

Oponentský psudek k diplomové práci

**Bc. Jana Kováře**

nazvané

**Matematické modelování perfuze myokardu pomocí mřížkové Boltzmannovy metody**

**Oponent:**

Prof. Dr. Ing. Eduard Rohan, DSc.  
Katedra mechaniky, NTIS,  
Fakulta aplikovaných věd,  
Západočeská univerzita,  
Univerzitní 8, 3010 Plzeň.

---

**Obsah práce a dosažené výsledky** Diplomová práce Bc. Jana Kováře je věnována modelování proudění a transportu kontrastní látky v srdeční tkáni s důrazem na použití mřížkové Boltzmannovy metody. Jedná se o téma velmi aktuální s možným využitím při vývoji efektivních výpočetních modelů pro diagnostiku prokrvených tkání nejen v kardiologii. Principy numerického modelování zmíněnou metodou lze přenést i do jiných příbuzných matematických problémů mající charakter advekce a difúze. Práce čítající přes 80 stran, psaná česky a je rozčleněna do 4 kapitol, jimž předchází krátký úvod. Její první část je věnována vysvětlení základních pojmů, předpokladů modelování a stručnému anatomickému a morfologickému úvodu a do problematiky diagnostiky srdeční tkáně perfúzním vyšetřením s podáním kontrastní látky. Matematický model je zaveden v kapitole 2., kde jsou uvedeny příslušné diferenciální rovnice, počáteční a okrajové podmínky. Pro úlohy perfúze a transportu kontrastní látky v bezrozměrném tvaru je v kapitole 3. zavedena mřížková metoda, jíž se diplomant zabýval již v rámci své bakalářské práce. Jsou zde uvedena diskretizační schemata, resp. kolizní modely mřížkové metody pro obě nesdružené úlohy. Podobně jsou formálně zavedena diskretizační schemata pro jednotlivé typy okrajových podmínek. Počáteční podmínky jsou předepsány jako nulové pro proudění a jako rovnovážná distribuce pro úlohu transportu. V práci se předpokládá ustálené proudění, které umožňuje oddělit řešení obou úloh a tedy řešit nestacionární transport kontrastní látky samostatně s využitím ustáleného advektivního pole rychlostí. Kapitola 4. obsahuje výsledky několika výpočetních studií, které diplomant provedl pomocí výpočetních prostředků pracoviště rozšířených o jím implementovanou diskretizaci modelu transportu mřížkovou metodou. Tyto studie se zabývají jejími vlastnostmi s ohledem na některé parametry diskretizace ve vztahu k výpočetní náročnosti. Dále jsou zkoumány vlastnosti

modelu perfúze pro různé způsoby simulace defektů. Model založený na popisu proudění v řečišti arteriol do světlosti  $25 \mu\text{m}$  pomocí Navierových Stokesových rovnic je porovnán s blíže nespecifikovaným modelem porézního prostředí s odkazem na literaturu. K vyhodnocení vlivu defektů na vjem distribuce kontrastní látky se využívají průměrované koncentrace. Závěry práce poukazují zejména na výhody masivně paralelních výpočtů díky použitým diskretizačním schématům metody. V tomto ohledu diplomant přispěl především implementací modelu transportu kontrastní látky. Výsledky simulací umožnily posoudit použitelnost modelu pro diagnostiku perfúze. Autor dochází ke zjištění, že vliv defektů je možné identifikovat pomocí lokálně průměrovaných koncentrací, ačkoliv průměrované veličiny přes celou oblast jsou jen velmi málo citlivé.

**Splnění cílů** Cíle diplomové práce vyplývající ze specifikace jejího zadání byly splněny. Práce obsahuje úvod do problematiky provedený v dostatečné kvalitě. Byl zaveden matematický model vycházející ze zjednodušeného popisu mikrocirkulace v tkáni. Pro formulace úloh perfúze i transportu kontrastní látky byla navržena numerická schémata vycházející z Boltzmannovy mřížkové metody, které bylo diplomantem částečně implementováno na platformě již existujícího software vyvíjeného na školícím pracovišti FJFI ČVUT v Praze. Testování vlastností modelu a numerických schémat na základě provedených simulací přineslo užitečná pozorování, která umožní další propracování metodiky modelování perfúze myokardu i tkání jiných, ovšem při korekci modelu ve smyslu níže uvedených poznámek.

**Formální aspekty práce** Diplomová práce má logickou strukturu členění jednotlivých kapitol, které jsou opatřeny krátkým úvodem a souhrnem. Po jazykové a stylistické stránce je velmi zdařilá a má i velmi dobrou grafickou úroveň. Použité zdroje jsou náležitě citovány. Seznam literatury čítá 37 položek a lze jej považovat za dostačující s ohledem na obsah a zaměření práce. Byť se jedná o diplomovou práci, její rešeršní část je ovšem velmi skromná v rámci poměrně rozsáhlé zpracovávané problematiky.

## Připomínky a dotazy k obhajobě

1. Topologie vycházející z rozkladu oblasti na 2 části, tedy část představující arterioly a část parenchymu zahrnující kapilární řečiště a vlastní tkáň, neumožňuje respektovat hierarchii perfúzního systému (arterioly, kapiláry, venuly), který je tvořen přírodním arteriálním stromem a odvádějícím stromem venózním. V praxi je sice obtížné rozlišit z mikrografů arterioly od kapilár a venul, nelze ale tuto skutečnost opominout, jestliže má model odpovídat realitě, viz například níže uvedené publikace. Interpretace výsledků uvažovaného modelu pro vyhodnocování kvality perfúze a pro diagnostiku zobrazovacími metodami je proto velmi sporná.

E. Rohan, V. Lukeš, and A. Jonášová, Modeling of the contrast-enhanced perfusion test in liver based on the multi-compartment flow in porous media. *J Math Biol.*, 77:421-454, 2018.

E. Rohan, J. Turjanicová, and V. Liška, Geometrical model of lobular structure and its importance for the liver perfusion analysis. PLOS ONE 16(12): e0260068, 2021

E. Rohan, J. Turjanicová, V. Lukeš, Multiscale modelling and simulations of tissue perfusion using the Biot-Darcy-Brinkman model. Comp & Struct, 251, 106404, 2021.

2. Vzhledem k jednolitému popisu parenchymu jako porézního prostředí, v němž se kontrastní látka (KL) šíří jen difúzí, nelze pomocí navrženého modelu rozlišit přítomnost KL ve tkáni (mimo kapiláry), kde se může šířit jinou rychlostí, což dále ovlivní “roz-mazání bolusu” KL v čase. Jaké jsou důsledky pro interpretaci modelu v kontextu diagnostiky stavu perfúze a patologie kapilárního řečiště?
3. Tvar polygonálních podoblastí sestávajících z přímých úseků s odklony  $\pi/4$  jsou zřejmě zvoleny s ohledem na diskretizaci mřížkovou metodou. Jak se tato metoda dokáže vypořádat s obecnějším tvarem oblastí? Lze uvažovat neuniformní diskretizaci?
4. Rozložení rychlosti na obr. 4.10 ukazuje na nerovnoměrnost proudění v “horizontálních” a “šikmých” úsecích, čím to je?
5. V práci se značná pozornost věnuje vlivu Sherwoodova čísla, potažmo přestupního koeficientu  $k$  v Newtonově transmisní podmínce. Jakou fyziologickou interpretaci tento koeficient má?
6. Jaké komplikace by přineslo rozšíření úlohy pro 3D modely? Je možné, případně i vhodné použít Boltzmannovu mřížkovou metodu pro popis poroelastického deformovatelného kontinua? Je možné ji kombinovat s jinými numerickými metodami, např. s metodou konečných prvků?

**Celkové hodnocení práce a doporučení** Diplomant se dokázal vypořádat s poměrně komplexní úlohou modelování perfúze biologické tkáně. Prokázal schopnosti po stránce popisu fyzikálního a matematického modelu, jeho numerické aproximace mřížkovou metodou a implementace s využitím dostupných programovacích modulů. Za mírný nedostatek považují slabší rešeršní část, která neodráží současný stav vědění v oblasti modelování perfúze. Závěry diplomové práce jsou však jasně prezentovány a jsou podloženy provedenými výpočetními studiemi. Vzhledem k výše uvedenému, i přes některé připomínky ke koncepci modelu samotného, navrhuji hodnotit tuto diplomovou práci známkou A-výborně a doporučuji ji k obhajobě inženýrského titulu.

V Plzni dne 18.5.2022

Prof. Dr. Ing. Eduard Rohan, DSc.  
oponent