



Fakulta elektrotechnická

Obor: Biomedicínské inženýrství

Akademický rok: 2011/2012

Semestr: zimní

Ročník: 2.

SEMESTRÁLNÍ PRÁCE

z předmětu Modelování a simulace

ECMO

Autor: Anna Doležalová a Barbora Nedvědová

Obsah

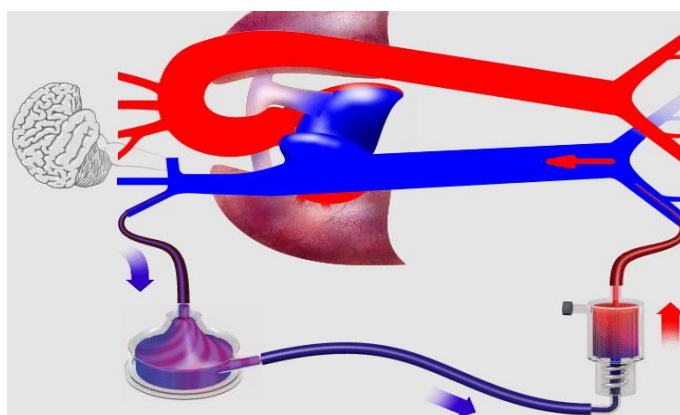
1.	ZADÁNÍ	2
2.	ZPRACOVÁNÍ.....	5
2.1	Blok Inputs	6
2.2	Blok T	7
2.3	Blok G.....	7
2.4	Blok Measurement.....	8
2.4.1	Blok Blood	9
2.4.2	Blok CO ₂	10
2.4.3	Blok O ₂	10
2.4.4	Blok pH	10
2.4.5	Blok Convertor	10
3.	ZÁVĚR.....	11
4.	ZDROJE	12

1. ZADÁNÍ

Extracorporeal membrane oxygenation, neboli mimotělní membránová oxygenace funguje na podobném principu jako mimotělní oběh a slouží jako náhrada funkce srdce a plic. Ovšem na rozdíl od mimotělního oběhu se krev nekumuluje v rezervoáru, ale okysličená krev se vrací rovnou do oběhu nemocného. Používá se tehdy, když plice pacienta nejsou z různých důvodů schopny plnit svoji funkci. Ať už to je z důvodu respiračního selhání, těžké dechové nedostatečnosti (ARDS), primárního plicního postižení (zánět, apod.) nebo těžkého pooperačního či úrazového stavu. Další indikace pro použití ECMO jsou různé specifické chirurgické zákroky.

Podle zapojení v kardiovaskulárním systému je možné rozlišovat veno-venózní, veno-arteriální a femoro-femorální ECMO.

Veno-venózní ECMO je druh membránové oxygenace, kdy se žilní krev nejprve okysličuje a poté se vrací zpět do žilního systému pacienta. Kanyla je zavedena do pravé vnitřní hrdelní žíly (vena jugularis interna), poté putuje přes centrifugální pumpu do oxygenátoru a poté zpět do dolní duté žíly pomocí kanyly, která je zavedena do veny femoralis. Systém funguje tak, že část krve je přečerpána pravou komorou do plic a je alespoň částečně okysličená a vedena dále do velkého krevního oběhu. A zbylá část krve je nasáta do ECMO a ještě jednou okysličená. Tento druh mimotělní membránové oxygenace totiž neposkytuje podporu oběhu, ale jen výměnu plynů a eventuálně ohřátí krve (viz obr 1).

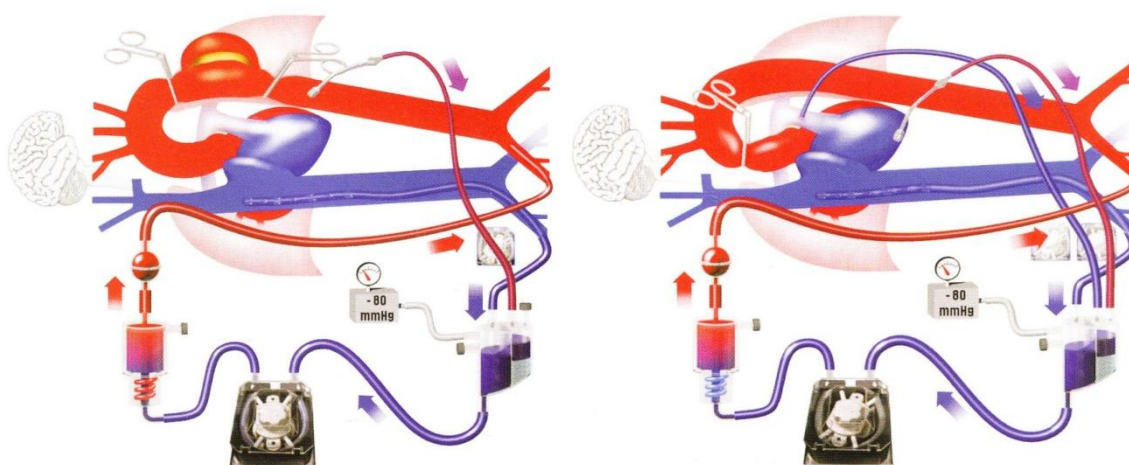


Obrázek 1: Veno-venózní ECMO

Veno-arteriální ECMO, na rozdíl od veno-venózního ECMO, zajišťuje i podporu oběhu. Zároveň se díky tomuto systému uskutečňuje i výměna plynů. Používá se u pacientů, kteří trpí

selháním oběhu i plic. Ideální je tato podpora pro jakékoli převozy těchto nemocných. Odvod žilní krve je zajištěn kanylou, zavedenou do pravé vnitřní hrdelní žíly a zpět se krev vrací kanylou, většinou přivedenou do krkavice (arteria karotis), což je největší krční tepna, která vychází přímo z aorty.

Femoro-femorální systém má své značné nevýhody, ale používá se, pokud je potřeba okamžitá podpora oběhu. Při částečném femoro-femorálním oběhu (viz obr 2) ale hrozí, že horní polovina těla nebude dostatečně okysličená. Proto se spíše přistupuje k indikaci totálního femoro-femorálního systému (viz obr 2).



Obrázek 2: Femoro-femorální ECMO, vlevo částečný, vpravo totální

Cílem naší semestrální práce bude vytvoření zidealizovaného oxygenátoru, ve kterém bude probíhat výměna krevních plynů. Simulace by měla být schopna počítat ohřev krve a transport krevních plynů.

Vstupem do modelu oxygenátoru bude průtok krve, vody a plynů. Nejprve voda bude ohřívat krev a poté proběhne mezi plyny a krví výměna CO_2 a O_2 . Pro vstupující krev se bude brát v úvahu její tlak, totální koncentrace CO_2 a O_2 , koncentrace vodíkových iontů, koncentrace jednotlivých acidobazických bufrů a faktory, které ovlivňují saturaci kyslíkem (například DPG). Uživatel bude moci nastavit koncentraci vstupních plynů (O_2), podle které model vypočítá celkovou výstupní koncentraci krevních plynů (viz rovnice 1.1.)

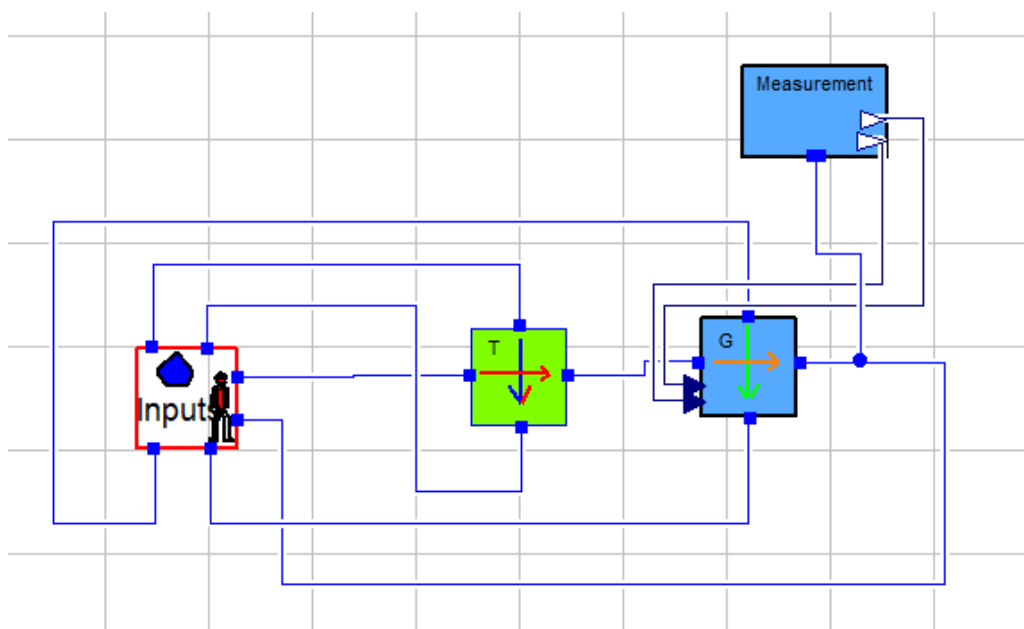
$$PV = nRT, \quad (1.1)$$

kde P je tlak plynu (Pa), V objem plynu (m^3), n látkové množství (mol), R plynová konstanta $8.3144621 \text{ (J.K}^{-1}.\text{mol}^{-1})$ a T termodynamická teplota (K).

Dále bude možno nastavit teplotu vody, která bude ohřívat krev. Výstupem z modelu budou přibližné hodnoty krve, vystupující z oxygenátoru. Model by mělo být možné propojit s komplexním modelem HumMod Golem Edition, tudíž by tento virtuální oxygenátor mohl sloužit jako trenažér pro vyučování akutní medicíny.

2. ZPRACOVÁNÍ

Model má několik částí, z nichž každá plní jednu svou základní funkci. Zjednodušený oxygenátor jako celek má na vstupu neokysličenou, studenou krev, která z oxygenátoru vystupuje okysličená a ohřátá na námi požadovanou teplotu. Teplo krvi předává voda, která má stejnou teplotu, jakou požadujeme na výstupu od krve. Neokysličená krev se stane okysličenou po průchodu částí modelu, která krvi předává kyslík a odebírá jí oxid uhličitý. Výměna plynů probíhá pomocí změn parciálních tlaků jednotlivých složek vzduchu, přiváděného do bloku.

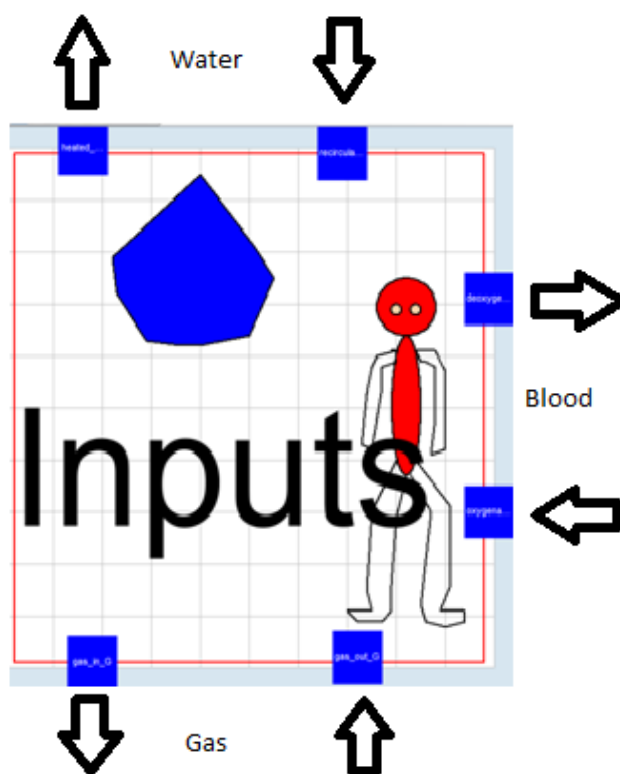


Obrázek 3: Celkové schéma zapojení oxygenátoru v programu Dymola

Na začátku jsme vyrobili konektor jménem Port, který obsahuje všechny parametry, které v modelu používáme. Konkrétně se jedná o relativní tlak [Pa], volumeFlow [m^3], enthalpii [J/m^3], ctO₂ [mmol/l] což je koncentrace kyslíku v krvi, ctCO₂ [mmol/l] je koncentrace oxidu uhličitého v krvi, ctTHox [mmol/l] je koncentrace H⁺ iontů v okysličené v krvi, ctHb [mmol/l] je koncentrace hemoglobinu v krvi, ctAlb [mmol/l] je koncentrace albuminu v krvi, ctGlb [g/l] je koncentrace globulinu v krvi, ctPO₄ [mmol/l] je koncentrace fosfátů v krvi a cDPG [mmol/l] což je koncentrace bifosfoglycerolů v krvi [7].

2.1 Blok Inputs

Náš model je složen z dílčích částí. První blok jménem Inputs (viz obrázek 4) je zároveň vstupem i výstupem z modelu. Obsahuje šest portů. První port `gas_in_G` je vzduch obohacený o kyslík, který okysličuje krev. Tento port z bloku Inputs vystupuje a do celkového modelu vstupuje. Druhým portem je `gas_out_G`. Tento port je vlastně výstup z modelu a vstup do bloku Inputs. Deoxygenated_blood je třetí port. Ten představuje neokysličenou krev, která z bloku Inputs vystupuje a do systému vstupuje. Čtvrtý port jménem `Oxygenated_blood` je vlastně celkovým výstupem z modelu a v praxi by měl být napojen do cévního systému člověka a přivádět mu okysličenou krev. Pro ohřívání krve využíváme vodu, která krvi předává teplo. Na to nám slouží zbylé dva porty v bloku Inputs. Z bloku Inputs tato voda do modelu vstupuje portem `Heated_water`, zde předá své teplo krvi a do Inputs se vrací jako `Recirculated_water`. Uživatel si může zvolit, na jakou teplotu se má krev ohřát, popřípadě ochladit.

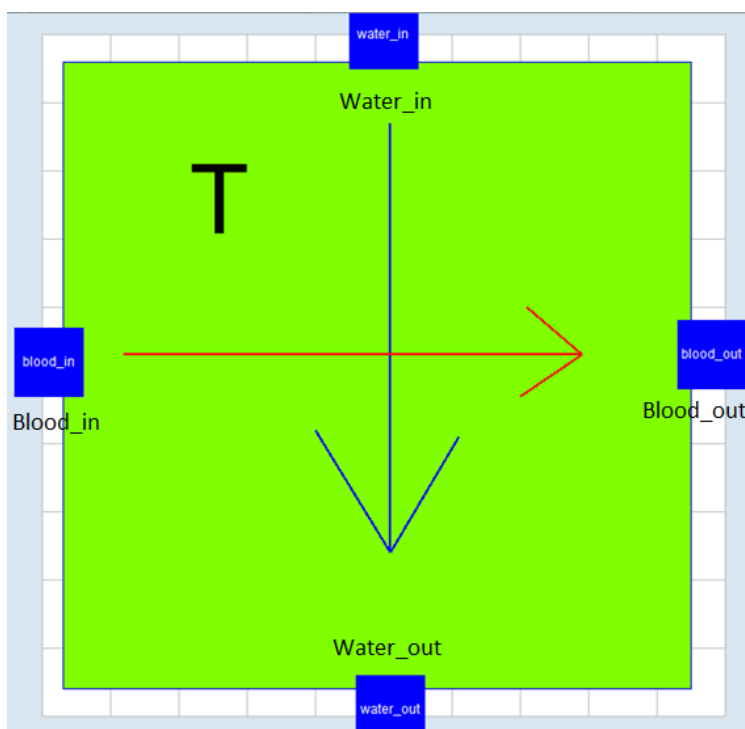


Obrázek 4: Blok Inputs

Samotný model oxygenátoru se nám skládá z bločku T zajišťujícího ohřívání či chlazení krve a z bloku G, který se stará o okysličení krve. Přenos plynů se řídí pomocí jejich parciálních tlaků, které počítáme v bloku Measurement.

2.2 Blok T

Blok T má celkem čtyři porty. Dva z nich slouží pro vstupující a vystupující krev. Druhé dva potom pro vstupující a vystupující vodu. Do bloku T vstupuje voda ohřátá na určitou teplotu (například 38°C) portem water_in. Dále sem vstupuje krev s určitou teplotou (například 35°C) portem blood_in. V bloku se tyto teploty vyrovnají a výstupem je voda a krev o stejné teplotě.



Obrázek 5: Blok T, průtoky krve a vody

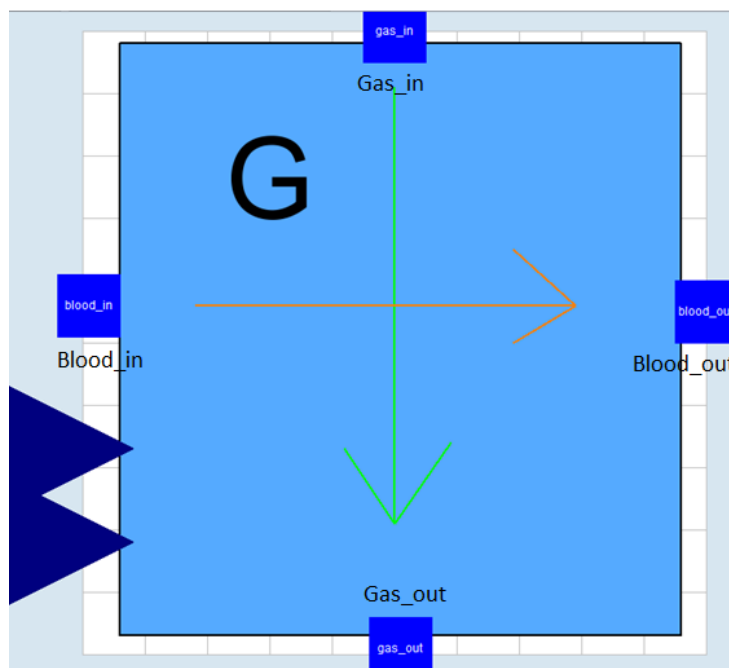
Pro možnost přesného nastavení teploty výstupní krve by se mohla v modelu použít regulační smyčka. V našem případě je tedy možné nastavit teplotu vody, která se pak vyrovná s teplotou krve a tím krev ohřeje. Regulační smyčka by sledovala, o kolik stupňů se krev ohřívá, a umožňovala by přesnější nastavení teploty výstupní krve. V našem případě se jedná o zjednodušený model bez této regulační smyčky. Směry toků jak krve, tak vody jsou patrné na obrázku 5.

2.3 Blok G

Druhým blokem, ve kterém dochází k úpravám vlastností krve, je blok G. Tento blok slouží k výměně dýchacích plynů, tudíž k přivádění kyslíku do krve a odvádění oxidu uhličitého z krve. Do tohoto bloku vstupují údaje o parciálních tlacích kyslíku a oxidu

uhlíčitého zjištěných z krve pomocí bloku Measurement. Spojením tohoto bloku s blokem G pomocí RealOutputs a RealInputs dochází k vytvoření rovnice, ve které platí, že hodnoty parciálních tlaků O_2 a CO_2 v krvi a plynu vtékajícího do G se rovnají.

Směry průtoků plynu a krve jsou patrné na obrázku 6.



Obrázek 6: Blok G, průtoky krve a plynů

Vstupující plyn má větší koncentraci O_2 , v našem případě od 15 do 30% a téměř nulovou koncentraci CO_2 . V bloku G plyn část O_2 odevzdá krvi a naopak z krve přijme část CO_2 . Výstupní koncentrace O_2 v plynu je tedy nižší v porovnání se vstupující a koncentrace CO_2 je naopak vyšší.

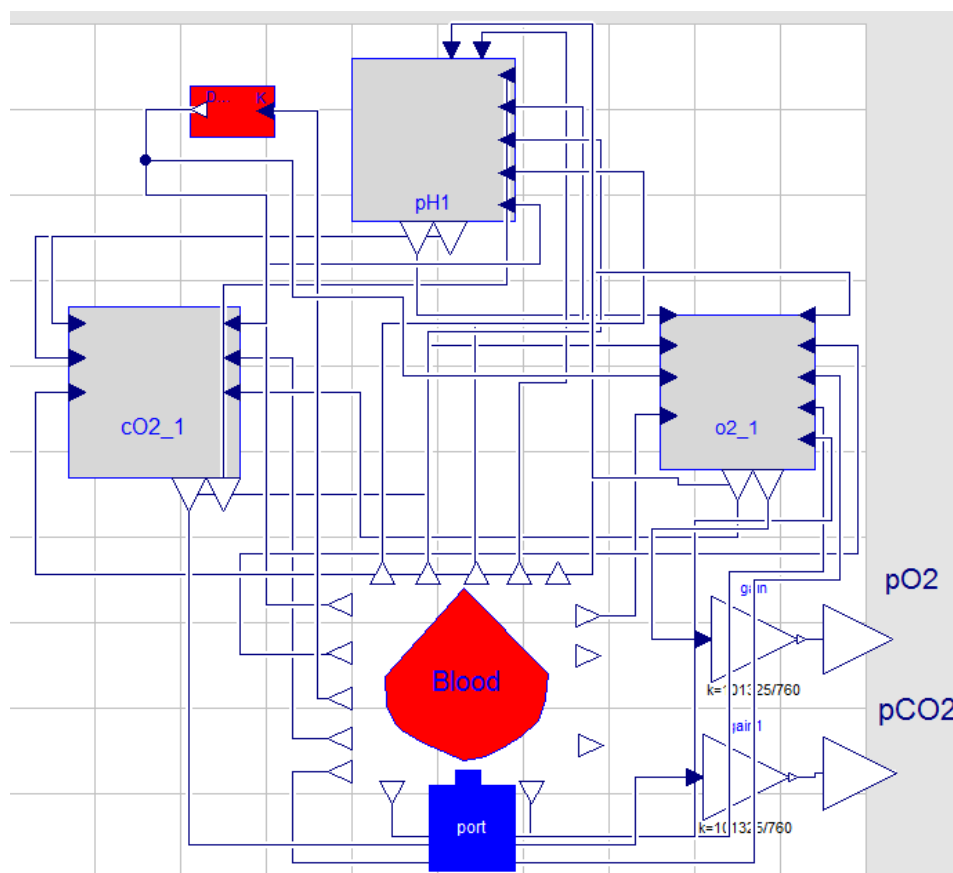
Vstupující krev má malou koncentraci O_2 (6.326 mmol/l) a vyšší koncentraci CO_2 (22.83 mmol/l). Na základě vyrovnání parciálních tlaků krev přijímá část O_2 z plynu a odevzdává mu část CO_2 . Výsledné koncentrace plynů v krvi jsou tedy takové, že koncentrace O_2 je vyšší v porovnání se vstupující krví a CO_2 je nižší.

2.4 Blok Measurement

Tento blok slouží pro měření parciálních tlaků O_2 a CO_2 v krvi. Toto měření probíhá pomocí bloků, které se přímo týkají všech parametrů krve. Blok Blood nám přivádí do bloku Measurement informace o krvi protékající blokem G a bloky CO_2 , O_2 a pH z těchto informací

určí hodnoty parciálních tlaků O_2 a CO_2 potřebné pro blok G, aby došlo k výměně plynů mezi plynem a krví. Vstupní hodnoty jsou do tohoto bloku přivedeny opět portem. Schéma zapojení bloku Measurement vidíme na obrázku 7. Gain jsou v tomto bloku přítomny z důvodu úpravy jednotek. Stejně tak i blok ConvertorKtodegC, který převádí jednotky teploty Kelvin na jednotky stupně Celsia.

Spojením bloku Measurement s blokem G dochází k vyrovnání parciálních tlaků CO_2 a O_2 v krvi a procházejícího plynu. Toto spojení je jednou z nejdůležitějších rovnic pro celkové okysličení krve.



Obrázek 7: Blok Measurement

2.4.1 Blok Blood

Výstupní hodnoty bloku Blood spojíme s jednotlivými bloky týkajícími se informací o parametrech krve. Pomocí bloku Blood přivedeme do celkového bloku Measurement informace o krvi vytékající z bloku G a na základě těchto informací blok Measurement spočítá parciální tlaky O_2 a CO_2 .

2.4.2 Blok CO₂

Tento blok se týká oxidu uhličitého obsaženého v krvi. Jedním z výstupů tohoto bloku je pro nás důležitý parciální tlak CO₂ v krvi. Tento tlak je i výstupem z celkového modelu Measurement. Po spojení s bloky O₂, pH a Blood je tento blok schopen parciální tlak CO₂ zjistit.

2.4.3 Blok O₂

Tento blok zjišťuje parciální tlak O₂ v krvi z ostatních parametrů vstupujících z bloků Blood, pH a CO₂. Jedním z výstupů tohoto bloku je také parciální tlak O₂ obsaženého v krvi. Tento tlak je opět výstupem z celkového bloku Measurement a na jeho základě probíhá výměna plynů v bloku G.

2.4.4 Blok pH

Do bloku pH vstupují parametry krve z bloku Blood, O₂ a CO₂. Vystupují údaje o pH krve a pH erytrocytů. Blok slouží pro poskytnutí těchto údajů důležitých při zjišťování parciálních tlaků O₂ a CO₂.

2.4.5 Blok Convertor

Blok ConvertorKtodegC slouží pro převod jednotek teploty z Kelvinů na stupně Celsia. Blok je zařazen proto, aby bylo model možné napojit na celkový model Hummod, kde se například v bloku CO₂ počítá s teplotou v jednotkách stupně Celsia.

3. ZÁVĚR

Cílem naší práce bylo namodelovat oxygenátor používaný v ECMO. Model dokáže simulovat ohřívání a okysličování krve pacienta připojeného na tento typ mimotělního oběhu. Tento model lze využívat pro ohřívání krve na různé teploty. Uživatel může nastavit teplotu vody, která pak tuto teplotu krvi odevzdá. Pro přímé a přesné nastavení teploty výstupní krve by bylo nutné model vylepšit zařazením regulační smyčky.

V bloku okysličování krve lze nastavit hodnoty koncentrace kyslíku v plynu. Čím jsou tyto hodnoty vyšší, tím více se výstupní krev okyslíčí.

Po vylepšení modelu, zpřesnění fyzikálních a fyziologických hodnot a propojení se stávajícím modelem Hummod by tento systém mohl sloužit jako pomůcka při výuce jak mediků, tak budoucích biomedicínských inženýrů. Další vylepšení modelu bychom rády zrealizovaly v diplomové práci.

4. ZDROJE

[1] Extracorporeal membrane oxygenation [online].

[cit. 30-01-2012]. Dostupný z WWW:

[http://en.wikipedia.org/wiki/Extracorporeal_membrane_oxygenation]

[2] Klaus Lewandowski: Extracorporeal membrane oxygenation for severe acute respiratory failure; Crit Care. 2000; 4(3): 156–168.

[3] Madershahian N, Nagib R, Wippermann J, Strauch J, Wahlers T (2006). "A simple technique of distal limb perfusion during prolonged femoro-femoral cannulation.". J Card Surg 21 (2): 168–9.

[4] Wang D, Zhou X, Liu X, Sidor B, Lynch J, Zwischenberger JB (2008). "Wang-Zwische double lumen cannula-toward a percutaneous and ambulatory paracorporeal artificial lung.". ASAIO J 54 (6): 606–11.

[5] Angelica Oung (2008-01-31). "Patient recovers after 117 days of ECMO treatment". Taipei Times. Retrieved 2011-02-01.

[6] LONSKÝ, V. *Mimotělní oběh v klinické praxi* (Grada 2004)

[7] ANDERSEN, Siggard. Hydrogen Ion, Carbon Dioxide, and Oxygen in the Blood. [online]. [cit. 2012-02-05]. Dostupné z: <http://www.siggaard-andersen.dk/>