

VĚDECKÉ SPISY VYSOKÉHO UČENÍ TECHNICKÉHO V BRNĚ

Edice PhD Thesis, sv. 350

ISSN 1213-4198

thesis IS

Ing. Simona Fialová

Čerpadlo
pro mimotělní krevní oběh

Vysoké učení technické v Brně
Fakulta strojního inženýrství
Energetický ústav
Odbor fluidního inženýrství Victora Kaplana

Ing. Simona Fialová

ČERPADLO PRO MIMOTĚLNÍ KREVNÍ OBĚH

THE EXTRACORPORAL BLOOD PUMP

Zkrácená verze Ph.D. Thesis

Obor: *Konstrukční a procesní inženýrství*

Školitel: *Prof. Ing. František Pochylý, CSc.*

Oponenti: *Prof. Ing. Jaroslav Bláha, DrSc.*
Prof. Ing. Pavel Št'áva, CSc.
Prof. Ing. Jan Melichar, CSc.

Datum obhajoby: 20. 7. 2005

Klíčová slova:

Odstředivé čerpadlo, trajektorie částice, ztráty v čerpadle, nestability proudění, vířivé čerpadlo, měrná energie, CFD analýza, PIV měření, membránové čerpadlo, magnetická pryž, paměť materiálu, matematický model, velká deformace hranice

Key words:

Centrifugal pump, particle trajectory, pump losses, flow instabilities, side channel pump, specific energy, CFD analysis, PIV measurement, diaphragm pump, magnetic rubber, material memory, mathematical model, large deformation of boundary

Místo uložení originálu disertace:

VUT-FSI, Oddělení vědy a výzkumu (RNDr. Marie Peichlová, CSc.).

OBSAH

	str.
Seznam použitých veličin	5
1. Současný stav problematiky	6
2. Cíl práce	6
3. Zvolené metody zpracování	8
3. 1 Odstředivé čerpadlo s kuželovým rotorem	8
3. 2 Vířivé čerpadlo	10
3. 3 Membránové čerpadlo	13
a) Mechanické vlastnosti magnetických pryží	13
b) Materiály s magnetickou tvarovou pamětí	14
c) Návrh membránového čerpadla s membránou z magnetické pryže	15
d) Matematický model tělesa s velkou deformací hranice	15
4. Hlavní výsledky práce	18
5. Použitá literatura	18
6. Curriculum vitae	20
7. Závěr	22
7. 1 Conclusion	23

Seznam vybraných použitých veličin:

<i>Označení</i>	<i>Jednotka</i>	<i>Popis</i>
A_i	$[Pa \cdot s^{-1}]$	pomocná konstanta
b_i	$[s^{-1}]$	pomocná konstanta
B_{mnp}	$[I]$	Bernsteinův polynom
c_i	$[m \cdot s^{-1}]$	složky absolutní rychlosti
c_{ui}	$[m \cdot s^{-1}]$	složky absolutní rychlosti do obvodového směru
c_m	$[m \cdot s^{-1}]$	meridiální rychlost
M_m	$[N \cdot m]$	m-tá složka momentu k ose rotace
M_k	$[N \cdot m]$	kroučící moment
$M_{D,t}$	$[N \cdot m]$	kroučící momenty vyvolané viskózními silami
p, P	$[Pa]$	tlak
$p_{0,1}$	$[Pa]$	tlak na vstupu do čerpadla
P_{mnp}	$[J \cdot kg^{-1}]$	hodnota tlaku jednotlivých vrcholů polygonu
P_K	$[W]$	příkon
q	$[m^3 \cdot s^{-1}]$	průtok komůrkami vířivého čerpadla
Q	$[m^3 \cdot s^{-1}]$	průtok
\mathbf{r}_{mnp}	$[m]$	polohové vektory vrcholů polygonu
R	$[m]$	poloměr oběžného kola
S, Γ	$[m^2]$	plochy
u^i	$[I]$	křivočaré souřadnice
u	$[m \cdot s^{-1}]$	obvodová rychlost
V	$[m^3]$	objem
V_1	$[m^3]$	objem vnitřního prostoru čerpadla včetně oběž. kola
w_{imnp}	$[m \cdot s^{-1}]$	složky relat. rychlosti jednotlivých vrcholů polygonu
x_i	$[m]$	složky prostorové souřadnice
Y	$[J \cdot kg^{-1}]$	měrná energie
$2\mathcal{D}$	$[W]$	celková disipační funkce
$\Phi(t)$	$[Pa \cdot s^{-1}]$	paměť materiálu
$\delta(t)$	$[I]$	Diracova funkce
ε	$[I]$	relativní prodloužení
ε_{ijk}	$[I]$	Levi-Civitův tenzor
σ	$[Pa]$	napětí při jednoosé napjatosti
η	$[Pa \cdot s]$	dynamická viskozita
ω	$[rad \cdot s^{-1}]$	úhlová rychlost
ψ	$[rad]$	úhel roztečného kužele
Π_{ij}	$[Pa]$	tenzor smykových napětí
Ω	$[rad \cdot s^{-1}]$	úhlová rychlost kapaliny

1. SOUČASNÝ STAV PROBLEMATIKY

U současně používaných čerpadel se řeší problémy vysoké hemolýzy, velikost přídavného zařízení, jejich finanční nákladnost a nízká účinnost.

U peristaltických čerpadel dochází při chodu krátkodobému zpětnému proudění v důsledku obráceného tlakového gradientu při propojení oblasti s vyšším tlakem (za kladkou) a nižším tlakem (před kladkou). To způsobuje nárůst smykového napětí a následně nevratné poškození červených krvinek – už zmiňovanou hemolýzu.

Nevýhodou hydrodynamických čerpadel je obtížná sterilizace průtočných prostor. U bezlopatkových čerpadel, kde probíhá čerpání prostřednictvím smykových sil, vznikají Stuartovy víry a Taylorovy víry. Oba tyto druhy vírů mohou způsobovat vysoká smyková napětí a tím poškozovat krevní elementy. Lopatková čerpadla hrozí vznikem hemolýzy na podtlakové straně lopatek, velký vliv na hemolýzu také bude mít lokální vír na výstupu z oběžného kola.

Nevýhodou membránových čerpadel je velký rozměr a objemný řídicí systém. Problémem bude také popis proudění uvnitř čerpadla. Při čerpání bude v prostorách čerpadla vznikat velké množství vírů a profil proudění bude pravděpodobně turbulentní. To je samo o sobě nevyhovující, protože v lidském těle je proudění laminární. Nejen zmíněné problémy s velikostí mechanických pohonů membránových čerpadel, ale také velikost a riziko použití pneumatických pohonů (jediná bublinka v cévním řečišti může pacienta zabít) vedl k hlubšímu zájmu o magnetické materiály a vlastnosti magnetických pohonů.

2. CÍL PRÁCE

Cílem disertační práce je nalezení principu rotačního čerpadla, které by dosahovalo parametrů lidského srdce při otáčkách nižších než 2000/min., bez ohledu na vlastnosti krve a s ní spojené problémy.

Koncepce byla vedena dvěma směry. V prvním případě bylo záměrem navrhnout čerpadlo podpůrné (pro mimotělní krevní oběh - extracorporální) a v druhém čerpadlo, využitelné jako totální srdeční náhrada (intracorporální).

V rámci Písemného pojednání ke státní doktorské zkoušce byly zhodnoceny stávající konstrukce čerpadel pro mimotělní krevní oběh z hlediska výkonu i degradace krve.

Z provedených analýz vyplývá, že degradaci krve je možné snížit nízkým smykovým napětím a od tohoto pohledu se odvíjí koncepce jednotlivých druhů

čerpadel. Tenzor nevratných napětí závislý na dynamické viskozitě kapaliny lze vyjádřit vztahem:

$$\Pi_{ij} = \eta \cdot \left(\frac{\partial c_i}{\partial x_j} + \frac{\partial c_j}{\partial x_i} \right) \quad \text{pro } i \neq j$$

Z mimodiagonálních složek nevratného tenzoru napětí vyplývá, že v oboru proudění krve budou nebezpečná ta místa, kde jsou gradienty jednotlivých složek rychlostí příliš velké. U lopatkových čerpadel jsou to zejména místa povrchů lopatek, oblasti lokálního víru a u všech druhů čerpadel bez výjimky statorové části interiéru čerpadel. Z tohoto pohledu je již možno hodnotit koncepci čerpadel první i druhé skupiny (extracorporální i intracorporální).

U **srdečních náhrad** jsou přípustné pouze malé rozměry čerpadel. U stávajících konstrukcí lze požadovaného výkonu dosáhnout pouze vysokými otáčkami. To může mít za následek zvýšení hodnot smykového napětí. Cílem pro tuto skupinu čerpadel bude nalezení takového konstrukčního řešení, které by při dostatečně malých rozměrech a přijatelných otáčkách dosahovalo požadovaného výkonu.

U čerpadel pro mimotělní krevní oběh není velikost prioritou, proto je hydraulické řešení tohoto problému snazší a dají se najít taková, jejichž konstrukce nebude v rozporu s vlastnostmi srdce. Možné varianty jsou uvedeny v této Disertační práci.

Problematiku návrhu by značně zjednodušilo použití materiálů nesmáčivých vůči krvi. U nesmáčivých materiálů nedochází k ulpívání krve na pracovních částech čerpadla, a tudíž ani k narůstání hodnot smykového napětí. Protože podmínky pro vznik turbulentního proudění jsou spojeny s konvektivním členem Navier-Stokesových rovnic $\rho \cdot \frac{\partial c_i}{\partial x_j} \cdot c_j$, tedy opět s vyššími hodnotami gradientu jednotlivých složek rychlostí, lze předpokládat, že při použití nesmáčivých materiálů budou výrazně menší možné turbulentní fluktuace, resp. k turbulentnímu proudění vůbec nedojde.

Byly navrženy následující principy čerpadel:

- rotační
- vířivé
- membránové

3. ZVOLENÉ METODY ZPRACOVÁNÍ

V disertační práci byly veškeré typy čerpadel zpracovány obsáhle nejprve z hlediska teoretického a posléze i experimentálního ověření.

3.1 Odstředivé čerpadlo s kuželovým rotorem

Před konstrukcí odstředivého čerpadla s kuželovým rotorem bylo nutné odvodit vztah pro tlak na výstupu kužele v závislosti na unášivé rychlosti kapaliny a trajektorii částice na kuželové ploše. Vycházelo se z Lagrangeova pojetí kontinua, rovnice kontinuity a rovnice rovnováhy pro nestlačitelnou tekutinu s využitím křivočarých souřadnic a Einsteinovy sumační symboliky. Výsledný vztah pro tlak na výstupu z kužele je:

$$\begin{aligned} \frac{d^2 x_i}{dt^2} \cdot \text{grad} x_i + \text{grad} \tilde{p} &= 0 \\ x_i^{\bullet\bullet} \cdot \text{grad} x_i + \text{grad} \tilde{p} &= 0 \end{aligned} \quad (1)$$

Za x_i dosadíme do tohoto vztahu závislost souřadnice na poloměru kužele R , který je časově závislý. Úpravami získaný vztah pro tlak na výstupu z kužele je funkcí tlaku na vstupu, meridiální rychlosti, úhlu roztečného kužele, úhlové rychlosti kapaliny a času. Z výrazu (2) plyne, že tlak roste s druhou mocninou unášivé rychlosti tekutiny:

$$p = p_0 + \frac{1}{2} \cdot \Omega^2 \cdot R^2 = p_0 + \frac{1}{2} \cdot \Omega^2 \cdot c_m^2 \cdot \sin^2 \psi \cdot t^2 \quad (2)$$

V rámci disertační práce byl rozšířen vývoj čerpadla s kuželovým rotorem, započatý diplomovou prací [15]. Protože ztráty závisí na gradientu rychlosti a v čerpadle s jednoduchým kuželovým rotorem vznikaly vysoká smyková napětí, byl navržen a vyroben nový dvojitý rotor, uvnitř kterého jsou podstatně nižší smyková napětí. Ten je složen ze dvou kuželových ploch, mezi nimiž je mezera konstantní šířky (tato podmínka není nutná). Základní rozměry a výsledky měření dvojitého rotoru jsou upřesněny v disertační práci.

Ani konstrukcí s dvojitým rotorem jsme se nezbavili problému vzniku vírů mezi rotorem a statorem. Vzhledem k tomu, že smyková napětí závisí na velikosti vůle mezi rotorem a statorem – s menší vůlí se výrazně zvyšují; bylo by vhodné zvětšit mezera u stávajícího řešení a snížit tím smyková napětí. Objemové ztráty potom můžeme omezit prací rotoru v oblasti Taylorových vírů [13], [20], [21], kdy tato mezera bude částečně fungovat jako hydraulická ucpávka (samozřejmě i v tomto případě je nutno výpočtem stanovit hodnoty smykových napětí).

Pro lepší představu o proudění v tělese čerpadla, bylo nezbytné teoreticky určit ztráty v čerpadle – v oblasti mezi oběžným kolem a skříní čerpadla, v rotorové mezeře a spirálním tělese. Vycházíme z Navier–Stokesovy rovnice, za předpokladu nestlačitelné kapaliny:

$$\rho \frac{\partial c_i}{\partial t} c_i + \rho \left(\frac{\partial c_i}{\partial x_j} \cdot c_i \right) \cdot c_j - \frac{\partial \Pi_{ij}}{\partial x_j} c_i + \frac{\partial p}{\partial x_i} c_i = 0 \quad (3)$$

Rovnici (3) byla postupnou integrací a využitím Gauss-Ostrogradského věty upravena do tvaru:

$$\int_V \rho \frac{\partial c_i}{\partial t} c_i dV + \frac{\rho}{2} Q(c_2^2 - c_1^2) - \int_{S_1 \cup S_2} \Pi_{ij} c_i n_j dS + 2\mathcal{D} + Q(p_2 - p_1) = P_K \quad (4)$$

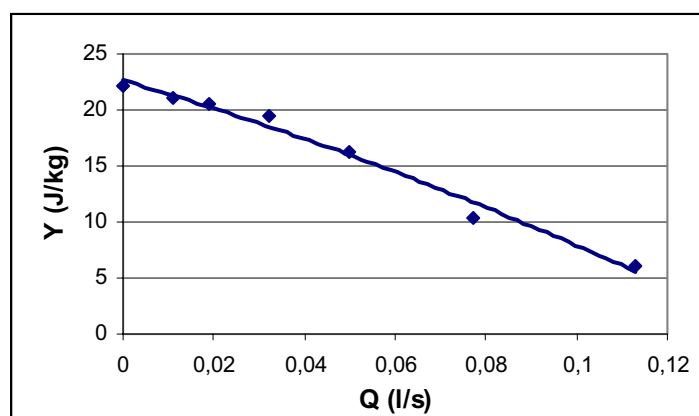
Za předpokladu, že nestacionární člen je zanedbatelný vůči tlakovému, a že velikost druhého integrálního členu nemá na výsledek výrazný vliv. Vstupní i výstupní průměr je stejný (sání a výtlačk čerpadla), a proto se vyruší i poslední rychlostní člen. Získáváme tedy závislost:

$$2\mathcal{D} = P_K - Q(p_2 - p_1) \quad (5)$$

Teoretický základ byl doplněn o hydraulické zkoušky na modelech vyrobených v laboratořích OFI V.K. Bylo provedeno mnoho úprav nejen na rotoru čerpadla, ale hlavně na spirální skříní, která měla zásadní vliv na výstupní ztráty. Úpravami se ustálil průběh Q-Y charakteristiky a bylo dosaženo požadovaného průtoku a měrné energie při otáčkách 3000 ot/min.

n=3000 ot/min

Q	p1	p2	Y
l/s	kPa	kPa	J/kg
0,113	96,66	102,72	6,06
0,073	98,85	106,01	7,16
0,066	99,14	109,55	10,41
0,049	99,71	113,92	14,21
0,041	99,9	116,2	16,3
0,032	100,07	119,55	19,48
0,019	100,27	120,89	20,62
0,011	100,36	121,4	21,04
0	100,33	122,47	22,14



3.2 VÍŘIVÉ ČERPADLO

U odstředivého čerpadla s kuželovým rotorem se nepodařilo dosáhnout vyšší měrné energie při požadovaných nízkých otáčkách, proto bylo navrženo čerpadlo jiného – vířivého – typu, které požadované parametry dosáhne.

Veškerým návrhům předcházela samozřejmě důkladná teoretická studie dané problematiky. Protože základem správného teoretického výpočtu každého čerpadla je odvození vztahu pro měrnou energii. Vztahy pro výpočet měrné energie vířivého čerpadla (např. literatura [18], [19]) jsou zjednodušené a nevyjadřují podstatu proudění v těchto čerpadlech. Proto byl odvozen nový, obecně platný vztah pro měrnou energii vířivého čerpadla, který vyjadřuje podstatu jeho funkce.

Vycházíme z Navier-Stokesovy (N-S) rovnice pro absolutní souřadnicový systém:

$$\rho \cdot \frac{dc_i}{dt} - \frac{\partial \Pi_{ij}}{\partial x_j} + \frac{\partial p}{\partial x_i} = 0 \quad (6)$$

Moment vzhledem k ose rotace je nulový a jeho m-tou složku můžeme pomocí síly F vyjádřit jako:

$$M_m = (x \times F)_m = 0 = (F \times x)_m = \varepsilon_{mni} \cdot x_n \cdot F_i \quad (7)$$

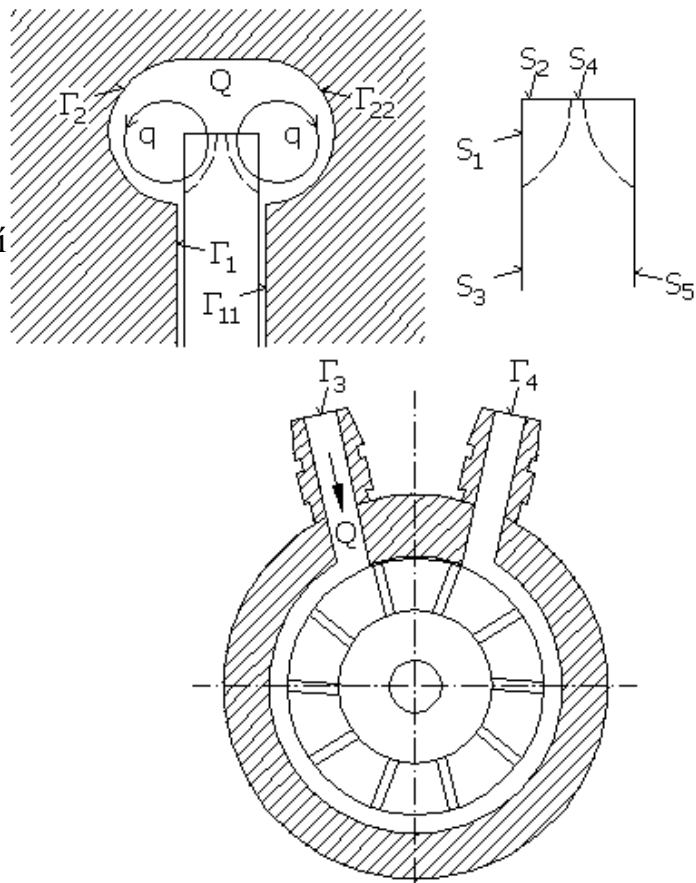
Využitím matematických úprav (integrace, Gauss-Ostrogradského věta), zjednodušujících předpokladů (např. nulové rychlosti na některých plochách uvnitř čerpadla) a předpokladu, že: $Y = \frac{M_K \cdot \omega}{\rho \cdot Q} - \frac{2\mathcal{D}}{Q \cdot \rho}$ upravíme rovnici tak, že získáme vztah pro měrnou energii Y :

$$Y = \frac{[u_1 \cdot c_{u1} - u_2 \cdot c_{u2}] \cdot q}{Q} + \frac{M_D}{Q} \cdot \frac{\omega}{\rho} + \frac{M_t}{Q} \cdot \frac{\omega}{\rho} - \frac{2\mathcal{D}}{Q \cdot \rho} \quad (8)$$

kde $2\mathcal{D}$ - je celková disipační funkce v prostoru V_1 (vnitřní prostor čerpadla včetně oběžného kola):

$$2\mathcal{D} = \int_{V_1} \Pi_{ij} \frac{\partial c_i}{\partial x_j} dV_1$$

Pro lepší představu proudění ve vířivém čerpadle a pro ověření vztahu (8) byla provedena CFD analýza [16], PIV (Particle Image Velocimetry) měření a experimentální měření hydraulických charakteristik čerpadla.

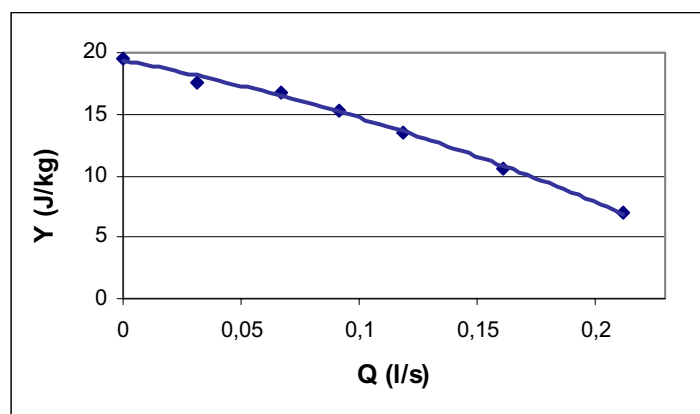


Obr. 1 Označení vnitřních ploch vířivého čerpadla a jednotlivých průtoků plochami

Vířivé čerpadlo – výsledky měření v laboratoři:

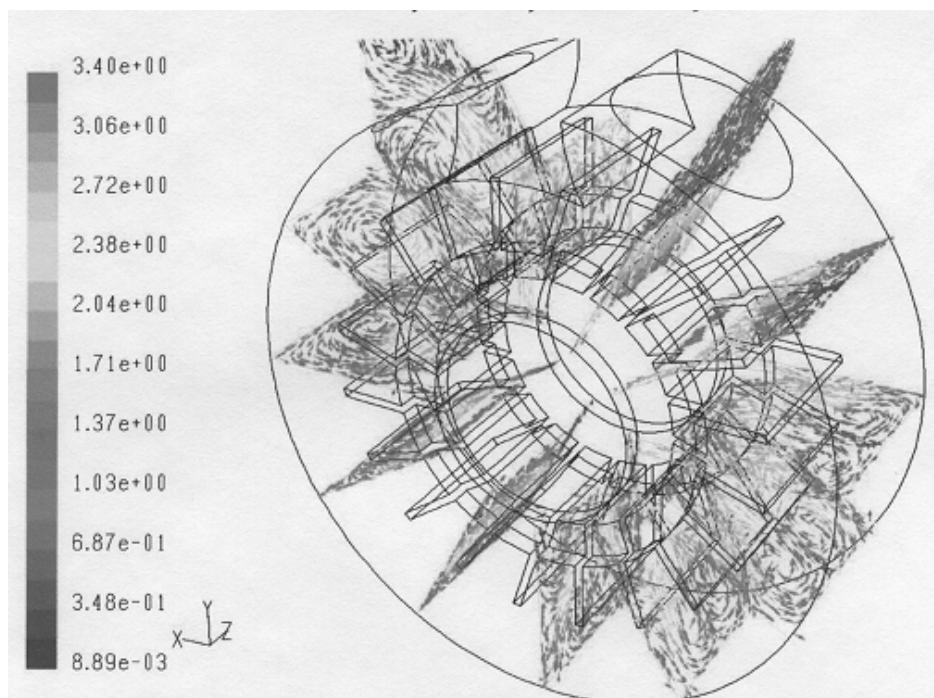
n=2000 ot/min

Q	p1	p2	Y
l/s	kPa	kPa	J/kg
0,212	97,31	104,28	6,97
0,161	97,66	108,27	10,61
0,119	97,87	111,44	13,57
0,092	97,99	113,32	15,33
0,067	98,07	114,84	16,77
0,031	98,13	115,77	17,64
0	98,16	117,73	19,57



Se zvyšujícím se počtem lopatek rostla i měrná energie čerpadla, ale tento nárůst byl velmi citlivý na šířku spáry mezi rotorem a statorem. Proto bylo proměřeno několik variant s rozdílným počtem lopatek i rozdílnými šířkami spáry. Nos spirály ve všech případech překrýval dvě komůrky, tedy kryl rozsah třech lopatek.

Vířivé čerpadlo – CFD analýza:



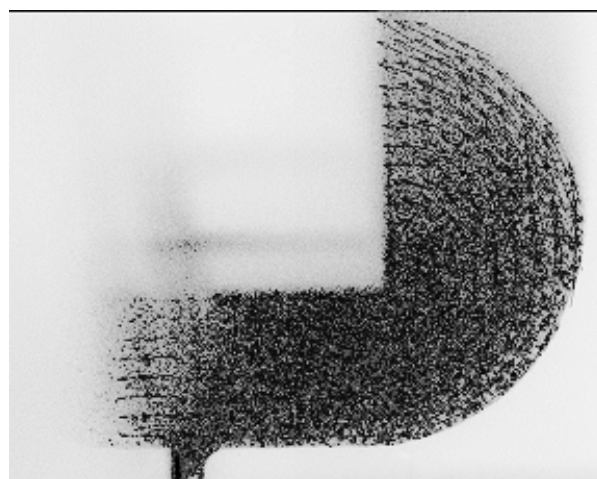
Obr. 2 Průřez vektorů absolutních rychlostí do řezů prostorem čerpadla

Z výsledků CFD analýzy je zřejmé, že předpoklady o proudění (q) pro odvození vztahu (8) pro měrnou energii byly správné.

Vířivé čerpadlo – PIV měření:



Obr. 4 Proudění kolem lopatek vířivého čerpadla



Obr. 3 Proudění komůrkou vířivého čerpadla

Z kvalitativního srovnání CFD výpočtu i PIV experimentu je zřejmé, že představa o existenci bočního víru realizovaná v matematickém modelu měrné energie průtokem q byla správná. Na *Obr. 3* je dobře patrný vznik bočního víru.

3.3 MEMBRÁNOVÉ ČERPADLO

Vyjma konstrukčního řešení této otázky byly předmětem zájmu také materiály, z nichž je vyrobena membrána, z toho vyplývající pohon tohoto čerpadla a také matematický model membránového čerpadla, s velkou deformací hranice.

a) Mechanické vlastnosti magnetických pryží

Jsou známy magnetické materiály, např. ferrit nebo kovy vzácných zemin, kterými je možné plnit pryžovou maticí. Získáme tak magnetickou pryž, která si částečně uchová pružné vlastnosti matrice a zároveň získá magnetické vlastnosti plniva.

Je experimentálně ověřené, že viskoelastické materiály se vyznačují tečením při konstantním zatížení.

Fyzikálně to znamená, že napětí není pouze okamžitou funkcí relativního prodloužení, ale závisí na celé historii přetvoření. Tuto závislost je možno vyjádřit konvolučním integrálem ve tvaru:

$$\sigma = \int_0^t \Phi(t-\tau) \cdot \varepsilon(\tau) d\tau \quad (9)$$

kde σ je napětí při jednoosé napjatosti
 ε je odpovídající relativní prodloužení

V dalším vidíme, že mezi tyto materiály patří i magnetické pryže. Cílem této práce bylo stanovení paměti materiálu $\Phi(t)$.

Funkci $\Phi(t)$ lze vyjádřit ve tvaru řady:

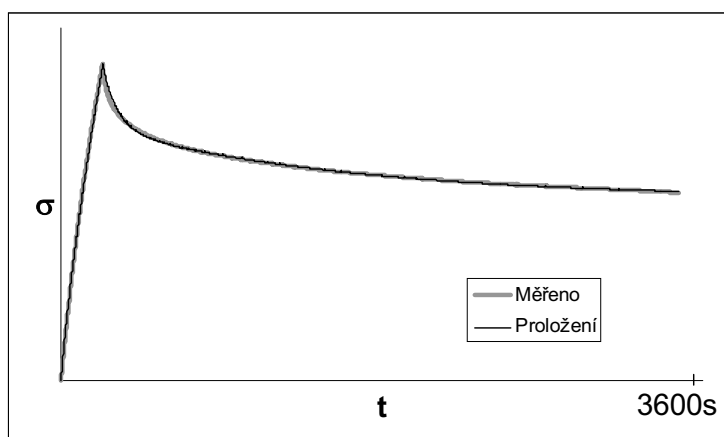
$$\Phi(t) = \sum_{i=1}^n A_i \cdot e^{-b_i \cdot t} + A_0 \cdot \delta(t) \quad (10)$$

kde $\delta(t)$ je Diracova funkce

Dosazením (10) do (9) a integrací per-partes lze vztah upravit na přehlednější tvar:

$$\sigma(t) = \left[A_0 + \sum_{i=1}^n \frac{A_i}{b_i} \right] \cdot \varepsilon(t) - \sum_{i=1}^n \int_0^t \frac{A_i}{b_i} \cdot e^{-b_i \cdot (t-\tau)} \cdot \varepsilon'(\tau) d\tau \quad (11)$$

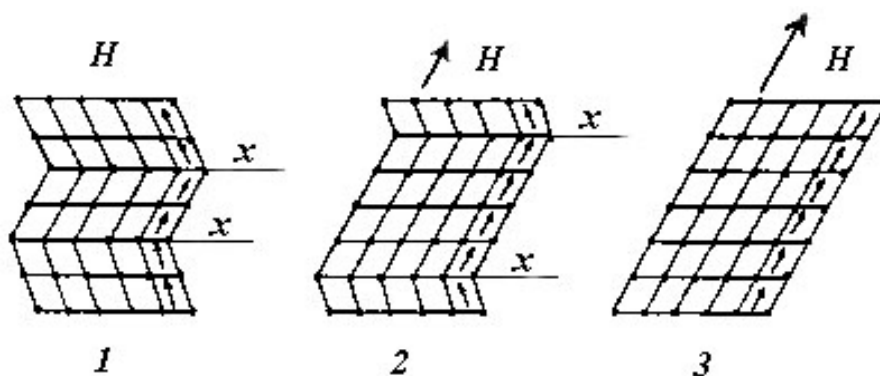
Identifikace konstant A_i , b_i byla provedena následovně: na speciálním trhacím stroji se vzorek zatěžoval kvazistaticky (izotermicky) až po překročení meze pevnosti. Ze získané závislosti se určila lineární oblast a mez úměrnosti σ_0 . Na jiném vzorku byl proveden experiment pouze v intervalu $\sigma \in \langle 0, \sigma_0 \rangle$. Experiment dále probíhal tak, že vzorek byl zatěžován velmi pomalu na hodnotu σ_0 tak, aby ε bylo přibližně lineární funkcí času, vyjma okolí počátku a bodu σ_0 . Od hodnoty σ_0 , které odpovídá čas t_0 , se udržovala konstantní hodnota $\varepsilon = \varepsilon_0$. Od tohoto okamžiku probíhala relaxace, tj. vyrovnávání napětí $\sigma(t)$. Porovnáním výsledků experimentu s teorií, lze vztah (11) zjednodušit a uvažovat pouze první dva členy v řadě. Konstanty potom byly určeny metodou nejmenších čtverců, resp. genetickým algoritmem. Porovnání naměřených a vypočtených hodnot průběhu $\sigma(t)$ je znázorněno na Obr. 5.



Obr. 5 Srovnání výpočtového modelu s naměřenými hodnotami

b) Materiály s magnetickou tvarovou pamětí

Působením magnetického pole na speciální materiálovou směs dochází k její deformaci bez změny krystalové mřížky kovu. Jedná se o tetragonální Ni-Mn-Ga monokrystal, jehož deformace probíhá na základě existence tzv. dvojité hranice. Deformace (pohyb) je možná nejen ve smyslu prodloužení/zkrácení, ale také v ohybu a to i na vysokých frekvencích (i několik kHz). Bez poruchy materiálu je toto možno opakovat ve více než 1 000 000 cyklech. Materiál je teplotně stálý až do 70°C. Není potřeba příliš silné magnetické pole, pouze v desetinách Tesla. Možné využití těchto monokrystalů je ve všech odvětvích řízení, jemné mechaniky, robotiky a elektrotechniky.



Obr. 6 Princip změny tvaru v materiálech s magnetickou tvarovou pamětí
(x = rozhraní krystalových dvojčat)

Ad 1) $H=0$; zdvojená hranice je obsažena v materiálu ve stejné vzdálenosti

Ad 2) $H=H_1$; vnější pole způsobilo růst výhodně orientovaných hranic a změnila se vzdálenost mezi zdvojenými hranicemi

Ad 3) $H=H_2$; konečná fáze po úplném přeorientování zdvojené struktury

c) Návrh membránového čerpadla s membránou z magnetické pryže

V rámci této práce bylo navrženo experimentální membránové čerpadlo, jehož princip byl založen na pohybu membrány. Původně byl uvažován pohon membrány pomocí magnetického pole, které působí přímo na materiál membrány – magnetickou pryž.

Experimentálně však bylo zjištěno že pro tak velké zdvihy membrány a velké síly není zatím možné tento pohon realizovat. Proto byl navržen magnetický přímočarý motor který membránu poháněl.

Membrána byla navržena s ohledem na účinky prostorového magnetického pole a tudíž relativně rozměrná. Proto při pohonu lineárním motorem docházelo k nežádoucí deformaci membrány a v daném časovém rozmezí se nepodařilo vyrobit membránu novou a tedy ani provést hydraulické zkoušky.

d) Matematický model tělesa s velkou deformací hranice

V rámci vývoje membránového čerpadla byla vypracována nová teorie výpočtu proudění kapalin v prostorách s velkou deformací stěny (hranice). Tento nový postup řešení byl navržen vzhledem ke komplikacím výpočtu proudění s velkou deformací stěny v komerčních programech (např. FLUENT, FIDAP), ve kterých je tento typ problémů prakticky neřešitelný. Navrhovaný postup výpočtu je původní, byl publikován na několika mezinárodních konferencích s významným ohlasem.

Postup výpočtu je založen na řešení Navier-Stokesových rovnic a rovnice kontinuity v křivočarých souřadnicích. Tyto křivočaré souřadnice jsou tvořeny parametry Beziérovy plochy nebo pro 3D Beziérovým tělesem.

Navier-Stokesova rovnice pro nestlačitelnou kapalinu:

$$\rho \frac{\partial c_i}{\partial t} + \rho \frac{\partial c_i}{\partial x_j} c_j - \eta \frac{\partial^2 c_i}{\partial x_j \partial x_j} + \frac{\partial p}{\partial x_i} = 0 \quad (12)$$

Rovnice kontinuity:

$$\frac{\partial c_i}{\partial x_i} = 0 \quad (13)$$

Rovnice křivé plochy vyjádřené parametricky má tvar:

$$\mathbf{r} = \mathbf{r}(x_i) = \mathbf{r}[x_i(u^j)] \quad (14)$$

$u^j - j = 1, 2$ jsou parametry plochy.

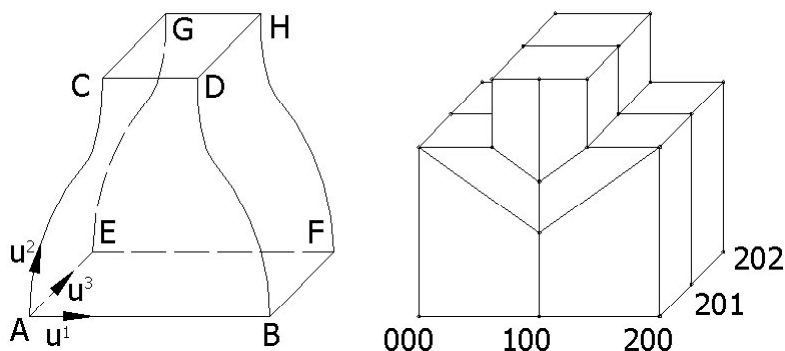
Rovnici prostorového tělesa vyjádříme pomocí tzv. Bernsteinových polynomů ve tvaru Bézierova tělesa [1], [2].

Rovnice Bézierova tělesa má tvar:

$$\mathbf{r} = \sum_{m=0}^A \sum_{n=0}^B \sum_{p=0}^C \mathbf{r}_{mnp} \binom{A}{m} (u^1)^m (1-u^1)^{A-m} \binom{B}{n} (u^2)^n (1-u^2)^{B-n} x \quad (15)$$

$$x \binom{C}{p} (u^3)^p (1-u^3)^{C-p} = \sum_{m=0}^A \sum_{n=0}^B \sum_{p=0}^C \mathbf{r}_{mnp} B_{mnp}(u^i).$$

Pro ilustraci je na Obr. 7 znázorněna představa drátěného modelu prostorového tělesa.



Obr. 7 Prostorová úloha Bézierova tělesa

Řešení je hledáno v časovém prostoru, kde provádíme výpočet rychlostí a tlaku v závislosti na čase po zvoleném časovém kroku. Potom je možno psát první člen vztahu (12) v diferenčním schématu ve tvaru:

$$\rho \frac{\partial c_i}{\partial t} = \rho \frac{c_{i,j} - c_{i,j-1}}{\Delta t} \quad (16)$$

kde Δt je časový krok
 $c_{i,j}$ je rychlost do směru x_i v počítaném čase
 $c_{i,j-1}$ je rychlost do směru x_i v předchozím časovém kroku

Druhý člen v rovnici (12) je nelineární, řešení provedeme na základě iterací. Tento člen je řešen iteračně tak, že počítáme derivaci a rychlost dosazujeme z předešlého iteračního kroku.

Princip řešení

1. Těleso membránového čerpadla popíšeme rovnicí Bézierova tělesa ve tvaru:

$$\mathbf{r} = \sum_{m=0}^A \sum_{n=0}^B \sum_{p=0}^C \mathbf{r}_{mnp} B_{mnp}(u^i) \quad (17)$$

2. Řešení Navier-Stokesových rovnic a rovnice kontinuity v křivočarých souřadnicích u_i budeme aproximovat funkcemi [1], [2].

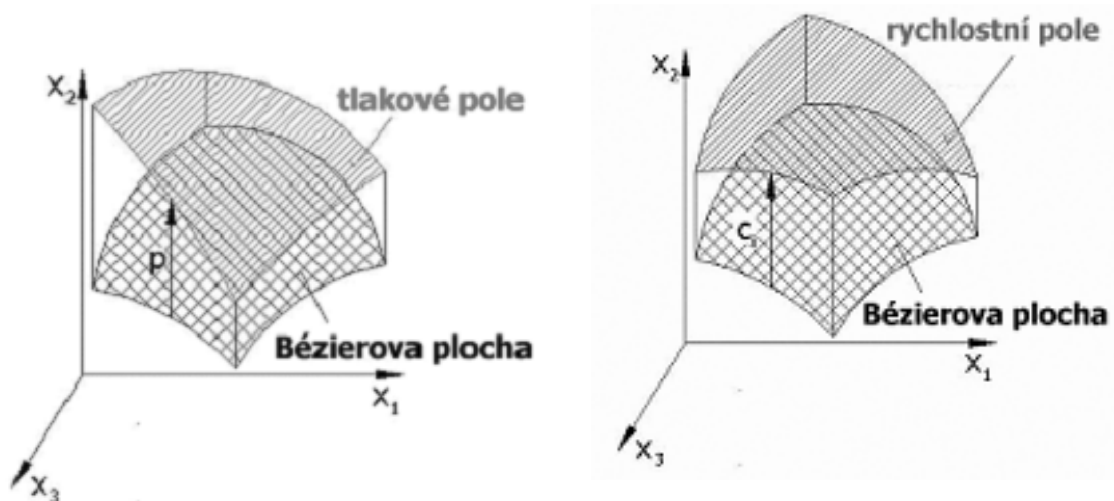
$$c_i = \sum_{m=0}^M \sum_{n=0}^N \sum_{p=0}^P w_{mnp} B_{mnp}(u^j) \quad (18)$$

$$P = \sum_{m=0}^R \sum_{n=0}^S \sum_{p=0}^T P_{mnp} B_{mnp}(u^i) \quad (19)$$

Navier-Stokesovy rovnice a rovnice kontinuity budou vyjádřeny pomocí neznámých w_{mnp}, P_{mnp} .

Všechny členy Navier–Stokesovy rovnice a rovnice kontinuity jsou převedeny do křivočarých souřadnic. Jejich řešení vede k přeuračené obdélníkové matici a výsledky jsou získány pomocí Penrose–Moorovy pseudoinverzní matice.

Použitím výše zmíněných vztahů jsme schopni vykreslit tlakové a rychlostní pole nad Beziérovou plochou nebo tělesem Obr. 8.



Obr. 8 Tlakové a rychlostní pole nad Bézierovou plochou

4. HLAVNÍ VÝSLEDKY PRÁCE

- Odvození vztahu pro disipační funkci v čerpadle s dvojitým kuželovým rotorem
- Odvození vztahu pro měrnou energii vířivého čerpadla
- Návrh metodiky a úprava Navier-Stokesových rovnic s uvážením křivočarých souřadnic pro řešení proudění kapaliny s velkými deformacemi hranice
- Konstrukční návrh čerpadla s dvojitým kuželovým rotorem
- Konstrukční návrh vířivého čerpadla
- Konstrukční návrh dvojitého vířivého čerpadla jako náhrady srdce

5. POUŽITÁ LITERATURA

- [1] Pochylý F., Koutník J.: The approximate solution of partial differential equations by means of Bézier surfaces, Engineering Mechanics, Vol. 1, 1994, No 3, p. 165-176.
- [2] Pochylý F.: Návrh metody řešení parciálních diferenciálních rovnic s pohyblivou hranicí. Interakce a zpětné vazby '2000, Ústav termomechaniky AV ČR, Praha, 2000, str. 193-196.
- [3] Intra and Extracorporeal Cardiovascular Fluid Dynamics, Vol. 1 – General Principles in Application, WIT press, Computational Mechanics Publications, 1998

- [4] Intra and Extracorporeal Cardiovascular Fluid Dynamics, Vol. 2 - Fluid Structure and interaction, WIT press, Computational Mechanics Publications, 2000
- [5] Cardiac mechanical Assistance Beyond Balloon Pumping, Mosby–Yearbook, Inc. 1993
- [6] Free and Moving Boundary Problems, Oxford University Press, 1996
- [7] R. Tickle, R.D. James, T. Shield, M. Wuttig, V.V. Kokorin: Ferromagnetic Shape Memory Effect in the NiMnGa System, IEEE Trans. Magnetics, Vol. 35, No. 5, September 1999
- [8] R.C. O’Handley: Model for Strain and Magnetization in Magnetic Shape Memory Alloys, Journal of Applied Physics, Vol. 83, No. 6, March 1998
- [9] Milton Van Dyke: An album of Fluid Motion, Stanford University, 1982
- [10] Michael DeBakey, Antonio Gotto: The living heart, David McKay Company, New York, 1977
- [11] Jan Dominik: Kardiouchirurgie, Grada Publishing, 1998
- [12] J. X. Shen, K. J. Tseng, W. K. Chan: A New Compact PM Motor with Magnetically Levitated Rotor for Application as implantable Artificial Heart, Artificial Organs, 1999
- [13] M. Wimmer: Viscous Flows and Instabilities Near Rotating Bodies, Prog. Aerospace Sci., Vol. 25, 1988
- [14] Pochylý: Lagrangeovy souřadnice, výzkumná zpráva 2002, č. VUT-EU-QR-30-02
- [15] Klas: Čerpadlo pro mimotělní okruh, Diplomová práce, VUT v Brně 2000
- [16] Kunčík, Pochylý: CFD analýza proudění ve vířivém čerpadle, výzkumná zpráva č. VUT-EU-QR-10-04
- [17] Lukas: Hydraulický návrh vířivého čerpadla, Diplomová práce, VUT v Brně 2004
- [18] Lazarkiewicz, Troskolanski: Impeller pumps, Pergamon press, Warsawa, 1965
- [19] V. M. Čerkasskij: Nasosy, ventilatory, kompressory, Energotomizdat 1984, Moskva
- [20] Šťáva P., Farnik J: Vývoj hydraulických nestabilit buzených odstředivými silami především u kluzných ložisek, Sborník referátů ze semináře „Interakce pohybujícího se tělesa a tekutiny“, Brno, 2005
- [21] Šťáva P.: Problematika proudění a jeho nestabilit v mezeře mezi kotouči, výzkumná zpráva č. VUT-EU-QR-40-03

6. CURRICULUM VITAE

Osobní data:

Jméno: Ing. Simona Fialová, roz. Paulíková
Datum narození: 16. 11. 1977
Adresa trvalého bydliště: Brechtova 8, Brno, 638 00
Stav: vdaná

Vzdělání:

1984 – 1992 ZŠ s rozšířenou výukou jazyků (ruština, němčina, angličtina)
1992 – 1996 SZŠ Lipová, obor Zdravotní laborant
1996 maturitní zkouška s vyznamenáním
1996 – 2001 VUT v Brně FSI, obor Hydraulických strojů Victora Kaplana
2001 státní zkouška ve studijním oboru Hydraulické a pneumatické stroje a zařízení Victora Kaplana
2001 – 2004 postgraduální doktorské studium
2002 složena jazyková zkouška FCE
2003 absolvovaný kurz Pneumatických mechanismů
20. 5. 2004 složena státní doktorská zkouška
2004 složena jazyková zkouška CAE
20. 7. 2005 obhájena doktorská práce

Pracovní zkušenosti:

1. 9. 2004 – dosud asistent na Odboru fluidního inženýrství V. Kaplana

Jazykové znalosti:

Anglický jazyk aktivně (certifikát FCE, CAE)
Německý jazyk pasivně
Ruský jazyk pasivně

Spolupráce na grantech GAČR, MPO, 5. rámcového projektu EU a vedlejší hospodářské činnosti:

- Pochylý F., Paulíková S.: Řešení nestacionárního proudění rozvojem podle vlastních tvarů rychlosti a tlaku, 2002
- Haluza M., Pochylý F., Klas R., Paulíková S.: Oběžné kolo Beta 27, 2002
- Haluza M., Pochylý F., Klas R., Paulíková S.: Spirála čerpadla Beta 41, 2002
- Haluza M., Paulíková S.: Spirála čerpadla Beta 10, 2002

- Pochylý F., Paulíková S.: Lagrangeovy souřadnice, 2002
- Haluza M., Pochylý F., Paulíková S., Klas R.: Oběžné kolo Beta 8, 2003
- Haluza M., Pochylý F., Klas R., Paulíková S.: Spirála čerpadla Beta 9, 2003
- Haluza M., Klas R., Paulíková S.: Spirála čerpadla Beta 27, 2003
- Haluza M., Pochylý F., Klas R., Paulíková S.: Oběžné kolo čerpadla Beta 6, 2003
- Haluza M., Pochylý F., Klas R., Paulíková S.: Oběžné kolo čerpadla Beta 41, 2003
- Haluza M., Pochylý F., Klas R., Paulíková S.: Oběžné kolo čerpadla Beta 24, 2003
- Haluza M., Pochylý F., Paulíková S.: Spirála čerpadla Beta 37 (2.var.), 2004

Publikace:

- Pochylý F., Paulíková S.: Matematický model odstředivého čerpadla, Interakce a zpětné vazby 2001, Praha
- Pochylý F., Habán V., Paulíková S.: Matematický model membránového čerpadla, Interakce a zpětné vazby 2001, Praha
- Habán V., Paulíková S., Pochylý F., Reinisch M.: Identifikace mechanických vlastností magnetických pryží, Aplikovaná mechanika 2002, Ostrava
- Pochylý F., Habán V., Paulíková S.: Matematický model membránového čerpadla s ventily, Interakce a zpětné vazby 2002, Praha
- Paulíková S., Pochylý F.: Bezlopatkové čerpadlo pro mimotělní krevní oběh, Setkání kateder, Liberec-Doubice, 2003
- Pochylý F., Malenovský E., Paulíková S.: A Stability of the Flow in the thin Circular Gap, Inženýrská mechanika 2003, Svratka
- Paulíková S., Pochylý F.: Solution of unsteady Navier-Stokes Equations with large Deformations of Boundaries – Application to Diaphragm Pump of extracorporeal Blood, Surge Net members meeting, Netherlands – Delft, 2003
- Pochylý F., Paulíková S., Habán V.: 3D Model of Diaphragm Pump, ICOVP 2003, Liberec
- Pochylý F., Paulíková S.: Řešení nestacionárního proudění rozvojem podle vlastních tvarů rychlosti a tlaku, Interakce a zpětné vazby 2003, Praha
- Paulíková S., Pochylý F.: On Hesitations Concerning Fluid Flow in Biomechanics, 17. FSI members meeting, Scotland – Dundee, 2003
- Pochylý F., Paulíková S., Habán V.: Solution of Navier-Stokes Equations with large Deformations of Boundaries, FIV 2004, Paris

7. ZÁVĚR

Tato práce se zabývala úvahami o čerpadlech pro mimotělní krevní oběh i možnými totálními náhradami srdce. Byl proveden rozbor použitelných pohonů, které velmi výrazně omezují možnosti návrhů čerpadel a v Písemném pojednání ke státní doktorské zkoušce také rešerše o čerpadlech stávajících.

U dnes používaných čerpadel se řeší problémy vysoké hemolýzy, velikost přídavného zařízení, jejich finanční nákladnost a nízká účinnost. Ze stručné rekapitulace v Písemném pojednání ke státní doktorské zkoušce a v disertační práci vyplývají následující podstatné závěry.

U peristaltických čerpadel dochází ke krátkodobému zpětnému proudění v důsledku obráceného tlakového gradientu při propojení oblasti s vyšším tlakem (za kladkou) a nižším tlakem (před kladkou). To způsobuje nárůst smykového napětí a následně nevratné poškození červených krvinek – už zmiňovanou hemolýzu.

Nevýhodou hydrodynamických čerpadel je obtížná sterilizace průtočných prostor a provoz bez pulsací. U bezlopatkových čerpadel, kde probíhá čerpání prostřednictvím smykových sil, vznikají Stuartovy a Taylorovy víry. Oba tyto druhy vírů mohou způsobovat vysoká smyková napětí a tím poškozovat krevní elementy. U lopatkových čerpadel může docházet k hemolýze na podtlakové straně lopatek, velký vliv na hemolýzu také bude mít lokální vír na výstupu z oběžného kola.

Cestou matematického modelování, která byla naznačena v disertační práci, je možno předcházet těmto nepříznivým jevům a navrhnout podpurné odstředivé čerpadlo na požadované parametry v systému s regulačním ventilem.

Nevýhodou membránových čerpadel je velký rozměr a objemný řídicí systém. Problémem je také popis proudění uvnitř čerpadla. Při čerpání vzniká v prostorách čerpadla množství vírů a profil proudění je pravděpodobně turbulentní. To je samo o sobě nevyhovující, protože v lidském těle se předpokládá proudění laminární. Nejen zmíněné problémy s velikostí mechanických pohonů membránových čerpadel, ale také velikost a riziko použití pneumatických pohonů (jediná bublinka v cévním řečišti může pacienta zabít) vedl k hlubšímu zájmu o magnetické materiály a vlastnosti magnetických pohonů.

Vývoj magnetické membrány v rámci disertační práce ztroskotal na nekvalitních plnivech, jejichž magnetické vlastnosti byly nedostačující a čerpadla měla příliš velký příkon. Vzhledem k navázaným kontaktům v rámci EU, by bylo vhodné znovu otevřít otázku magnetických plastů a vrátit se ke speciálním typům pohonu již dlouho úspěšně používaných membránových čerpadel a ověřit použitelnost nových magnetických plastů v této sféře.

Disertační práce byla zaměřena na návrh čerpadel nových, jejich konstrukci, výrobu, ověření pomocí matematického modelování a také experiment. Bylo podrobně popsáno několik typů čerpadel, jejichž funkce je založena na různých principech. Jedná se odstředivé čerpadlo s hladkým, spirálovým a dvojitým kuželovým rotorem poháněné elektromotorem a uložené na magnetických ložiscích, membránové čerpadlo s magnetickou membránou poháněnou magnetickým polem, resp. lineárním motorem. Tato čerpadla, která byla navržena, vyrobena a byly proměřeny jejich charakteristiky, jsou zhodnocena z hlediska jejich dalšího možného použití nebo úprav. Součástí konstrukčního řešení těchto čerpadel je také řízení a řešení stability magnetických ložisek. Vývoj čerpadel se neomezil pouze na konstrukční řešení, ale také na matematické modelování proudění v tělesech čerpadel a možnosti použití nových materiálů, které by mohly být pokrokem v současném stavu biomedicínské čerpací techniky.

7.1 CONCLUSION

The extra corporal pumps and possible total artificial heart were the main aim of this work. The usable driving mechanisms analysis, which is the biggest limit of the pump designing, is done in the PhD work. The existing pumps search is documented in the PhD thesis.

The high haemolysis, the size of the ancillary equipment, the financial costs and low efficiency are the most common problems of contemporary pumps. Out of the short PhD thesis recapitulation result following essential conclusions.

Short backflow occurs as a result of the reverse pressure gradient, which is the consequence of the connection between the higher pressure region in front of the clack and the lower pressure region behind the clack, in the peristaltic pumps. That causes the shear stress rise and the subsequent irreversible erythrocytes defect – the above-mentioned haemolysis.

The hydrodynamic pump disadvantages are the difficult sterilization of the inner flow regions and the nonpulsating operation. Stuart and Taylor vortices appear in the nonblade pumps, where the pumping is achieved by the shear forces,. Both vortices can cause high shear stress and the erythrocyte damages. The haemolysis can take place in the bladed pumps at the suction side of blades and the local vortex at the runner output has a significant effect as well.

In the PhD work was outlined the mathematical simulation, which could be used to precede above-mentioned adverse effects and design the supporting centrifugal pump in the system with control valve.

Big size and large control system is the diaphragm pump disadvantage. Another problem is the flow description inside the pump body. Number of vortices is created in region of pump body and the flow profile is probably turbulent. That is unsatisfactory by itself, because the flow is expected to be laminar in the human body. Not only the above-mentioned problems with the mechanical control system size, but also the size and risk of the pneumatic driving system usage (just one air bubble in the vascular system could cause the patient's death), point to deeper interest into the magnetic materials and the magnetic driving system mechanisms.

The magnetic diaphragm progress stopped on the low-class fillers, which magnetic qualities were insufficient and the pumps had too large input. Considering the new contacts in the European Union it will be appropriate for the special diaphragm pumps driving systems comeback and verify the new plastic magnetic materials applicability in this province.

The PhD work was focused on the new pump design, its construction, mathematical simulation validation and the experiment as well. Various types of pumps on the different principles were described in details. They are: the centrifugal pumps with the smooth, spiral and double conical rotor that are driven by the electromotor and embedded on the magnetic bearings; the diaphragm pump with the magnetic diaphragm driven by the magnetic field or in the version with the linear motor driving system; the simple and the double side channel pump. These pumps were designed, produced and their characteristics were experimentally obtained and were evaluated from the point of their future possible usage or corrections. Part of this pump design solution is the magnetic bearings stability control and solution. The pump development wasn't limited just for the construction solution, but also for the mathematical simulation of the flow in the pump bodies and the possibilities of new materials using, which could be the progress in the present biomedicine pumping technology.

The major conclusions that result from the PhD work are:

- The derivation of the dissipative function of the double conical rotor pump
- The derivation of the specific energy of the side channel pump
- The method and the conversion of the Navier-Stokes equation to the curvilinear coordinates for the liquid flow with the large deformation of boundaries
- The design of the double conical rotor pump
- The design of the side channel pump
- The design of the double side channel pump as the heart substitution.