SIMULACE TLAKOVÝCH A PRŮTOKOVÝCH KŘIVEK U RŮZNĚ VELIKÝCH PACIENTŮ S PULSATILNÍ SRDEČNÍ PODPOROU

Filip Ježek, Marek Mateják, Pavol Privitzer

Anotace

Motivací této práce je upozornit na často opomíjený nežádoucí vliv pulsatilních podpor cirkulace a to konstantní objem vypuzovaný každou periodu (pevný ejection volume), což je obvykle základní (a doporučené nastavení). U normálního pacienta je tento objem fyziologický a tedy neškodný, avšak extrémně malé, tedy zejména pediatrické, pacienty může ohrozit hypertenzí a navazujícími komplikacemi. Touto záležitostí se již zabývalo několik klinických studií, ale ještě nebyla potvrzena experimentem ani podložena konzistentní teorií. Jelikož z pochopitelných důvodů není možné provádět na pacientech přímý experiment, tuto hypotézu se snažíme potvrdit pomocí matematického modelu cirkulace.

Pro potvrzení hypotézy jsme navrhli experiment, kde jsou parametry řečiště přizpůsobené malému pacientovi (cca 35ml ejection volume) a dojde ke změně na nefyziologicky velkých 65ml (což odpovídá normálnímu pacientovy).

Podle předpokladu skutečně dojde u malého pacienta k hypertenzi (syst. > 160, diast. > 130). Ke snížení tlaku napomáhá pozměnit nastavení pumpy, zejména zvýšit frekvenci a tím omezit plnění (tj. přechod z automatického módu na fixed-rate mód). Model dovoluje měnit všechny své parametry a je tedy možné testovat různá nastavení pumpy.

Dále byla navržena aplikace jako uživatelské rozhraní k tomuto modelu a implementována na platformě Silverlight. Tato aplikace má sloužit jako učební a demonstrační pomůcka pro zdravotnický personál.

Klíčová slova

VAD, Modelica, Silverlight, Ejection volume

Úvod

Kardiovaskulární choroby jsou na u nás na prvních místech v absolutním počtu úmrtí. Při nevratném poškození srdce je potřebná transplantace, z důvodu nedostku vhodných dárců je tato léčebná alternativa omezená a také ne pro všechny pacienty je transplantace vhodná. Proto je zde rostoucí potřeba mechanických podpor cirkulace, ať už indikovaných jako přemostění do transplantace, nebo jako podpora do uzdravení vlastního srdce.

V oblasti mechanických podpor cirkulace se nejedná o jednoduché zákroky, jako je například náhrada chlopně, nebo pacemaker. Výkonná pumpa totiž představuje obrovský zásah do fyziologie člověka. Vložená pumpa vytváří umělý nefyziologický průtok a výběr nesprávné pumpy může mít pro pacienta katastrofální následky.

Lékaři jsou pak nucení zvládat spolu se svou odbornou prací zvládat více a více technických problémů, jelikož se musí starat nejen o pacienta ale i o zařízení.

Pro dostatečnou péči nestačí dostatečná lékařská péče, ale je třeba interdisciplinárního týmu lékařů, biomedicínských inženýrů, perfuziologů, sester a dalších.

Mechanické srdeční podpory mají řadu nežádoucích účinků a tato práce má za cíl upozornit na často opomíjené nebezpečí nesprávného přizpůsobení ejekčního objemu umělé pumpy rozdílně velikým pacientům.

Využití modelování a simulace se nemusí využívat pouze pro výuku studentů medicíny, ale může sloužit i pro vysvětlení a pochopení komplexních závislostí lékařským profesionálům. Několik studií zkoumající negativní dopad jednotné velikosti pump zejména pro pediatrické pacienty již byla provedena (například [1]), chybí však teoretický podklad a názorné vysvětlení. Tímto tématem se podrobně zabývala práce [2], jejíchž výsledků zde využíváme.

Pumpa

Donedávna nejpoužívanější mechanickou podporou srdce pro bridge k transplantaci u nás byla pulsatilní pumpa značky Thoratec, která se vyrábí pouze v jedné velikosti. Tato pumpa je vlastně pružný sáček v pevném pouzdru. Sáček má na sobě vstupní a výstupní chlopeň, které zajišťují tok správným směrem. Stah sáčku a tím i ejekce se dosahuje hydraulicky změnou tlaku mezi sáčkem a tuhým obalem. Tlak je vytvářen v externí konzole a přiváděn tenkou hadičkou. Při plnění je aplikován podtlak (kolem -- 5 mmHg), při ejekci tlak až 220 mmHg, protože při činnosti zařízení je potřeba, aby se celý objem pumpy (v tomto případě 65 ml) při ejekci kompletně vyprázdnil. Zda to tak opravdu je se ověřuje vizuálně. Při nedokonalém vyprázdnění hrozí hemostáza, srážení krve a související trombotické komplikace.

Pumpa může pracovat ve třech režimech – Automatický (*Auto*), s pevnou frekvencí (fixed rate – FR) a synchronní, který se v praxi nepoužívá.

Automatický mód, nebo též full fill, full eject, je doporučován výrobcem, protože z principu poskytuje největší průtok a také z důvodů bezpečnosti (prevence trombotických komplikací). Proto se používá v naprosté většině případů. Pumpa v tomto režimu čeká na úplné naplnění 65 ml a jakmile se ho dosáhne, spínač sepne ejekci. Ejekční fáze je nastavena pevně a to většinou na výrobcem doporučených 300 ms. Ejekční objem je tedy vždy oněch pevných 65 ml.

U Fixed rate módu nastavujeme pracovní frekvenci a tím nepřímo ovlivňujeme výdej i objem za jednu ejekci. Pokud je totiž perioda kratší, než by byla u automatického módu, pumpa se nestihne naplnit a při ejekci je vypuzen menší objem. Ejekce trvá stejně jako u automatického modu pevný čas 300 ms. U tohoto módu je možné regulovat (snižovat) ejekční objem a zároveň minutový výdej pumpy.

Hypotéza

Každý pacient má své unikátní cévní řečiště, kterému je potřeba se přizpůsobovat výběrem zdravotnických prostředků. Zdá se, že některé z nežádoucích účinků (krvácení, cerebro-vaskulární příhody) u pacientů podporovaných pulsatilními

srdečními podporami by mohly být v souvislosti s velikostí pacienta. To by mohlo mýt zapříčiněno, že v tuzemských pracovištích používáme pulsatilní podpory s pouze jedním objemem nezávisle na velikosti těla, tedy vaskulárního řečiště. Pumpy sice umožňují měnit ejekční objem změnou frekvence, ale v drtivé většině případů se používá výrobcem doporučený automatický mód, který vypudí pokaždé stejný objem.

Naší hypotézou je, že u extrémně malých pacientů může ejekční objem určený normální pacientům způsobit iatrogenní systemickou a/nebo pulmonární arteriální hypertenzi. Naopak, u velkých pacientů pumpa standardní velikosti neposkytuje dostatečnou podporu a pacient není perfuzován nedostatečně. Zdá se tedy, že pro spolehlivou a bezpečnou funkci pulsatilní podpory cirkulace je potřeba velikost ejekčního objemu přizpůsobit velikosti krevního řečiště pacienta.

Hypertenzi budeme považovat od hranice 160 mmHg. Pokud nastane tato situace, zdravotnický personál by měl změnit nastavení pumpy (především přepnout mód z *Automatic* do *fixed rate* a snížit dostatečně frekvenci).

Metody

K potvrzení hypotézy používáme matematický model krevního řečiště, zejména protože měření na pacientech by bylo v tomto případě eticky nepřípustné. Bylo by totiž nutné měnit parametry natolik, abychom je dostali do patologického stavu.

Hypotézu se snažíme potvrdit v okamžiku vložení pumpy do pacienta a kdy jeho řečiště ještě nemá dostatek času se nové pumpě přizpůsobit. Navíc při chronické chorobě je v okamžiku vložení pumpy řečiště přizpůsobeno nikoli standardnímu srdci, ale dlouhodobě selhávajícímu, tj. s klidně třetinovými minutovými průtoky vzhledem k normě. Jelikož však uvažujeme i akutní selhání, toto nebylo v modelování zohledněno.

Model

Model byl navržen jako náhrada umělého oběhu. Pro názornost uvažujeme pouze levý oběh a dopouštíme se řady zjednodušení. Model jsme implementovali v jazyce Modelica, díky němuž zůstává přehledný. V modelování jsme vycházeli z modelu [3], který byl kompletně přepsán do jazyka Modelica a některé komponenty pozměněny a krevní pumpa byla vytvořena zcela jinak. Jednotlivé komponenty modelu představují části krevního oběhu a jeho parametry jsou fyziologické, v zásadě převzaty z [3] a empiricky doladěny tak, aby model ukazoval fyziologicky podobné průběhy arteriálního tlaku.

Předpoklady a zjednodušení

Jelikož živý organismus je velice komplexní záležitost, dopustili jsme se mnoha zjednodušení.

Všechny orgány tvoří uzavřený systém bez vnějších přítoků a odtoků a všechny orgány jsou na jedné úrovni. Nepředpokládáme ani žádný pohyb pacienta. Pacient tedy leží a má basální metabolismus.

Veškerý tok předpokládáme laminární, protože nezkoumáme jednotlivé proudnice, ale celkový průtok. Turbulentní tok se objevuje pouze na pár místech v těle (ascendentní aorta apod.) a tam ho můžeme kompenzovat např. zvýšením odporu.

Dále neuvažujeme propagaci pulsní vlny. Ve skutečnosti se tlaková vlna nešíří pouze kapalinou, ale zároveň arteriálními stěnami. V našem modelu uvažujeme cévy pouze jako několik pružných bloků, které simulují zjednodušený Windkesselův efekt. Tyto bloky jsou navrženy tak, že mají konstantní a okamžitou hodnotu poddajnosti (*compliance*). Zpoždění, které má tlaková vlna cestující modelem, tedy není realistické, navíc ignorujeme dopravní zpoždění. Jelikož však sledujeme stabilní pulsatilní cirkulaci, tato zjednodušení jsou validní.

Transmurální tlak je předpokládán všude konstantní a nulový, včetně hrudní dutiny. Tím ignorujeme vliv dýchání na krevní tlak.

Jelikož simulujeme krátký čas (v řádu hodin) po implantaci pumpy, vlastní srdce je často natolik poškozeno, aby vykonávalo efektivní práci. Příspěvek vlastního srdce tedy zanedbáváme. To se může zdát jako přehnané zjednodušení, na druhou stranu se snažíme dokázat, že tlak vzroste, čemuž by součinnost vlastního srdce jen napomáhala (současná ejekce pumpy i srdce tlak rozhodně zvýší), tedy jeho zanedbáním si důkaz neulehčujeme.

Jelikož se zajímáme pouze o aortální tok a tlak, simulujeme pouze levou cirkulaci, tedy systémový okruh. Tento přístup je běžně používán. Nicméně dodat v budoucnu pravý pulmonární okruh není problém, ale ztíží se výpočetní náročnost, model se znepřehlední a zpomalí se dynamika oběhu.

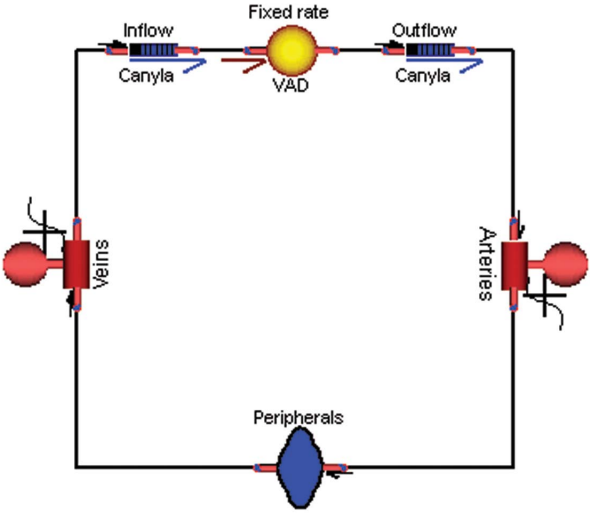
Kromě hydraulických regulací není oběh dále regulován. Lidská oběhová soustava je regulována řadou mechanismů, jak krátkodobých (např. baroreflex), střednědobých (renin-angiotenzin) a dlouhodobých (remodelling cév) jejichž implementace je však náročná. Absence krátkodobých regulací je však poměrně závažným zjednodušením.

Implementace

Model jsme Implementovali v jazyce Modelica, díky němuž je model přehledný a přes množství vztahů přehledný. Celková struktura je vidět na Obrázku 1. Model sestává ze čtyř hlavních komponent, arterií, periferií, vén a pumpy, která je připojena pružnými kanylami. Prvky jsou spojeny do uzavřeného kruhu, tok se nikde neztrácí ani nedodává. Prvky jsou spojeny konektory, které přenáší tlak a tok podle Kirchoffových zákonů. Veškeré tlaky jsou v jednotkách [hPa], toky v [ml.s^{-1}] a objemy v [ml], ale tlaky jsou na několika místech přepočítány na mmHg, což je v praxi obvyklejší.

Základní komponenty

Celý zjednodušený vaskulární systém se dá vyjádřit jako serioparalelní zapojení třech základních komponent – rezistenci, compliance ([*komplájnc*] poddajnost) a inertanci (setrvačnost), tedy v elektrické analogii rezistoru, kapacitoru (s druhým pinem proti zemi) a induktoru. Celý model se tak trochu



Obrázek 1 – Celková struktura modelu

podobá elektrickému obvodu, ale nepracujeme s napětím a proudy, ale přímo v jednotkách tlaků a toků. Jednotlivé základní prvky jsou popsány následujícími rovnicemi pro rezistenci (1), complianci (2) a inertanci (3):

(1) $$\frac{dp}{dt} = R \cdot q$$

(2) $$volume = \int Qin + Qout \; dt$$
$$stressedVolume = \max(volume - V0, 0)$$
$$p = \frac{stressedVolume}{C}$$

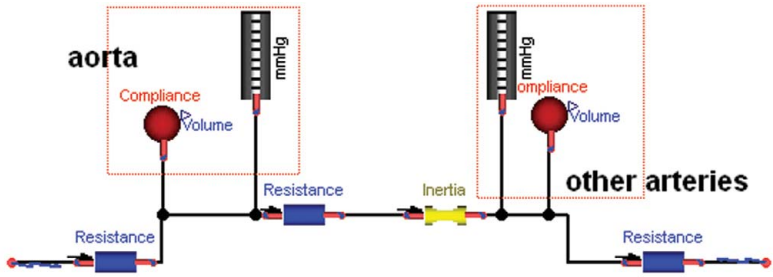
(3) $$p = I \cdot \frac{dq}{dt}$$

, kde *dp* je rozdíl tlaku přes komponentu, *q* tok, *Qin* přítok, *Qout* výtok (výtok je záporný), volume objem, V0 mrtvý objem, při kterém se v pružném bloku ještě nevytváří tlak, stressedVolume objem, který už tlak vytváří, R, C a I jsou pak hodnoty rezistence, Compliance a Inertance.

Za povšimnutí stojí, že prvek compliance není objemově nijak limitován, tj. může být nekonečně malý, i záporný. Při správném nastavení parametrů to však v praxi nenastává.

Arterie

Blok arterií popisuje souhrnně všechny arterie systemického oběhu, od velikých až po arterioly. Ve většině umělých modelů oběhu je tento blok nahrazen pouze jedním blokem compliance, zatímco v tomto modelu levá compliance simuluje velké tepny (aorta) a pravá malé tepny. Mezi nimi má krev dynamiku, proto inertance a nějaký odpor, který tlumí oscilace. Celé zapojení je na Obrázku 2. Krajní odpory jsou velice malé a slouží jen kvůli numerické stabilitě při spojování bloků. Komponenty označené mmHg slouží pouze k převodu tlaku v [hPa] na [mmHg].



Obrázek 2 – Struktura bloku arterií

Periferie

Blok periferií simuluje mikroarterioly, kapiláry a mikrovenuly a reprezentuje veškerou mikrocirkulaci. Kapiláry mají velice malý průměr, ale je jich velmi mnoho, a tak je jejich celkový průřez extrémně veliký. Tedy mají podstatný odpor a inertanci, ale jejich compliance je malá a zanedbáváme ji. Protože periferní resistance a zejména inertance není přímo v literatuře uváděna, Conlon et al. [3] vycházeli ze souhrnu dostupných hodnot a jejich výsledky jsme převzali.

Vény

Blok vén je velmi podobný bloku arterií. Také obsahuje dvojitou compliance, levá reprezentuje malé vény a venuly, druhá duté žíly, jejíž vztah tlaku a toku je nelineární. Mezi nimi je odpor, který při záporném tlaku simuluje kolaps velkých žil a v takovém případě zvyšuje svůj odpor. U normální cirkulace to nemá zas takový smysl, ale umělá pumpa může vytvářet podtlak v systému a v tomto případě se to uplatní.

Kanyly

Pumpa je k oběhu připojena vstupní a výstupní kanylou, které vedou krev z komory do pumpy a z pumpy přímo do aorty. Obě jsou modelovány jako tenké pružné hadičky s odporem a compliance. Odpor výstupní kanyly je však obtížně vyjádřitelný kvůli hybridnímu polo-turbulentnímu charakteru toku. Proto je tato hodnota nastavená empiricky tak, aby měl model rozumné vlastnosti.

Oproti modelu v [3] je zde odpor rozdělen do dvou částí - vstupní a výstupní. To je zaprvé kvůli větší přesnosti a zadruhé kvůli numerické stabilitě systému – pokud by se k sobě připojily dva bloky compliance přímo bez jakéhokoli odporu, kvůli nulové resistenci by mezi nimi musel téct nekonečný tok.

Pumpa a pohonný tlak

Design pumpy byl založen na pumpě Thoratec PVAD fungující v režimu pevné frekvence. To kvůli snadnému srovnání výsledků a jednotnému flow (při plném naplnění a vyprázdnění můžeme frekvencí řídit celkový výdej). Demonstraci automatického módu plánujeme v budoucnu. Základem je podobně jako u reálné pumpy pružný vak s externím přívodem tlaku. Pružný sáček musí mít omezený objem a to jak shora, tak zdola. Tlak v sáčku je ovládán externím tlakem a jelikož předpokládáme pružnou a tenkou membránu, tlak uvnitř je stejný jako tlak vně sáčku.

Externí řídící tlak simuluje řídící konzole podpory Thoratec. Přepínání z plnící do ejekční fáze a naopak je v konzole víceméně ideální jednotkový skok, ale jelikož je přenos realizován hadičkou s malým poloměrem, která tvoří odpor protékajícímu plynu a tím zbrzďuje nástup ejekčního tlaku. Některé konzoly dokonce umožňují nastavení tohoto brzdícího parametru, protože právě nástup tohoto tlaku ovlivňuje tlakové špičky krve na výstupu. Proto je řídící tlak simulován jako jednotkový skok s exponenciálním náběhem a je vyjadřován ve tvaru:

pressure = 1 - exp (-(time - T0)/aplha)

$$pressure = 1 - \exp\left(-\frac{(\mathrm{time} - \mathrm{T0})}{\mathrm{alpha}}\right)$$

, kde *alpha* je řiditelný parametr náběhu, *T0* je čas nástupu aktuální systoly. Parametr *alpha* byl nastaven empiricky. Pak je tento tlak zvětšen na požadované hodnoty ejekce a plnění.

Tento komponent byl původně vyvinut z compliance komponentu s proměnnou hodnotou compliance. To je blíž podobné vlastnímu srdci, ale v tomto případě potřebujeme nastavovat přímo hodnoty tlaků externího tlaku jak definujeme výše.

Jedna z komplikací, kterou jsme se zabývali, bylo omezení objemu. Ve fyzickém modelu nemůže být objem záporný, nebo růst přes objem nádoby. Z numerických důvodů a součinností s chlopněmi se tento požadavek stal v Modelice náročný, ale po počátečních neúspěších jsme přišli s elegantním řešením. Tlaková funkce je rozdělena na tři části: plný, normální a prázdný. Pak

$$\begin{aligned} p &= providedPressure + \\ &+ \frac{volume - MaximalVolume}{microCompliance} && pokud\ volume > MaximalVolume \\ &+ 0 && jinak \\ &+ \frac{volume - MinimalVolume}{microCompliance} && pokud\ volume > MinimalVolume \end{aligned} ,$$

kde microCompliance vyjadřuje velikou tuhost a tím velké změny tlaku při malé změně objemu v případech dorazu.

Další důležitý funkční prvek pumpy jsou chlopně, které taky vnáší do modelu nelinearity. Když je chlopeň otevřená, tak působí na tok malým odporem, při uzavření má naopak velký odpor. Okamžitý stav záleží na tlaku a směru toku. Nakonec jsme chlopně založily na modelu Diody z knihovny Modelica. Electrical.Analog.Ideal.IdealDiode.

Navíc, pumpa si počítá aktuální průtok z aortální (výstupní) chlopně. Integrovaný průtok za celou periodu je roven ejekčnímu objemu a pokud se pumpa celá naplní i vyprázdní, pak je nutně roven i objemu pumpy.

Implementační komplikace

Popsaný model byl implementován v Modelice ve verzi 3.2. Vzhledem k tomu, že všechny vztahy byly známy, implementace spočívala v přepsání těchto rovnic do bloků. Ačkoli náš model je relativně jednoduchý co do počtu komponent a rovnic, v Modelice vyvstali některé implementační problémy. Protože dohromady model obnáší kolem 200 rovnic, z nichž zhruba polovina jsou netriviální (na každé straně více než jeden prvek), je hybridního charakteru (míchají se zde kontinuální (toky, tlaky) a diskrétní (ejekční tlaky) proměnné) a obsahuje více nelinearit (chlopně, pumpa, nelineární compliance velkých žil, kolabující odpor žil), dostáváme se tím téměř na hranu možností tohoto jinak moderního modelovacího jazyka. U některých komponent se musela implementace několikrát měnit, aby model fungoval i v jiných nástrojích než v Dymole (Dassault Systémes). Toto modelovací prostředí obsahuje některé optimizační techniky, které umožňují modelům rychlý běh.

Například s 1800 intervaly a časovým rozpětím 20s trvá v komerčním nástroji Dymola simulovat model cca 1s. Při stejném nastavení však volně šiřitelná platforma OpenModelica potřebuje 13s. Při některých zapojeních – například inertance v kanylách – trval výpočet v OpenModelice dokonce 13 minut! Problémem jsou oscilace na nelineárních chlopních, které se počítají ve speciálním režimu. S tímto problémem se ale setkáváme i v jiných modelovacích jazycích.

Demonstrační aplikace

Pro vysvětlení tohoto jevu medicínským profesionálům jsme připravili demonstrační aplikaci na platformě Silverlight, spustitelné ve standardním prohlížeči. Využíváme vlastní technologii kompilace modelu do prostředí .NET a distribuci spolu s aplikací. V aplikaci se dají zvlášť nastavovat parametry pumpy, a to ejekční a plnící tlaky, frekvence, maximální objem a 11 parametrů krevního řečiště. Obě části mají možnost vybrat předdefinované hodnoty malého, středního a velkého pacienta. Vzhled aplikace ukazuje Obrázek 3.

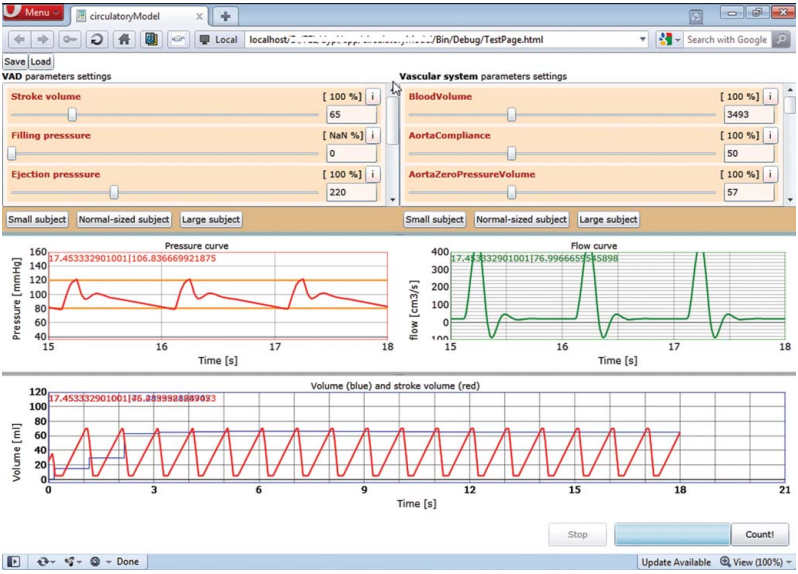
Experiment

Podstata experimentu bylo přizpůsobit oběh extrémně malému a velkému pacientovi a poté provést záměnu pump. Malý pacient (s povrchem těla (BSA) cca 1 m2)

má definovaný ejekční objem 35 ml, normální pacient (BSA 1,7 m2) 65 ml a velký pacient 100ml. Přizpůsobení bylo empirické tak, že jsme změnili ejekční objem na danou hodnotu a pak měnili hodnoty parametrů krevního řečiště. Ačkoli takové parametry nejsou nikde v literatuře uvedeny v závislosti na povrchu těla, snažili jsme se je přizpůsobovat tak, jak by to skutečně menší/větší subjekt měl (např. malý subjekt má z důvodu menšího celkového průřezu kapilár větší periferní rezistenci).

Poté, co jsme měli připravena tři řečiště, provedli jsme záměnu pump, a to s důrazem na normální pumpu (tj. 65 ml) do malého pacienta (řečiště na 35 ml).

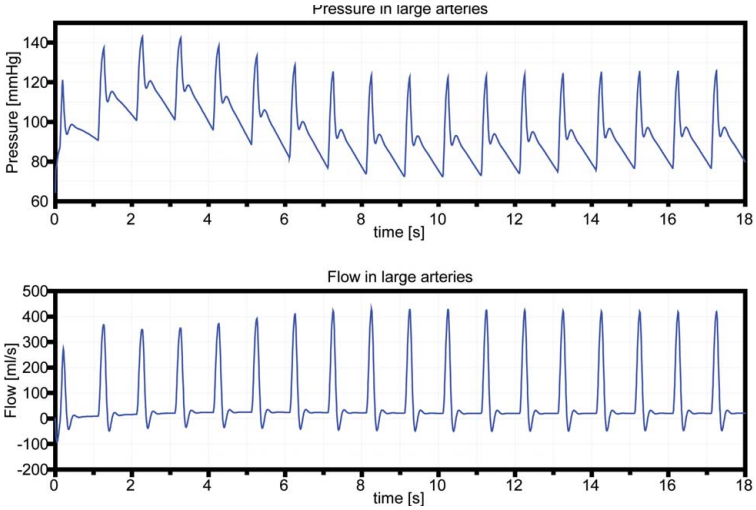
Dále jsme ještě zkoušeli měnit frekvenci srdce, abychom dokázali, že při zvýšení frekvence se srdce nestačí zcela naplnit a tudíž klesá jeho ejekční volume.



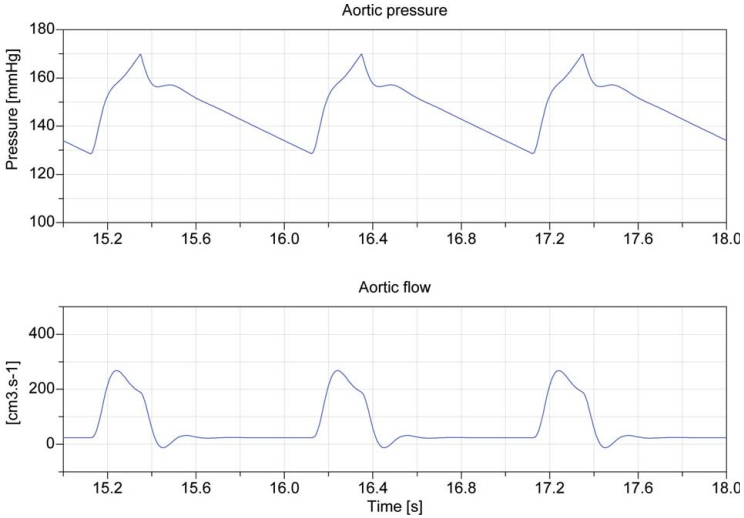
Obrázek 3 – Screenshot demonstrační aplikace, která umožňuje přehledně nastavovat parametry krevního řečiště a pumpy

Výsledky

Na Obrázku 4 jsou znázorněny tlak a tok v aortě, přesněji průtok prostředním rezistorem a tlak na levé compliance (tj. aortě) v aortálním bloku. Je zde vidět přechodný jev, způsobený ustálením náplní arterií a vén. Po cca 15 vteřinách přechodové jevy odezní. Jak tlaková, tak průtoková křivka se podobají fyziologickým průběhům arteriálního tlaku a aortálního toku, se systolickým tlakem 120 mmHg a diastolickým 80, což odpovídá normě.



Obrázek 4 – Průběh simulovaného aortálního tlaku (nahoře) v mmHg a toku (dole) v ml/s u normálního pacienta. Prvních cca 10s převládají přechodové jevy, které však do 15s odezní. Průběhy jsou podobné fyziologickým

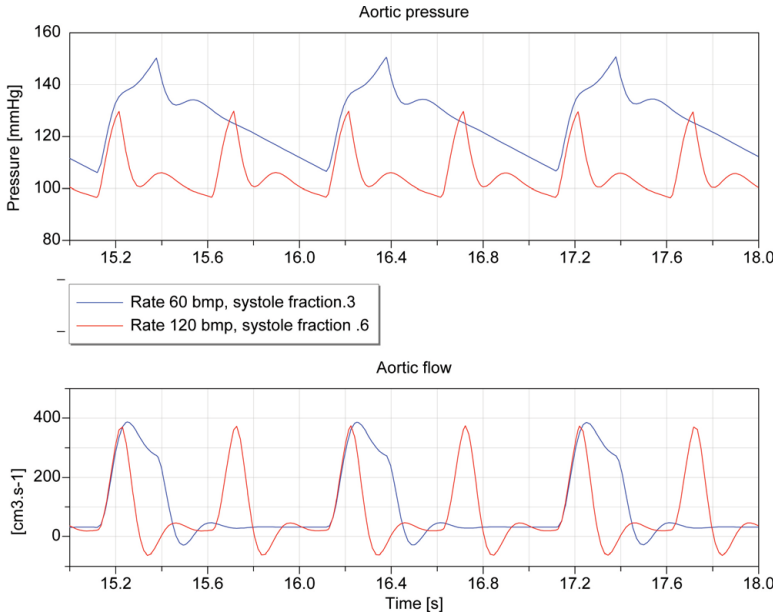


Obrázek 5 – Průběh simulovaného aortálního tlaku (nahoře) v mmHg a toku (dole) v ml/s u malého pacienta s pumpou standardní velikosti. Tlak vykazuje jasnou arteriální hypertenzi, jak systolickou, tak diastolickou

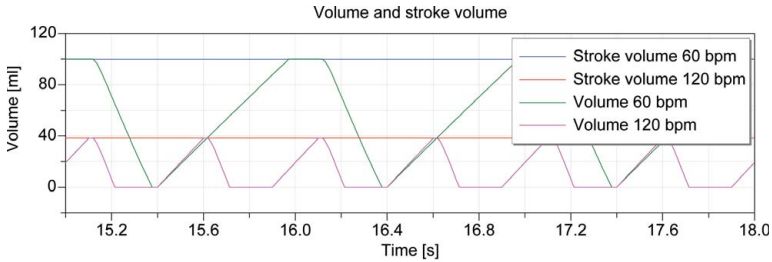
Výsledky provedeného experimentu vložení normální pumpy do malého pacienta jsou znázorněny na Obrázku 5. Je zde vidět jasná aortální hypertenze

se systolickým tlakem přes 160 mmHg a diastolickým kolem 130 mmHg, což je závažná hypertenze druhého stupně.

Na Obrázku 6 vidíme efekt změny frekvence ze 60 úderů za minutu na dvojnásobek, demonstrovaný tentokrát na normálním pacientovi (65 ml v normálu), kterému jsme zvýšili ejekční volume na Systolický tlak klesá, nicméně diastolický se drží stále poměrně vysoko. Jak tato změna frekvence ovlivní plnění srdce je vidět na Obrázku 7.



Obrázek 6 – průběh simulovaného aortálního tlaku (nahoře) v mmHg a toku (dole) v ml/s u normálního pacienta s velkou pumpou a porovnání s dvakrát zvýšenou frekvencí. Při zvýšené frekvenci systolický tlak klesá



Obrázek 7 – Průběh plnění srdce (oscilující rampy) a ejekční volume (vodorovné přímky) při standardní a dvojnásobně zvýšené frekvenci

Diskuze

Ač jsou výsledky poměrně přesvědčivé, nesmíme zapomenout, že jde jen o velmi zjednodušenou realitu. Většina i zásadních zjednodušení je obhajitelná, problém ale je s tělesnými regulacemi. Pokud se soustředíme jen na krátkodobou autoregulaci v řádu hodin, pak zejména baroreflex může působit na vasodilataci a periferní odpor, čímž působí na snížení krevního tlaku. Nicméně důležitá součást tohoto mechanismu působí zejména na srdce, jeho kontraktilitu a frekvenci, které je však u těchto pacientů často natolik poškozeno, že se na minutovém průtoku nepodílí (resp. pomáhá plnit umělou pumpu, ale aortální chlopeň zůstává zavřená). U tohoto modelu vlastní srdce a jeho přínos vůbec neuvažujeme, takže realita může být naopak ještě horší. Proto do budoucna počítáme s rozšířením modelu o pulmonální oběh a zapojení alespoň baroreflexu.

V reálných podmínkách se tlak pacientů sleduje a medikamentózně upravuje. To však platí jen pro velký, systemický oběh. V případě implementace podpory na obě srdeční komory, však většinou nesledujeme tlak v pulmonárním okruhu.

Závěr

Využili jsme modelování pro demonstrace komplexních jevů pro klinickou praxi. Vytvořený model ukazuje jeden z opomíjených nežádoucích účinků pulsatilních srdečních podpor a to stejný ejekční objem pro všechny pacienty. V takovém případě doporučujeme použít mód pevné frekvence.

Model, jeho parametry a demonstrační aplikace jsou na vyžádání volně k dispozici u autora.

Literatura

[1.] *S. Adil Husain and others. Ventricular Assist Device Implantation in the Pediatric Population: Does Pump Size Selection and Associated Hemodynamics Impact Outcomes?. ASAIO Journal 2008.*

[2.] *Filip Ježek. Simulation of Flow and Pressure Pattern in Patients with Different Body*

[3.] *Size Supported by Pulsatile Ventricular Assist Devices. Diplomová práce. FEL ČVUT 2010.*

[4.] *Martin J. Conlon, Donald L. Russel, Tofy Mussivand. Development of a Mathematical Model of the Human Circulatory System. Annals of Biomedical Engineering. 2006.*

Kontakt:

Ing. Filip Ježek,
Katedra kybernetiky,
Fakulta elektrotechnická ČVUT,
Karlovo náměstí 13, Praha 2
e-mail: *jezekfi1@fel.cvut.cz*.