musíme zahrnout dynamiku septa a účinky perikardu. Zde je nastíněn základní postup: (1)

1. Potřebujeme získat v každém kroku veličinu V_{lv} a V_{rv}
2. Rovnici [14] použijeme k nalezení P_{peri} z rovnice [18] a rovnice [11]
3. Do rovnic [16] a [17] dosadíme přízpusobené rovnice [1] a [2]
4. Dosazením rovnice [16] a [17] do rovnice [15] $P_{spt} = P_{lvf} - P_{rvf}$ dostaneme V_{spt}
5. Pomocí již známého V_{spt} a rovnice [9] a [10] vypočítáme V_{lvf} a V_{rvf} . Z těchto dvou vypočítaných veličin pomocí rovnice [16] vypočítáme P_{lvf} a P_{rvf} .
6. Ze zjištěné P_{lvf} , P_{rvf} a P_{peri} vypočítáme z rovnic [12] a [13] P_{lv} a P_{rv}
7. Tlaky v komorách jsou použity k výpočtu průtoků ($\frac{dV_{lv}}{dt}$, $\frac{dV_{rv}}{dt}$) z rovnice [8]

Těchto 7 bodů se opakuje v každém kroku. Počáteční hodnoty objemů jsou brány z fyziologických známých hodnot pro zdravé srdce. (1)

PRAKTICKÁ ČÁST:

Model jsme vytvářeli s předpokladem, že časová jednotka v simulaci bude odpovídat jedné minutě. Objem jsme se rozhodli určovat v ml. Proto průtok odpovídá ml/min a tlak jsme uváděli v Torrrech. Sjednocení jednotek byla těžší část, kdy se při převodech mohla udělat snadno chyba.

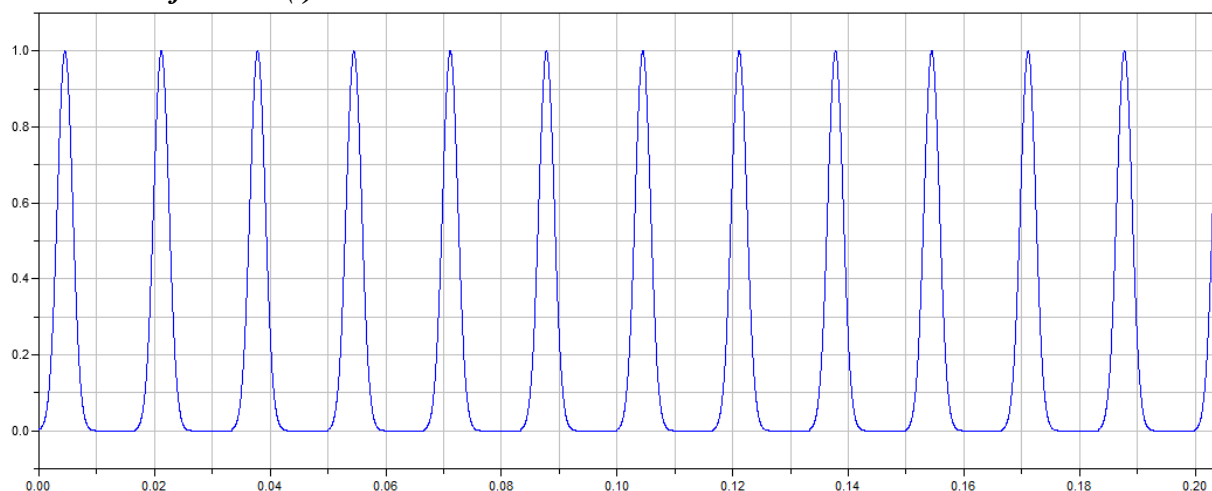
ŘÍDÍCÍ FUNKCE:

Řídící funkce, která byla použita v teoretické části, by neodpovídala našemu předpokladu, že chceme simulovat v minutách. Což znamená, že za 1 minutu chceme v ideálním případě 60 pulzů při tepové frekvenci 60 tepů za minutu a ne pouze jeden pulz. Proto jsme použili funkci:

$$e(t) = \sum_{i=1}^n A_i e^{-B_i((t \bmod D_i) - C_i)^2} \quad (2)$$

kde jsme použili parametr amplituda $A=1$, šířku $B=80 \text{ s}^{-2}=288 \cdot 10^3 \text{ min}^{-2}$, zpoždění $C=0.27 \text{ s}=4.5 \cdot 10^{-3} \text{ min}$, trvání srdečního cyklu $D=1 \text{ s}=0.01666 \text{ min}$ a počet gaussovských rozdělení na jednu periodu $N=1$. Pro toto nastavení, jsme dosáhli požadované sekvence pulzů viz obr. 1.

Obr1: Řídící funkce $e(t)$



SRDCE:

Model srdce jsme rozložili na 3 základní části a to na levou komoru, pravou komoru a na bloček interakce mezi pravou a levou komorou. Toto rozdělení slouží k lepší orientaci v jednotlivých částech, lepšímu pochopení modelu a hlavně ke snazšímu hledání případných chyb.

Pravá a levá komora

Princip vytváření pravé a levé komory je stejný. Proto postup ukážeme na pravé komoře. Naším konečným úkolem je vypočítat tlak v komoře. Dále v textu zjistíme, že je k tomu potřeba i výpočet objemu srdeční komory.

Výpočet tlaku pravé komory z rovnice [13]:

$$P_{rv} = P_{rvf} + P_{peri}$$

kde P_{rvf} je tlak v pravé komoře, který vzniká díky interakci obou komor. Princip této interakce spočívá ve změně objemů komor o hodnotu objemu septa V_{spt} , která se poté podílí na výpočtu konečných tlaků. K jaké změně dochází, popíšeme v odstavci interakce komor. P_{peri} je tlak působící přes stěnu perikardu, tudíž ovlivňuje obě komory. Tato hodnota vstupuje do komor jako vstupní hodnota, která se vypočítává v bločku interakce.

Výpočet tlaku pravé komory bez stěny P_{rvf} dle rovnice [16]:

$$P_{rvf} = e(t)P_{es,rvf} + (1 - e(t))P_{ed,rvf}$$

kde P_{esrvf} je endsystolický tlak pravé komory bez stěny, který se vypočítá z rovnice [1] a P_{edrvf} je enddiastolický tlak pravé komory bez stěny, který se vypočítá z rovnice [2].

$$P_{esrvf} = E_{esrvf}(V_{rvf} - V_{drv f})$$

$$P_{edrvf} = P_{0rvf}(e^{\lambda_{rvf}(V_{rvf} - V_{0rvf})} - 1)$$

kde jsou použity parametry pravé komory bez septa elastance E_{esrvf} , mrtvý objem $V_{drv f}$, počáteční tlak P_{0rvf} , konstanta λ_{rvf} a počáteční objem V_{0rvf} . Hodnoty těchto parametrů i pro levou komoru jsou uvedeny v tab. 1. Objem V_{rvf} je proměnná, která se vypočítá z rovnice [10] pro pravou komoru a z rovnice se vypočítá V_{lvf} [9] pro levou komoru.

$$V_{lvf} = V_{lv} - V_{spt}$$

$$V_{rvf} = V_{rv} + V_{spt}$$

kde objem septa V_{spt} je vstupem z bloku interakce a V_{rv} získáme z rovnice [8].

$$\frac{dV}{dt} = Q_{in} + Q_{out}$$

Tab. 1: Hodnoty parametrů pro pravou a levou komoru (2)

parametr	Pravá komora	Levá komora
E_{es} [Torr/ml]	0,5850	2,8798
V_d [ml]	0	0
P_0 [Torr]	0,2157	0,1203
λ [ml ⁻¹]	0,023	0,033
V_0 [ml]	0	0

Bloček Interakce

Tento blok slouží k výpočtu interakcí mezi oběma komorami, který nám říká, že na vypuzující tlak má vliv objem septa V_{spt} . Ten získáme z části levé komory, kde se odebírá od celkového objemu a přičítá se k objemu pravé komory. Z těchto interakcí musíme tedy získat objem septa a tlak přes stěnu perikardu P_{peri} .

Výpočet tlaku perikardu přes stěnu P_{peri} z rovnice [14]:

$$P_{peri} = P_{pcd} + P_{th}$$

kde P_{th} je tlak v hrudním koši o hodnotě -4 Torr a P_{pcd} je tlak na perikardu, který spočítáme z rovnice [18].

$$P_{pcd} = P_{0,pcd} * (e^{\lambda_{pcd}(V_{pcd}-V_{0,pcd})} - 1)$$

kde je parametr počáteční tlak v perikardu $P_{0,pcd}$, počáteční objem perikardu $V_{0,pcd}$ a konstanta λ_{pcd} , jejich hodnoty najdete v tab. 2. Objem perikardu je proměnná, kterou vypočítáme z rovnice [11].

$$V_{pcd} = V_{lf} + V_{rf}$$

kde je objem pravé V_{rv} a levé V_{lv} komory, ty získáváme jako vstupy z komor.

V bločku interakcí se počítá ještě objem septa V_{spt} , ten získáme z rovnic [15] a [17].

$$P_{spt} = P_{lvf} - P_{rvf}$$

$$P_{spt} = e(t)P_{es.SPT} + (1 - e(t))P_{ed.SPT}$$

kde tlaky komor bez steny P_{lvf} a P_{rvf} jsou vstupy z komor. Endsystolický tlak septa P_{esspt} , vypočítáme z rovnice [1] a enddiastolický tlak P_{edspt} vypočítáme z rovnice [2].

$$P_{esspt} = E_{esspt}(V_{spt} - V_{dspt})$$

$$P_{edspt} = P_{0spt}(e^{\lambda_{spt}(V_{spt}-V_{0spt})} - 1)$$

kde parametrem septa je elastance E_{esspt} , mrtvý objem V_{dspt} , počáteční tlak P_{0spt} , počáteční objem V_{0spt} a konstanta λ_{spt} a jejichž hodnoty najdeme v tab. 2.

Tab. 2: Hodnoty parametrů pro perikard a septum (2)

parametr	Perikard	Septum
E_{es} [Torr/ml]	-	48,7540
V_d [ml]	-	2
P_0 [Torr]	0,5003	1,1101
λ [ml ⁻¹]	0,03	0,435
V_0 [ml]	200	2

CHLOPNĚ

Model chlopní jsme sestavili s elektrických prvků, odporu a diody.

Odpor chlopní:

Odpor jsme vytvářeli analogicky k elektrickému systému, kdy jsme tok považovali za proud a tlak za napětí. Odpor jsme definovali dvěma rovnicemi. Které lze odvodit z Kirchhoffových zákonů, které říkají, že součet proudů v uzlu je roven 0 a algebraický součet napětí v uzavřené smyčce je roven nule.

$$Q_1 = \frac{(P_1 - P_2) \cdot 60}{R_1}$$
$$0 = (Q_1 + Q_2)$$

kde P jsou tlaky, R je odpor a Q jsou toky. V první rovnici násobíme 60, jelikož hodnoty všech známých odporů chlopní jsou v Torr·s·ml⁻¹ a jak bylo na začátku praktické části potřebujeme Torr·min·ml⁻¹, hodnoty jednotlivých odporů najdete v tab. 3.

Tab. 3: Hodnoty odporů jednotlivých chlopní (2)

chlopeň	mitrální	aortální	pulmonární	trojcípá
R [Torr·s·ml ⁻¹]	0,0158	0,018	0,0055	0,0237

Dioda jako chlopeň

Dioda má dva stavy, a to kdy je otevřená, a kdy je uzavřená. Jestliže je tlak na vstupu menší než tlak na výstupu, skrz diodu nic neteče, je v uzavřeném stavu, jestliže se změní tlak na vstupu a převyší tlak na výstupu, diodou začíná téct tok. Dioda je v otevřeném stavu. V Dymole si musíme deklarovat pomocnou proměnou, kterou budeme ovládat tok a tlak. Jestliže bude pomocná proměnná menší jak nula, tak tok bude nulový a tlak se bude rovnat pomocné proměnné. Jestliže bude pomocná větší jak nula, tak tok bude roven proměnné a tlak se bude rovnat 0. Tento bloček musí obsahovat opět rovnice vycházející z Kirchhoffových zákonů.

$$Q_1 = \text{if } (pom < 0) \text{ then } 0 \text{ else } pom;$$

$$P_1 = \text{if } (pom < 0) \text{ then } pom \text{ else } 0;$$

kde Q je tok, P je tlak.

PODDAJNOST ARTÉRIÍ A VÉN:

Poddajnost jsme si představili jako neprůchozí blok, má tudíž jeden konektor, můžeme si ho představit jako nafukovací balónek. Je zde velmi důležitý parametr elastance, kterou spočteme jako podíl objemu a tlaku. Charakterizujeme ji dvěma rovnicemi.

$$E = \frac{1}{C} = \frac{V}{P}$$
$$\frac{dV}{dt} = Q$$

V atlasu fyziologie (4) jsme našli hodnoty poddajností a počátečních objemů, které jsme použili při prvotním parametrizování modelu viz tab. 4. Tyto parametry představují fyziologickou normu.

Tab. 4: Parametry plicních a systémových cév (4)

	Plicní vény	Plicní tepny	Systémové vény	Systémové tepny
Teoretická C [Torr·ml⁻¹]	80	6,67	1750	10
Použitá C [Torr·ml⁻¹]	18	4	8	1

SYSTÉMOVÝ A PLICNÍ ODPOR:

Postup výpočtu je stejný jako odpor chlopně. Musí se dodržet Kirchhoffovy zákony. Hodnoty těchto odporů jsme našli v atlasu fyziologie (4), a jsou uvedeny v tab. 5.

$$Q_1 = \frac{(P_1 - P_2)}{R_1}$$

$$0 = Q_1 + Q_2$$

Tab. 5: Hodnoty systémového a plicního odporu (4)

	Plicní odpor	Systémový odpor
Teoretický R [Torr·min·ml⁻¹]	0,00179	0,0175
Použitý R [Torr·min·ml⁻¹]	0,0032	0,021

SETRVAČNÉ ÚČINKY:

Setrvačné účinky jsme určili analogicky, ze znalosti elektrické soustavy jako cívky. Platí zde opět Kirchhoffovy zákony. Setrvačné účinky jsme modelovali pouze u aortální a pulmonární chlopně, hodnoty najdete v tab. 6. Jelikož jsme našli hodnoty v Torr·s²·ml⁻¹ museli jsme opět převést na Torr·min²·ml⁻¹, proto je výraz lomen 3600.

$$P = \frac{L}{3600} \cdot \frac{(dQ_2)}{dt}$$

$$0 = (Q_1 + Q_2)$$

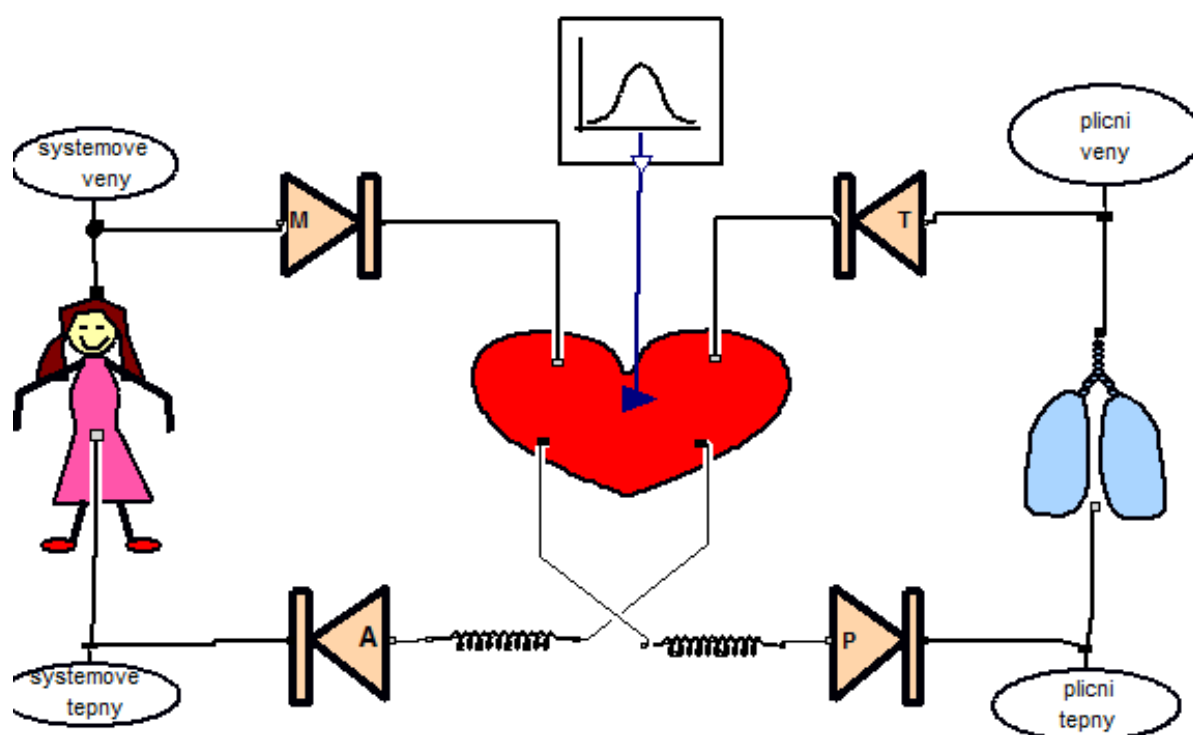
$$P = (P_1 - P_2)$$

Tab. 6: Hodnoty setrvačných účinků pulmonární a aortální chlopně (2)

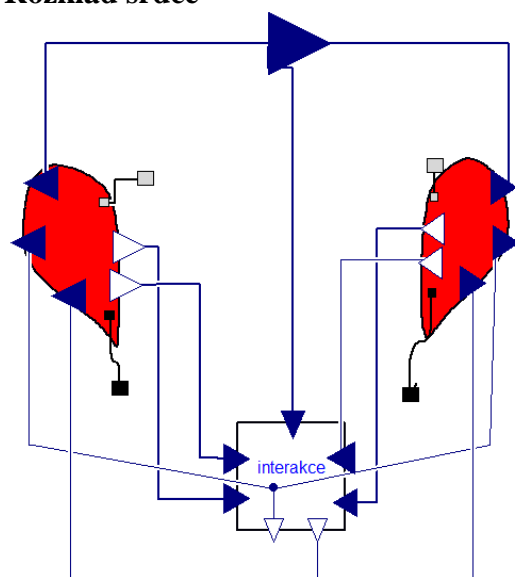
	Aortální chlopně	Pulmonární chlopně
L [torr·s²·ml⁻¹]	1,2189·10 ⁻⁴	1,4868·10 ⁻⁴

VÝSLEDNÉ SCHÉMA A JEHO ROZBOR

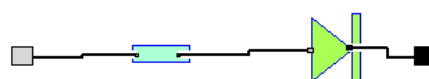
Obr. 1: Výsledný model kardiovaskulárního systému



Rozklad srdce



Rozklad chlopně



FUNKČNOST MODELU

Se setrvačnými účinky model nefungoval. Zkoušeli jsme tuto chybu konzultovat, ale žádné pokusy o vyřešení nefungovaly. Proto jsme setrvačné účinky z modelu vyloučili.

Při prvotním spuštění jsme zjistili, že objemy komor jsou shodné s fyziologickými proporcemi, bohužel tlaky měly jiné hodnoty, než jsme očekávali. Tuto chybu jsme se rozhodli řešit změnou parametrů cévního systému, nikoliv změnou parametrů srdce. Ty se jeví jako správné z pohledu objemů. Tento problém vznikl kvůli tomu, že v článku (1), ze kterého byl model tvořen, nebyly uvedeny žádné parametry kardiovaskulárního systému. Parametry srdce jsme dohledali v článku (2). Zatímco na parametry cévního systému jsme použili fyziologický atlas (3). Velmi důležité, bylo také sjednocení jednotek.

ZMĚNA PARAMETRŮ CÉVNÍHO SYSTÉMU

Jelikož objemy komor byly správné, rozhodli jsme se měnit hodnoty na základě požadovaných tlaků se zpětnou kontrolou objemů komor. Z atlasu fyziologie člověka jsme si zjistila přibližné hodnoty tlaků pro jednotlivé části, přehled jejich hodnot viz tab. 7. A poté jsme postupovali změnou parametrů od aorty dále po směru šíření krve.

Tab. 8: Tlaky v jednotlivých částech kardiovaskulárního systému (3)

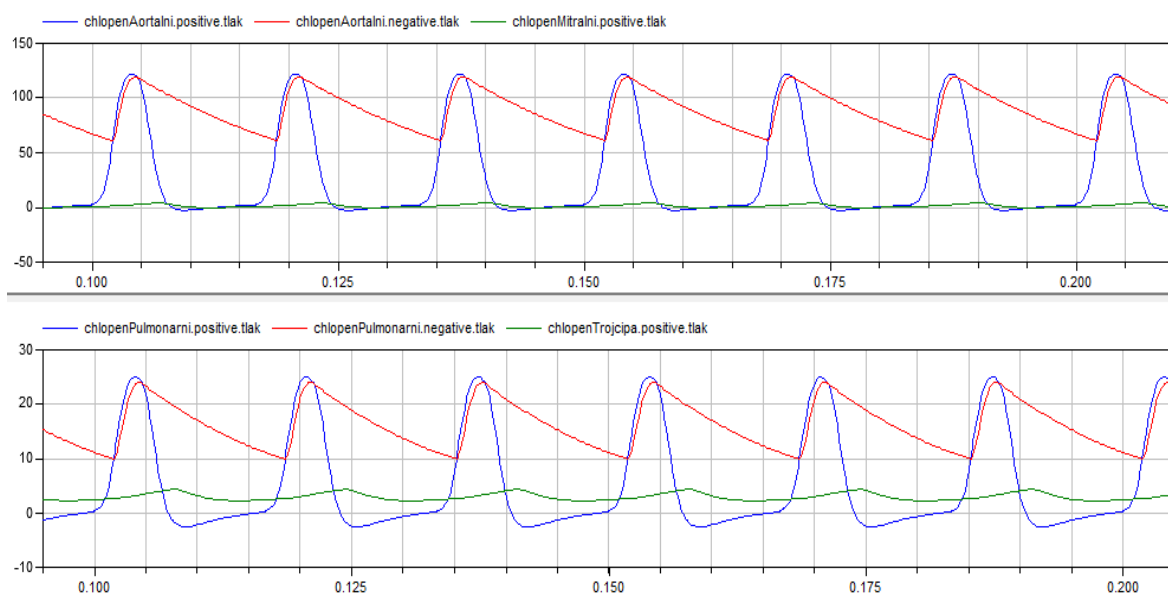
	Systémové tepny	Systémové vény	Plicní tepny	Plicní vény
Tlak [Torr]	80/120	0/6	10/25	3/8

ZAJÍMAVÉ KŘIVKY

V této části provedeme pozorování chování systému.

Pozorování tlaků v plicním a systémovém oběhu

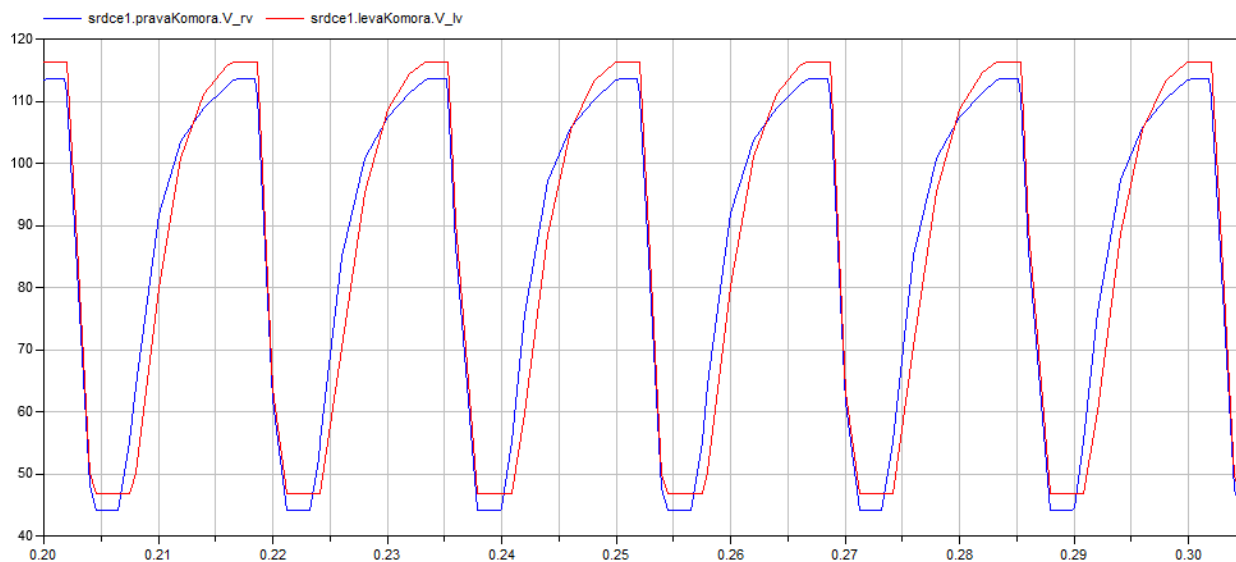
Obr.2: Pozorování výsledných tlaků v plicním a systémovém oběhu



V horní části grafu můžeme vidět tlak v levé komoře, v aortě a v centrálním žilním systému. V dolní části je tlak v pravé komoře, plicní tepně a plicních žilách. Dle literatury (1) nám vychází nižší tlak v levé komoře, který by měl být v ideálním případě 120 Torr, tlak v aortě má být 80/120 Torr a tlak v systémových vénách má být 0/6 torrů. Je zde menší odchylka kdy je systolický tlak 70 Torr, tlak diastolický odpovídá literatuře. Tlak v systémových vénách má hodnotu 0/5 Torr. Ve výsledku hodnoty pro systémový oběh jsme nastavili správně. Pravá komora má hodnotu tlaku 25 Torr, což odpovídá teoretické hodnotě. Tlak v plicní tepně nám vyšel 10/25 Torr a tlak v plicních vénách je 2,3/4,5 Torr. Plicní oběh lze považovat také za ideální.

Porovnání objemů pravé a levé komory

Obr. 3: Pozorování objemů v levé a pravé komoře



Podle teorie by měl být srdeční výdej 80 ml. V naší simulaci je srdeční výdej 78 ml. V obou komorách jsou objemy stejné. Kdyby nebyly, docházelo by v jedné části k hromadění krve.

Citlivostní analýza parametrů komor

λ – lambda má minimální změnu na objem a tlak jestliže se její hodnota pohybuje řádově pod setiny. Jestliže se změní její hodnota nad tuto mez objemová i tlaková křivka se výrazně deformuje.

V_0 – počáteční objem má vliv na amplitudu objemu i amplitudu tlaku, takže při zvýšení V_0 se zvýší objem i tlak.

P_0 – počáteční tlak má vliv na tlak, jestliže zvýšíme tuto hodnotu nad 10 Torr obě křivky se deformují. Při zvyšujícím se P_0 se tlak snižuje.

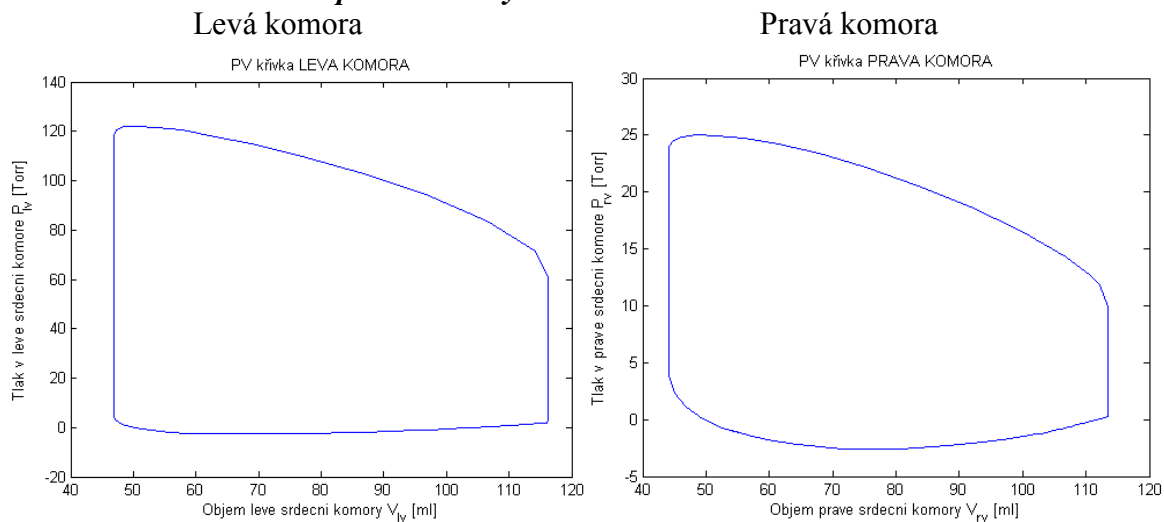
V_d – mrtvý objem má vliv na objem, a to tak, že hodnota V_d funguje u objemové křivky jako offset. Na tlakové křivce platí, že při zvýšení V_d se tlak snižuje.

E – při zvýšení elastance se tlak zvýší, objem zůstává stejný. U objemu slouží parametr E jako offset, kdy při zvyšující hodnotě ztlachtí objem níž.

VÝSLEDNÉ PV KŘIVKY

Závislost tlaku na objemu podle nastavených parametrů

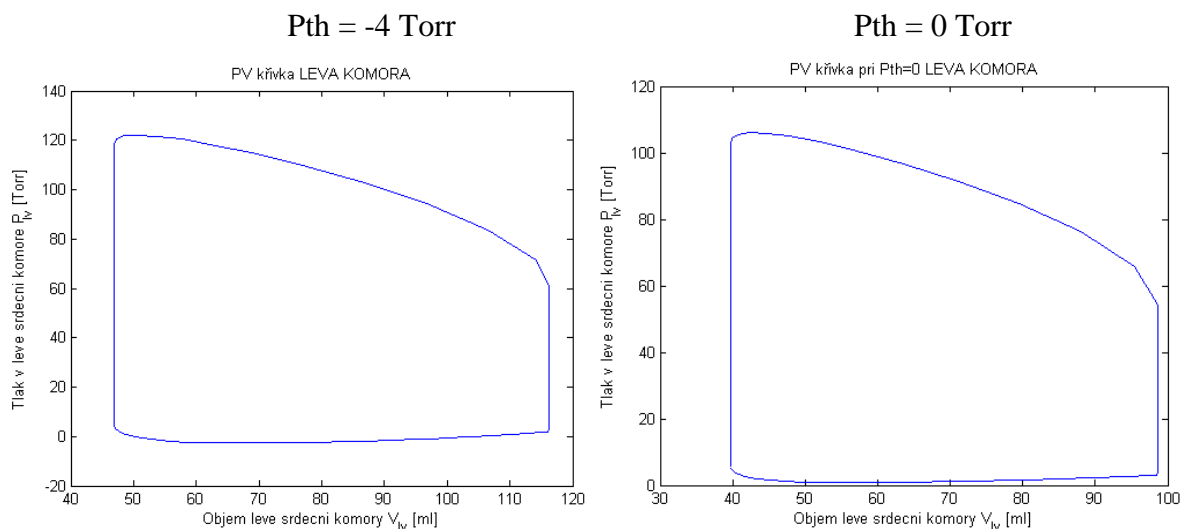
Obr. 4: PV křivka levé a pravé komory



Hodnoty nastavené pro levou komoru nám dávají téměř ideální křivku. Kde srdeční výdej je 78 ml, a maximální tlak je 120 Torr. Výsledná pV křivka pro pravou komoru je také téměř ideální, jelikož srdeční výdej je 78 ml a maximální tlak je 25 Torr.

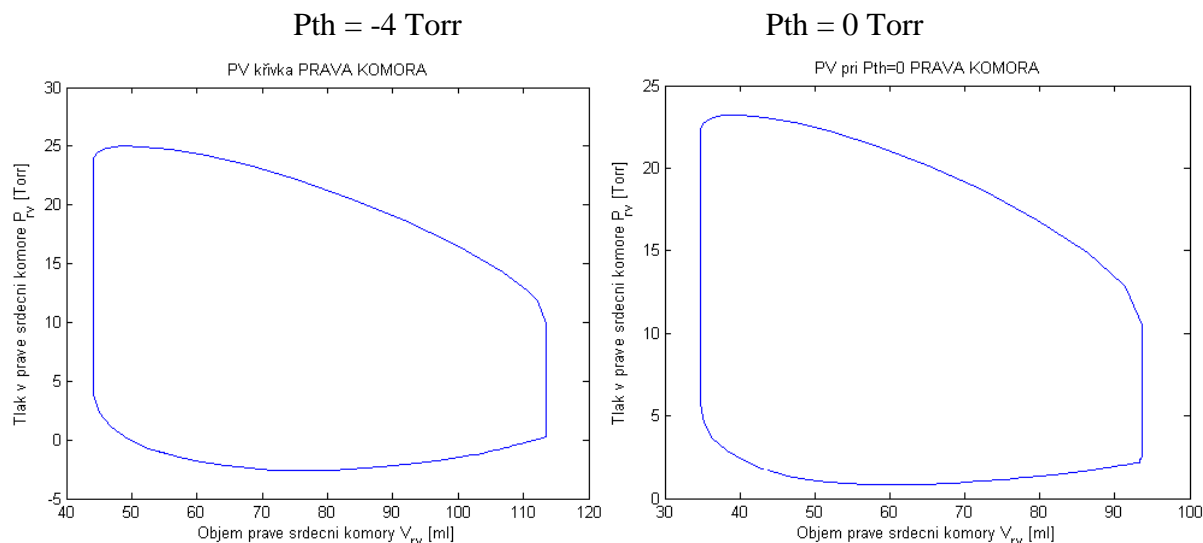
Změna tlaku v hrudník koši P_{th}

Obr.5: PV křivka v levé komoře



Při zvýšení hrudního tlaku na 0 Torr se v levé komoře snížila amplituda tlaku přibližně o 15 Torr a objem se snížil o 16 ml a posunul se do leva.

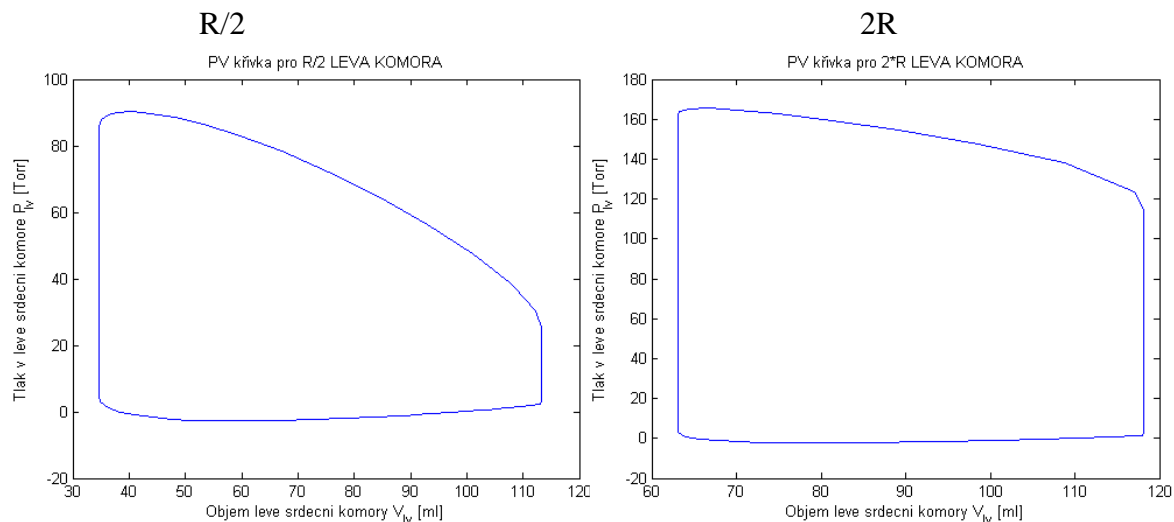
Obr. 6: PV křivka v pravé komoře



Při zvýšení hrudního tlaku na 0 Torr se v pravé komoře snížila amplituda tlaku o 2 Torr, také se změnil objem komory, který poklesl o 18 ml a posunul se do leva.

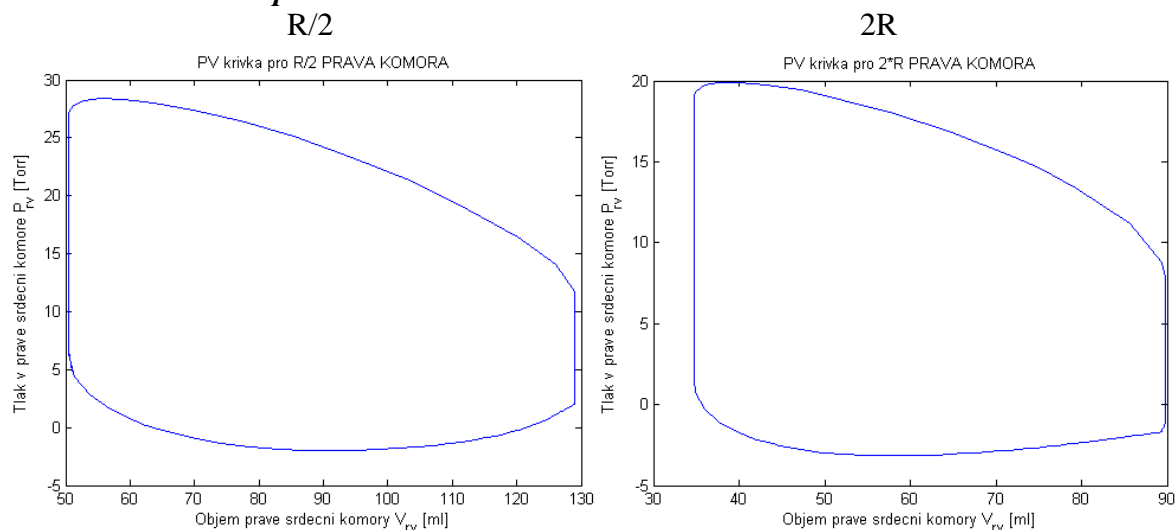
Změna systémového odporu

Obr. 7: PV křivka v levé komoře



Jestliže se změní hodnota systémového odporu na polovinu, v levé komoře se snížila amplituda tlaku o 20 Torr. Při dojnásobném zvýšení odporu amplituda tlaku vzroste na 160 Torr. Dochází také ke změně objemů, kdy při snížení odporu na polovinu se zvýší objem zhruba o 5 ml a posune se doleva a při dvojnásobném zvýšení odporu se sníží objem o 21 ml a posune se doprava.

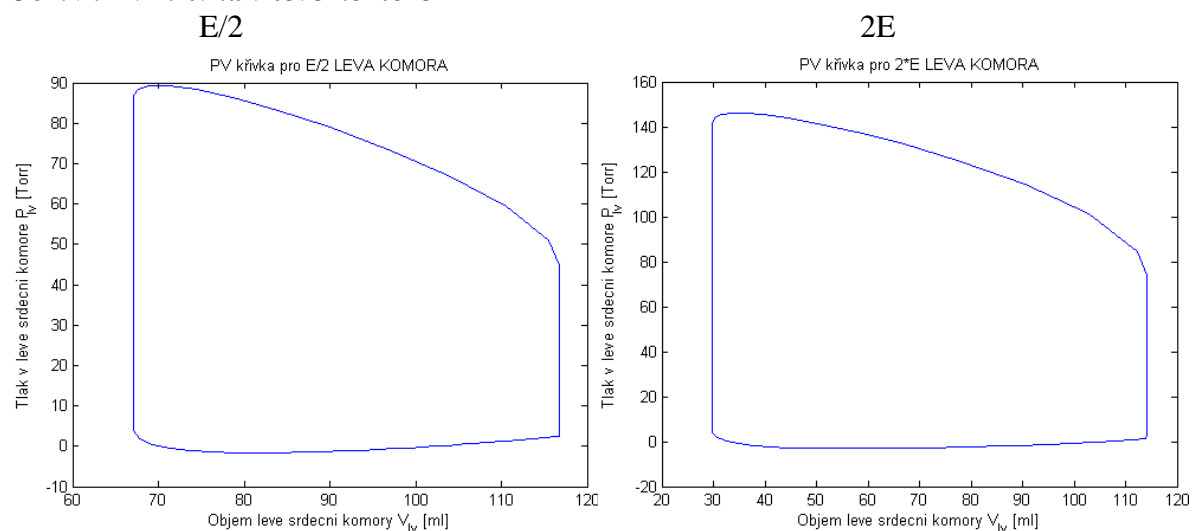
Obr. 8: PV křivka v pravé komoře



Při snížení systémového odporu na polovinu tlak v pravé komoře stoupne zhruba o 4 torry a při jeho zdvojnásobení se tlak sníží o 5 torrů. Objem se při polovičním odporu zvýší o 2 ml a posune se doprava a při dvojnásobném odporu se objem sníží o 12 ml a posune se doleva.

Změna elastance pravé a levé komory

Obr. 9: PV křivka v levé komoře

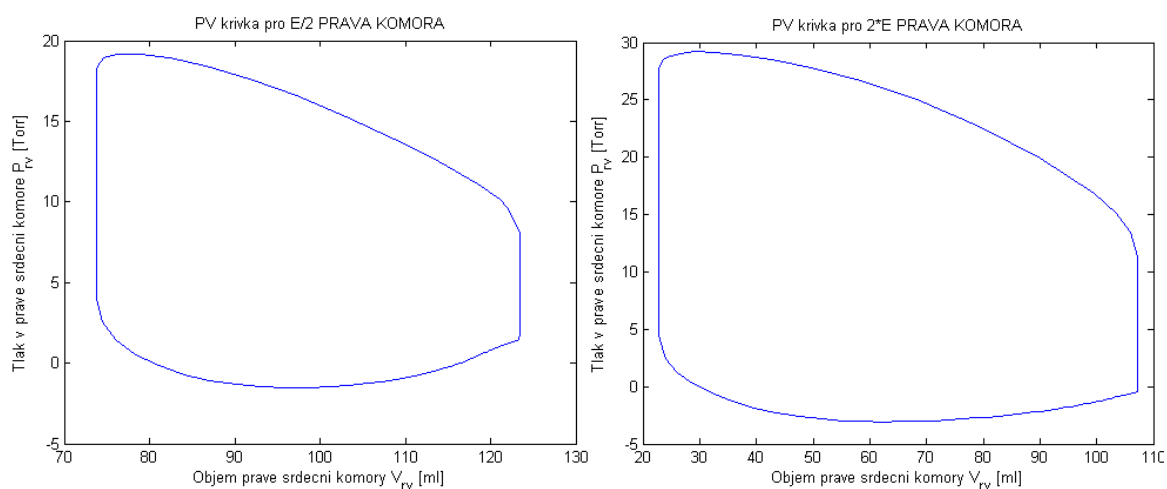


Při snížení elastance na polovinu dojde v levé komoře ke snížení tlaku o 30 Torr a při dvojnásobném zvýšení elastance se zvýší tlak o 21 Torr. Objem se při poloviční elastanci snížil o 28 ml a posunul se doprava a při dvojnásobném zvětšení elastance se objem zvýšil o 10 ml a posunul se doleva.

Obr. 10: PV křivka v pravé komoře

E/2

2E



Při snížení elastance na polovinu se v pravé komoře snížil tlak o 6 Torr a při dvojnásobném zvýšení elastance se zvýší tlak o 4 Torr. Objem se při snížení elastance na polovinu snížil o 27 ml a posune se doprava a při jeho zdvojnásobení se zvýší o 8 ml a posune se doleva.

ZÁVĚR:

V této práci jsme vytvořili funkční model pulzující srdce pomocí modelovacího jazyka Modelica. V teoretické části jsme si vybrali minimální hemodynamický model kardiovaskulárního systému, který přesně zachycuje dynamické trendy systému. V tomto modelu používáme tlakově objemovou metodu, která slouží k rychlé diagnostice. V tomto modelu jsme pracovali bez síní, protože minimálně přispívají do hlavních trendů. Snažili jsme se zde použít setrvačné účinky komor, bohužel se nám nepodařilo tyto účinky simulovat. V tomto modelu nejsou podmíněné, v článku je zmíněno, jak by se s nimi mělo zabývat, ale výsledný model lze použít i bez nich.

V praktické části jsme vytvořili model viz obr. 1, dle teoretické části a upřesnili v ní postup, použité veličiny a jednotky, což je velmi důležité pro reprodukovatelnost modelu. Výsledné křivky tlaků neodpovídaly reálným hodnotám, proto jsme museli změnit parametry v systému. Jako nastavitelné parametry jsme zvolili hodnoty systémového a plicního systému, jelikož výsledné hodnoty objemů pravé a levé komory odpovídaly teoretickým hodnotám, z čehož jsme usoudili, že parametry srdce jsou správné. Povedlo se nám nastavit hodnoty, tak že jsme docílili reálných hodnot tlaků.

Z výsledných časových průběhů jsme se zaměřili na objemy komor, které nám vyšly stejné viz obr. 3 s hodnotou srdečního výdeje 78 ml a průběhy tlaků, jež se téměř shodují s teoretickými podklady viz obr. 2. V aortě jsme simulovali tlak 70/120 Torr a v žilním systému 0/6 Torr. V plicním oběhu byla hodnota tlaku 10/25 Torr v plicních tepnách a v plicních vénách se tlak pohyboval od 2 do 5 Torr.

PV křivky jsme museli dělat v programu MATLAB, z důvodu omezení přechodových dějů v systému, kdy grafické hodnocení z Dymoly bylo méně přehledné. V programu MATLAB jsme vybrali pouze jednu periodu srdečního cyklu a z ní vytvořili závislost tlaku na objemu v ustáleném stavu. Výsledná závislost tlaku na objemu nám dává v levé části ideální teoretickou křivku viz obr. 4. Jestliže se zvýší tlak v hrudním koši na 0 Torr dojde v levé komoře ke snížení tlaku i objemu a v pravé komoře se také tlak a objem sníží viz obr. 5 a 6. Jestliže dojde ke změně systémového odporu změní se i pV křivky. Jestliže se odpor zvýší v pravé komoře, dojde ke snížení tlaku a objemu, při snížení odporu je tomu přesně naopak viz obr. 8. V levé komoře dojde při zvýšení odporu ke zvýšení tlaku a ke snížení objemu při snížení odporu je tomu naopak viz obr. 8. Při změně elastance obou komor dochází také k ovlivnění tlaků a objemů v srdci. Jestliže elastanci zvýšíme v pravém srdci, tlak i objem se zvýší, při snížení elastance je tomu přesně naopak viz obr. 10. V levém srdci se při zvýšení elastance zvýší tlak i objem a při snížení elastance je tomu přesně naopak viz obr. 9.

SEZNAM LITERATURY

- [1] **BRAM W. SMITH**, *Minimal haemodynamic system model including ventricular interaction and valve dynamics*, University of Canterbury 2004, citováno 2011
- [2] **SABINE PAEME**, Mathematical multi-scale model of the cardiovascular system including mitral valve dynamics, BioMedical engineering, citováno 2012
- [3] **STEFAN SILBERNAGL**, Atlas fyziologie člověka, Grada, citováno 2012
- [4] **JIŘÍ KOFRÁNEK**, Atlas fyziologie a patologie, laboratoř kybernetiky a počítačové podpory výuky ÚPF, 1.LF UK, citováno 2012
Dostupné na: www.physiome.cz/atlas