

Hemokompatibilnost centrifugalne bezlopatične srčane pumpe

Markučič, Vedrana

Doctoral thesis / Disertacija

2022

Degree Grantor / Ustanova koja je dodijelila akademski / stručni stupanj: **University of Zagreb, Faculty of Mechanical Engineering and Naval Architecture / Sveučilište u Zagrebu, Fakultet strojarstva i brodogradnje**

Permanent link / Trajna poveznica: <https://urn.nsk.hr/urn:nbn:hr:235:413983>

Rights / Prava: [In copyright](#) / [Zaštićeno autorskim pravom.](#)

Download date / Datum preuzimanja: **2024-09-23**

Repository / Repozitorij:

[Repository of Faculty of Mechanical Engineering and Naval Architecture University of Zagreb](#)





Sveučilište u Zagrebu

Fakultet strojarstva i brodogradnje

Vedrana Markučić

Hemokompatibilnost centrifugalne bezlopatične srčane pumpe

DOKTORSKI RAD

Zagreb, 2021.



Sveučilište u Zagrebu

Fakultet strojarstva i brodogradnje

Vedrana Markučić

Hemokompatibilnost centrifugalne bezlopatične srčane pumpe

DOKTORSKI RAD

Mentor:

prof. dr. sc. Mario Šavar

Zagreb, 2021.



University of Zagreb

Faculty of Mechanical Engineering and Naval Architecture

Vedrana Markučić

Hemocompatibility of bladeless centrifugal heart pump

DOCTORAL DISSERTATION

Supervisor:
prof. dr. sc. Mario Šavar

Zagreb, 2021.

BIBLIOGRAFSKI PODACI

UDK: 621.65:616.12

Ključne riječi: srčana pumpa; srčana pumpa s kontinuiranim protokom, centrifugalna bezlopatična srčana pumpa, hemokompatibilnost srčane pumpe, parametri srčane pumpe, mjerna staza za ispitivanje srčane pumpe, računalna dinamika fluida, tangencijalno naprezanje, hemodinamika

Znanstveno područje: Tehničke znanosti

Znanstveno polje: Strojarsstvo

Institucija: Fakultet strojarstva i brodogradnje

Mentor: Prof. dr. sc. Mario Šavar

Broj stranica: 110

Broj slika: 47

Broj tablica: 10

Broj referenci: 145

Datum obrane: 10.1.2022.

Članovi povjerenstva za ocjenu i obranu doktorskog rada:

Prof. dr. sc. Zdravko Virag – predsjednik

Prof. dr. sc. Lovorka Grgec Bermanec – član

Doc. dr. sc. Severino Krizmanić – član

Prof. dr. sc. Bojan Biočina – vanjski član

Prof. dr. sc. Igor Sutlović – vanjski član

Arhiva: Fakultet strojarstva i brodogradnje

ZAHVALA

Istraživanje prezentirano u ovome doktorskom radu je provedeno na Zavodu za mehaniku fluida Fakulteta strojarstva i brodogradnje Sveučilišta u Zagrebu.

Prije svega, željela bih se zahvaliti svome mentoru, profesoru Mariu Šavaru na pruženoj prilici i svim savjetima te konstruktivnim kritikama kojima me usmjeravao u pravome smjeru proteklih godina. Posebno bih se htjela zahvaliti članovima povjerenstva za ocjenu i obranu doktorskog rada, profesoru Zdravku Viragu, docentu Severinu Krizmaniću te profesoru i doktoru Bojanu Biočini na uloženom vremenu i trudu. Iznimno se zahvaljujem medicinskom timu, dr. Bojanu Biočini i Stjepanu Strancariću na podršci u istraživanju te kvalitetnoj suradnji bez kojih ovo istraživanje ne bi bilo moguće. Posebna zahvala profesoru Zdravku Viragu na motivaciji za znanstvenoistraživački rad u interdisciplinarnom području strujanja krvi i razvoja medicinskih uređaja.

Zahvaljujem se na podršci i pomoći: prof. Lovorki Grgec Bermanec i Laboratoriju za procesna mjerenja te docentu Marku Katiću i Laboratoriju za precizna mjerenja dužina. Zahvaljujem se Krunoslavu Uroiću na pomoći pri izradi eksperimentalnog postava te izvođenju mjerenja. Zahvaljujem se Kompetitivnom fondu doktorskog studija Fakulteta strojarstva i brodogradnje na financijskoj pomoći za izradu eksperimentalnog postava.

Također, zahvaljujem svim zaposlenicima na Zavodu za mehaniku fluida na pomoći tokom svih ovih godina te svim prilikama koje su mi pružili kako bi što više napredovala i učila. Srdačno zahvaljujem Ivani Lakićević na tehničkoj i moralnoj podršci. Zahvaljujem se kolegama iz soba 613 i 614 te kolegama s ostalih Zavoda, na velikoj podršci te plodonosnim diskusijama i zajedničkom radu. Osim toga, zahvaljujem se i svim svojim nastavnicima i profesorima na pruženom znanju tijekom školovanja i temeljima za moj daljnji akademski, stručni i znanstveni napredak.

Veliko hvala Ani i Hrvoju, Silviji, Jošku, Ines i Andreju na iskrenoj podršci, pomoći i slušanju mojih problema te odvratanju misli s istih. Hvala svim mojim prijateljima na razumijevanju i podršci. Hvala posebnim ljudima iz MotoGymkhane koji mi svaki dan vraćaju vjeruju u ljude.

Konačno, i najvažnije, veliko i istinsko hvala mojoj obitelji, Marku, mami Zlatki i tati Damiru, bratu Jošku i Andrei, noni Olgi i noniću Joži, baki Maji i didi Dodi, na bezuvjetnoj ljubavi, podršci, razumijevanju i strpljenju koje ste mi pružili tijekom svih ovih godina. Hvala vam na svakoj riječi, osmjehu, zagrljaju, ali i kritici, jer su me oni doveli do ovdje gdje jesam.

Vedrana Markučić, 26.10.2021.

"Do not go gentle into that good night.

Rage, rage against the dying of the light."

– Dylan Thomas

SADRŽAJ

BIBLIOGRAFSKI PODACI.....	I
ZAHVALA.....	II
SADRŽAJ	V
POPIS SLIKA	VII
POPIS TABLICA.....	IX
NOMENKLATURA	X
SAŽETAK.....	XIII
PROŠIRENI SAŽETAK	XIV
EXTENDED ABSTRACT.....	XIX
KLJUČNE RIJEČI	XXIV
KEY WORDS	XXV
1. UVOD	1
1.1. Povijest i podjela srčanih pumpi.....	2
1.1.1. TAH	8
1.1.2. VAD.....	9
1.1.3. Pregled srčanih pumpi.....	13
1.2. Pregled područja istraživanja.....	16
1.2.1. Hemokompatibilnost.....	17
1.2.2. Konstrukcija srčane pumpe.....	20
1.2.3. Računalna dinamika fluida	21
1.2.4. Mjerna staza za ispitivanje srčane pumpe.....	23
1.3. Cilj istraživanja i hipoteza	24
2. METODOLOGIJA.....	25
2.1. Referentna pumpa HeartMate II	26

2.2.	Eksperimentalno mjerenje referentne pumpe HeartMate II	27
2.2.1.	Opis mjerne staze za ispitivanje srčane pumpe.....	27
2.2.2.	Protokol mjerenja.....	31
2.2.3.	Procjena mjerne nesigurnosti	33
2.2.4.	Umjeravanje mjernih pretvornika tlaka	37
2.2.5.	Mjerenje h – Q karakteristike srčane pumpe HeartMate II.....	42
2.3.	Numerička analiza referentne pumpe HeartMate II	44
2.3.1.	CT skeniranje	44
2.3.2.	Postavke numeričke simulacije.....	48
2.4.	Teorijska analiza bezlopatične srčane pumpe.....	52
2.4.1.	Kartezijev koordinatni sustav	55
2.4.2.	Cilindrični koordinatni sustav	61
2.4.3.	Izračun referentnih parametara srčane pumpe	70
2.5.	Numerička analiza bezlopatične srčane pumpe	74
3.	REZULTATI I DISKUSIJA	78
3.1.	Analiza referentnih parametara srčane pumpe	78
3.2.	Rezultati numeričke simulacije.....	81
3.3.	Analiza rezultata i diskusija.....	87
4.	ZAKLJUČAK	90
5.	POPIS LITERATURE	92
6.	PRILOG	105
6.1.	Tablica umjeravanja pretvornika tlaka	105
6.2.	Rezultati eksperimentalnog mjerenja	107
7.	ŽIVOTOPIS	109

POPIS SLIKA

Slika 1.	Uzroci smrti u Hrvatskoj 2016. godine [8]	1
Slika 2.	Uređaj za potpomognuti rad klijetki (VAD) [17]	3
Slika 3.	Umjetno srce (TAH) [20]	4
Slika 4.	Tipovi pumpi: A) volumetrička pumpa s pulsirajućom membranom, B) centrifugalna lopatična pumpa [23]	5
Slika 5.	LVAD, RVAD i BiVAD [30].....	6
Slika 6.	BiVAD sa srčanim pumpama izvan tijela pacijenta [31]	7
Slika 7.	Slikovni prikaz ugradnje umjetnog srca (SynCardia TAH) [32].....	7
Slika 8.	LVAD s pulsirajućim izlazom (A), LVAD s kontinuiranim protokom (B) [13].....	9
Slika 9.	The MicroMed DeBakey VAD [53].....	11
Slika 10.	Miniaturized Ventricular Assist Device (MVAD) [60].....	12
Slika 11.	HeartWare MVAD (lijevo) i HearWare HVAD (desno) [61]	12
Slika 12.	HeartMate II sa upravljačkom jedinicom i baterijama	26
Slika 13.	Shematski prikaz mjerne staze za ispitivanje srčanih pumpi.....	27
Slika 14.	Mjerna staza za ispitivanje srčane pumpe	28
Slika 15.	Prsten za uzorkovanje tlaka	29
Slika 16.	Shematski prikaz standardiziranog Venturimetra [131]	30
Slika 17.	Venturimetar od pleksi stakla	30
Slika 18.	Umjeravanje tlačnom vagom TLVAG 09	38
Slika 19.	Umjeravanje ATM Z0	39
Slika 20.	ATM Z0	39
Slika 21.	Umjeravanje ATM Z1	40
Slika 22.	Umjeravanje ATM Z2	41
Slika 23.	$h - Q$ karakteristika HM2 pumpe – eksperimentalno određena	42
Slika 24.	Analiza rekonstruiranog volumena HM2 pumpe	45
Slika 25.	Volumen HM2 s potpuno definiranim granicama	46
Slika 26.	Detalj statora i rotora HM2 pumpe	46
Slika 27.	Poprečni presjek CT skena HM2 pumpe	47
Slika 28.	Geometrija računalne domene HM2 s rubnim uvjetima i mrežom	48
Slika 29.	Usporedba $\Delta p - Q$ karakteristika HM2 pumpe.....	49

Slika 30. Raspodjela tangencijalnog naprezanja na zidu (Pa) u HM2 pumpi.....	50
Slika 31. Raspodjela skalarnog smičnog naprezanja (Pa) u HM2 pumpi.....	50
Slika 32. Kontrukcija BSP pumpe [136].....	52
Slika 33. Presjek BSP pumpe [136].....	52
Slika 34. Poprečni presjek separatora strujanja (presjek A-A).....	53
Slika 35. Cilindrični diferencijalni volumen fluida (crveno označeno) [136].....	55
Slika 36. Kontrolni volumen prikazan u Kartezijevom koordinatnom sustavu.....	55
Slika 37. Diferencijalni volumen prikazan u cilindričnom koordinatnom sustavu.....	61
Slika 38. $\Delta p - Q$ karakteristika za razne brojeve okretaje i homologne točke.....	73
Slika 39. $\Delta p - Q$ karakteristike za različite brojeve diskova, pri kutnoj brzini vrtnje $\omega = 6000$ o/min.....	73
Slika 40. Geometrija računalne domene s rubnim uvjetima i mrežom.....	74
Slika 41. Računalna domena a) osnovna geometrija, b) prva verzija geometrije, c) druga verzija geometrije, d) treća verzija geometrije.....	77
Slika 42. Konačni dizajn BSP pumpe s prikazanim strujnicama u boji iznosa brzine (m/s): a) xy ravnina, b) 3D prikaz.....	81
Slika 43. Raspodjela tangencijalnog naprezanja na zidu (Pa).....	82
Slika 44. Hellum-ov dijagramu tangencijalnog naprezanja i vremena izlaganja [92].....	83
Slika 45. Raspodjela skalarnih smičnih naprezanja (Pa): a) ravnina diska $z = 0$ mm, b) paralelna ravnina $z = 0,05$ mm, c) paralelna ravnina $z = 0,2$ mm, d) središnja ravnina $z = 0,5$ mm (sredina između dva diska).....	84
Slika 46. Profili raspodjele skalarnih smičnih naprezanja (Pa): a) paralelna ravnina $z = 0,2$ mm, b) središnja ravnina $z = 0,5$ mm (sredina između dva diska).....	85
Slika 47. $\Delta p - Q$ karakteristika BSP pumpe.....	86

POPIS TABLICA

Tablica 1. Srčane pumpe i njihove ključne karakteristike.....	14
Tablica 2. Parametri krvožilnog sustava	16
Tablica 3. Veličine i dimenzije parametara srčane pumpe.....	31
Tablica 4. Vrijednosti referentnih parametara srčane pumpe.....	71
Tablica 5. Usporedba bezdimenzijskih parametara referentne pumpe HM2 i BSP pumpe ...	80
Tablica 6. Podatci umjeravanja pretvornika ATM Z0	105
Tablica 7. Podatci umjeravanja pretvornika ATM Z1	105
Tablica 8. Podatci umjeravanja pretvornika ATM Z2	106
Tablica 9. Rezultati eksperimentalnog mjerenja za vodu pri 8990 do 9000 okr/min	107
Tablica 10. Rezultati eksperimentalnog mjerenja za otopinu glicerola i vode pri 8990 do 9000 okr/min	108

NOMENKLATURA

<i>Simbol</i>	<i>Jedinica</i>	<i>Opis</i>
σ	Pa	skalarno smično naprezanje
σ_{ij}	Pa	komponenta smičnog napreznja
i	-	komponenta $i = 1, 2, 3$
t	s	vrijeme
V	m ³	volumen
Q	l/min	protok
Δp	mmHg	razlika tlaka
p	Pa	tlak
λ	-	koeficijent trenja
L	m	duljina cjevovoda
D	m	promjer cijevi
v	m/s	brzina
g	m/s ²	ubrzanje sile teže
C		koeficijent protjecanja
β	-	omjer promjera
ε		koeficijent ekspanzije
d	mm	promjer suženja Venturimetra
D	mm	promjer Venturimetra na drugom mjernom mjestu
ρ	kg/m ³	gustoća fluida
ω	o/min	kutna brzina
R_1	mm	unutarnji radijus diska
R_2	mm	vanjski radijus diska
Π	-	bezdimenzijski Pi parametar
s		standardna devijacija
n	-	broj mjerenja
x_i		izmjerena vrijednost, mjerna varijabla
\bar{x}		srednja vrijednost izmjerenih veličina
x_{reg}		vrijednost varijable na regresijskoj krivulji
u		mjerna nesigurnost
u_y		mjerna nesigurnost složene funkcije

<i>Simbol</i>	<i>Jedinica</i>	<i>Opis</i>
a		procijenjena vrijednost mjernog instrumenta
y		izmjerena veličina
r_y		normiranom vrijednošću mjerne nesigurnosti
r_ψ		relativna pogreška mjerenja tlaka
r_Q		relativna pogreška Venturimetra
r_φ		relativna pogreška mjerenja protoka
Re	-	Reynoldsov broj
Δv	m/s	relativna brzina
h	mm	razmak između diskova
μ	kg/(m·s)	dinamička viskoznost
θ	rad	koordinata cilindričnog koordinantnog sustava, kut
r	m	koordinata cilindričnog koordinantnog sustava, radijus
z	m	koordinata cilindričnog koordinantnog sustava, visina
x_1	m	koordinata Kartezijevog koordinantnog sustava, širina
x_2	m	koordinata Kartezijevog koordinantnog sustava, dubina
x_3	m	koordinata Kartezijevog koordinantnog sustava, visina
f_i	m/s ²	masene sile
f_1	m/s ²	masene sile u x_1 smjeru
f_2	m/s ²	masene sile u x_2 smjeru
f_3	m/s ²	masene sile u x_3 smjeru
f_r	m/s ²	masene sile u r smjeru
f_θ	m/s ²	masene sile u θ smjeru
f_z	m/s ²	masene sile u z smjeru
v_i	m/s	brzina
v_1	m/s	brzina u x_1 smjeru
v_2	m/s	brzina u x_2 smjeru
v_3	m/s	brzina u x_3 smjeru
v_r	m/s	brzina u r smjeru
v_θ	m/s	brzina u θ smjeru
v_z	m/s	brzina u z smjeru
C_i		konstanta integracije
c_p	J/(kg °C)	specifični toplinski kapacitet

<i>Simbol</i>	<i>Jedinica</i>	<i>Opis</i>
$\tau_{\theta z}, \tau_w$	Pa	tangencijalno naprezanje
M	Nm	moment
P	W	snaga
P_f	W	snaga prenesena fluidu
T	°C	temperatura
n	-	broj diskova
m	-	broj međuprostora
Π_Q	-	bezdimenzijski Π parametar protoka
Π_p	-	bezdimenzijski Π parametar tlaka
Π_h	-	bezdimenzijski Π parametar razmaka diskova
Π_R	-	bezdimenzijski Π parametar radijusa
Π_τ	-	bezdimenzijski Π parametar tangencijalnog naprezanja

SAŽETAK

U ovom radu razvijen je novi tip srčane pumpe. Originalnost ovog koncepta je da se mehanička energija predaje fluidu trenjem, vrtnjom ravnih diskova koji nemaju lopatice. Primjenom analitičkih, numeričkih i eksperimentalnih metoda definiraju se parametri bezlopatične srčane pumpe (BSP).

Iz Navier–Stokesovih jednadžbi je izveden matematički model strujanja te su određeni glavni geometrijski parametri BSP pumpe. Prilikom određivanja parametara uvedeni su kriteriji koje konstrukcija mora zadovoljiti. Prvi i najvažniji kriterij je da pumpa dobavlja krv unutar zadanih granica protoka i prirasta tlaka da bi se osigurala normalna cirkulacija krvi. Drugi vrlo važan kriterij je visoka hemokompatibilnost te minimalan negativan utjecaj BSP na krv (bez zona zastoja i recirkulacije strujanja, unutar prihvatljivog raspona tangencijalnog naprezanja). Također je bitno postići pumpu minimalnog volumena.

Definiranje parametara konstrukcije centrifugalne bezlopatične srčane pumpe izvodi se u odnosu na referentnu srčanu pumpu HeartMate II (HM2), jer se kroz kliničku praksu pokazalo da uzrokuje najmanje komplikacija i da ima dobru hemokompatibilnost.

Numeričkom simulacijom je, kroz postupna poboljšanja geometrije pumpe; određena konačna konstrukcija BSP pumpe bez recirkulacije i bez zona zastoja strujanja. Za radnu točku određenu sa tlakom $\Delta p = 65$ mmHg, protokom $Q = 5$ l/min i brojem okretaja $\omega = 6000$ o/min određeni su parametri BSP konstrukcije: unutarnji radijus $R_1 = 12$ mm, vanjski radijus $R_2 = 15$ mm, udaljenost između diskova $h = 1$ mm, i broj diskova $n = 6$. Iznos tangencijalnog naprezanja u rotoru je u rasponu 46 – 108 Pa, a vrijeme prolaska fluida je 0,0194 sekundi.

Uspoređujući HM2 i BSP pumpe po kriteriju hemokompatibilnosti pri tlaku $\Delta p = 65$ mmHg i kutnoj brzini $\omega = 6000$ o/min. Protok kroz HM2 je $Q = 5$ l/min, dok je za pumpu BSP protok $Q = 5,43$ l/min. Pumpa HM2 ima tangencijalno naprezanje na zidu u rasponu od 0 do 1025 Pa te skalarno smično naprezanje u rasponu od 0,0632 do 3302 Pa. Pumpa BSP ima tangencijalno naprezanje na zidu u rasponu od 0 do 308 Pa, a skalarno smično naprezanje u rasponu od 0 do 667 Pa. U novo razvijenoj BSP pumpi nema recirkulacijskih zona, ni zona zastoja što je sa stanovišta hemokompatibilnosti jako povoljno. Uz to BSP pumpa ima tangencijalno i skalarno smično naprezanje niže nego pumpa HM2 koju možemo smatrati vrlo dobrom izvedbom u smislu hemokompatibilnosti.

PROŠIRENI SAŽETAK

Glavna funkcija srca je osigurati kontinuirano kolanje krvi kako bi tijelo moglo normalno funkcionirati. Ukoliko je narušen rad srca javljaju se mnogobrojni problemi opasni po život. Stoga je od iznimne važnosti, ukoliko srce nije u mogućnosti osigurati normalni protok krvi, da se protok krvi osigura dodatnim pumpama koje se nazivaju srčane pumpe. Umjetno srce tj. srčana pumpa koristi se za pumpanje krvi kroz tijelo kada samo srce to nije u stanju.

Kardiovaskularne bolesti najčešći su uzrok smrtnosti u svijetu. U zemljama Europske unije 42% svih umrlih čine umrli od kardiovaskularnih bolesti. Nažalost, upravo su bolesti krvožilnog sustava glavni uzrok smrti u našoj zemlji. U 2016. godini u Hrvatskoj je udio kardiovaskularnih bolesti u ukupnom mortalitetu iznosio 45%. Što znači da je skoro svaka druga umrla osoba u Hrvatskoj umrla od kardiovaskularnih bolesti. Razumna je želja za smanjenjem navedenih brojki, što posljedično zahtijeva razvoj srčanih pumpi čime se pruža mogućnost da osobe sa srčanim bolestima imaju znatno više vremena dočekati transplantaciju (tzv. bridge to transplantation). Također, srčane pumpe imaju potencijal trajno zamijeniti srce kod pacijenata kod kojih transplantacija nije moguća zbog općeg zdravstvenog stanja.

U ovom radu razvijen je novi tip srčane pumpe. Originalnost ovog koncepta je da se mehanička energija predaje krvi trenjem, vrtnjom ravnih diskova koji nemaju lopatice. Do sad su razvijane volumetričke srčane pumpe s dijafragmom koje daju pulsirajući izlaz krvi i srčane pumpe sa lopaticama koje imaju kontinuirani izlaz krvi. Iz navedenog je vidljivo da se u dosad razvijanim srčanim pumpama mehanička energija prenosi oblikom tj. lopaticama ili dijafragmom, stoga je primjena bezlopatične pumpe kao srčane pumpe potpuna novost. Primjenom analitičkih, numeričkih i eksperimentalnih analiza definiraju se parametri koji utječu na hemokompatibilnost srčane pumpe.

Definiranje parametara konstrukcije centrifugalne bezlopatične srčane pumpe izvodi se u odnosu na referentnu srčanu pumpu. Srčana pumpa HeartMate II Left Ventricular Assist Device proizvođača Thoratec Corporation (HM2) je izabrana za referentnu srčanu pumpu. Kroz kliničku praksu se pokazalo da HM2 uzrokuje najmanje komplikacija i da ima dobru hemokompatibilnost. U sklopu ovog doktorata osmišljena je bezlopatična srčana pumpa (BSP) koja ima hemokompatibilne parametre (tangencijalno naprezanje, skalarno smično naprezanje, zone zastoja i recirkulacije) jednake ili bolje od HM2.

Eksperimentalna mjerenja srčane pumpe HM2 su izvedena u sklopu interdisciplinarnog Laboratorija za umjetnu kardiovaskularnu cirkulaciju, Fakulteta strojarstva i brodogradnje. Za potrebe mjerenja napravljena je mjerna staza za ispitivanje srčanih pumpi na 'open-loop' principu. Mjerna staza je izrađena od pleksiglasa te se sastoji od velikog spremnika, regulacijskih ventila, ravnih cijevi kružnog poprečnog presjeka, prihvata za srčanu pumpu i Venturimetra. U eksperimentalnim mjerenjima su zadovoljeni propisani standardi za ispitivanje pumpi propisani standardom ISO 9906:2012. Mjerene vrijednosti su protok, prirast tlaka u pumpi i tlak na usisu u pumpu. Svi mjerni lanci su prije mjerenja umjereni te je ocjenjena mjerna nesigurnost svakog pojedinog mjernog lanca, prema ISO GUM standardu. Mjerenja su provedena s dva različita fluida: vodom te otopinom glicerola i vode koja se u mjerenjima koristi kao zamjena za krv. Na temelju izmjerenih rezultata dane su $h - Q$ karakteristike pumpe HM2 za oba fluida. Procjena ukupne mjerne nesigurnosti je provedena na temelju procjene mjerne nesigurnosti svakog mjernog lanca te odstupanja izmjerenih vrijednosti $h - Q$ karakteristike od krivulje regresije.

Za potrebe numeričkog proračuna pumpe HM2 potrebno je znati njenu geometriju. Stoga je u Laboratoriju za precizna mjerenja dužina preciznim CT skeniranjem srčane pumpe HM2, dobiven oblak točaka. Pumpa je skenirana visoko rezolucijskim detektorom (4000 x 3000 piksela), uz maksimalnu razlučivost CT skena od 54 μm . Nakon opisanog prikupljanja podataka, provedena je rekonstrukcija 3D volumena HM2 pumpe.

Numerička simulacija HM2 je napravljena u programu ANSYS Fluent 15.0. Korištena je 3D konstrukcija HM2 dobivena CT skeniranjem. Računalna domena je podijeljena na $6,4 \cdot 10^6$ kontrolnih volumena, s ciljem postizanja kvalitetne simulacije. Mreža je profinjena u graničnom sloju te u blizini spojeva i detalja. Turbulencija je modelirana s $k - \omega$ SST modelom. Rotacija rotora s lopaticama je modelirana pomoću metode pokretnog koordinatnog sustava MRF (Moving Reference Frame). Sve numeričke simulacije su provedene sa shemom drugog reda točnosti do postizanja konvergencije rezultata i dovoljne točnosti promatranih parametara. Numeričkom simulacijom su izračunati iznosi tangencijalnih naprezanja. Također je izračunata $\Delta p - Q$ karakteristika za HM2 pumpu.

Iz usporedbe eksperimentalnih i numeričkih rezultata se procjenjuje kvaliteta odabranih parametara numeričke analize. Odabrani parametri simulacije će se koristiti za sve daljnje numeričke izračune u sklopu doktorskog rada. U literaturama su navedeni različiti rasponi tangencijalnih naprezanja za koje se numerički postiže prihvatljiva hemokompatibilnost. U ovom radu je za referentni raspon

tangencijalnih naprezanja korišten najuži raspon 30 – 140 Pa. S obzirom da su rasponi općeniti, iz numeričke simulacije referentne srčane pumpe HM2 su preuzeti rasponi tangencijalnih naprezanja za koje je klinički potvrđena hemokompatibilnost. Numerički izračunate raspone tangencijalnih naprezanja je potrebno postići i u numeričkoj simulacije bezlopatične centrifugalne srčane pumpe. Na taj način se osigurava nužan uvjet prihvatljive hemokompatibilnosti za novu konstrukciju srčane pumpe.

Strujanje unutar BSP može se podijeliti u dva dijela, strujanje unutar rotora pumpe i strujanje u priključnim cijevima. Transfer energije s pumpe na fluid obavlja se unutar rotora (aktivni dio pumpe). Kako je geometrija rotora BSP jednostavna moguće je analizirati strujanje primjenom Navier–Stokesovih jednadžbi. Premda je krv višefazni nenjutnovski fluid u teorijskoj analizi uvedena je pretpostavka krvi kao jednofaznog njutnovskog fluida gustoće 1050 kg/m^3 te koeficijenta dinamičke viskoznosti $0,0035 \text{ kg/(m s)}$. Pretpostavljeno je stacionarno strujanje, premda u stvarnosti na ulazu u pumpu postoji nestacionarni profil brzine koji je posljedica rada srca. Pretpostavljeno je laminarno strujanje u rotoru jer je relativni Reynoldsov broj manji od kritičnog Reynoldsovog broja za strujanje između dvaju ploča. Uz gore navedene pretpostavke i ograničenja, koristeći Navier–Stokesove jednadžbe izveden je matematički model strujanja u rotoru BSP. Preliminarna analiza je provedena za rektificirani model strujanja. Nakon toga se pristupilo rješavanju Navier–Stokesove jednadžbi u cilindarskim koordinatama.

Izvedeni su algebarski izrazi za polje tlaka, polje brzina, raspodjelu tangencijalnog naprezanja na disku, moment potreban za okretanje rotora, snagu potrebnu za okretanje rotora te $\Delta p - Q$ karakteristika BSP pumpe. Koristeći navedene izraze i podatke dobivene analizom HM2 pumpe pristupilo se određivanju glavnih geometrijskih parametara BSP pumpe.

Prilikom određivanja parametara uvedeni su dodatni kriteriji koji konstrukcija mora zadovoljiti. Prvi i najvažniji kriterij je da pumpa dobavlja krv unutar striktnih granica da bi se osigurala normalna cirkulacija krvi po tijelu. Za konstrukciju BSP pumpe odabrana je projektna radna točka $\Delta p = 65 \text{ mmHg}$, $Q = 5 \text{ l/min}$. Drugi vrlo važan kriterij je visoka hemokompatibilnost te minimalan negativan utjecaj BSP na krv (minimalna tromboza i hemoliza). Prihvatljivo tangencijalno naprezanje je unutar granica 30 – 140 Pa. Treći kriterij je postići pumpu minimalnog volumena. Četvrti kriterij je visoka efikasnost pumpe zbog što dulje autonomnosti bez punjenja baterija.

Prvi parametar koji je odabran u teorijskoj analizi je kutna brzina vrtnje. Taj parametar je nezavisan, a svi ostali parametri će ovisiti o njemu. U radu je odabrano da se projektna radna točka postiže pri $\omega = 6000$ okretaja u minuti. Iz uvjeta da je tangencijalno naprezanje unutar zadanih granica, definiran je unutarnji polumjer diska. Uvažavajući uvjet minimalnog volumena pumpe definiran je vanjski radijus diska i broj diskova. Koristeći jednadžbe izvedene rješavanjem pojednostavljenih Navier–Stokesovih jednadžbi, izračunati su: tangencijalna naprezanja na disku, snaga pumpe te moment potreban za okretanje rotora. Teorijskom analizom definirani su glavni parametri BSP pumpe: tlak $\Delta p = 65$ mmHg i protok $Q = 5,43$ l/min u projektnoj radnoj točki, kutna brzina vrtnje $\omega = 6000$ okretaja u minuti, šest diskova debljine 1 mm i razmaka diskova 1 mm, unutarnji radijus diska $R_1 = 12$ mm, vanjski radijus diska $R_2 = 15$ mm. Raspon tangencijalnih naprezanja je od $\tau_{\theta z} = 115$ Pa na dnu diska, do $\tau_{\theta z} = 92$ Pa na vrhu diska. Snaga pumpe je $P = 1,324$ W. Izvedena je analitička jednadžba $\Delta p = \Delta p(Q)$ iz koje je određena $\Delta p - Q$ karakteristika BSP pumpe.

Premda su teorijskom analizom izvedeni svi glavni parametri potrebni za konstrukciju BSP pumpe nemoguće je provesti oblikovanje geometrije pumpe bez numeričke analize. Za analizu strujanja koristio se ANSYS Fluent 15.0 program. Pumpa je analizirana kao pet istovjetnih računalnih domena. Domena se sastoji od prostora između dva diska s dodatkom separatora strujanja, te dijela domene ulaznih i izlaznih priključnih cijevi. S ciljem postizanja kvalitetne simulacije, domena je aproksimirana s $1,1 \cdot 10^5$ kontrolnih volumena. Mreža je profinjena u graničnom sloju kao i u blizini spoja separatora strujanja i priključnih cijevi. Turbulencija je modelirana s dva modela strujanja $k - \varepsilon$ i $k - \omega$ SST modelom. U radu su prikazana postupna poboljšanja strujanja da bi se u konačnoj petoj verziji oblika pumpe postiglo strujanje bez recirkulacije i bez zona zastoja strujanja.

Numeričkom simulacijom je izračunata $\Delta p - Q$ karakteristika za konačnu verziju konstrukcije BSP pumpe. Usporedbom karakteristika dobivenih teorijskom i numeričkom analizom vidljivo je da su obje krivulje linearne i da se podudaraju. Numerička $\Delta p - Q$ karakteristika izračunata je uzimajući u obzir protok u računalnoj domeni (sa separatorom strujanja i priključnim cijevima), dok je teorijska $\Delta p - Q$ karakteristika izračunata samo za rotor tj. prostor između diskova. Navedeno je uzrok nepotpunog poklapanja između teorijske i numeričke $\Delta p - Q$ karakteristike.

Za ocjenu kvalitete konstrukcije na hemokompatibilnost koristila su se tri parametra: zidno tangencijalno naprezanje WSS (wall shear stress), skalarno naprezanje SSS (scalar shear stress) i vrijeme prolaska fluida (residence time). WSS u rotoru je u granicama od 46 do 108 Pa, što je niže od tražene vrijednosti maksimalnog WSS. Vrijeme prolaska fluida t_R za pumpu iznosi 0,0194 s. Postoji malo područje (5% ukupnog volumena) kod separatora strujanja u kojoj su vrijednosti više od dopuštenih (108 – 308 Pa). Za područje izvrgnuto pojačanom WSS vrijeme izloženosti u tom području je vrlo malo $5 \cdot 10^{-4}$ s. Prema Hellums-ovom dijagramu za vrijeme prolaska fluida od $5 \cdot 10^{-4}$ s dozvoljeno WSS iznosi 700 Pa što je znatno više od postojećeg naprezanja. Prilikom numeričke analize izračunato je i polje SSS, pomoću kojeg određujemo što se događa s naprezanjem čestica unutar fluida. 10% ukupnog volumena je izloženo visokom linearnom naprezanju u fluidu ($SSS > 100$), 10 % ukupnog volumena je izloženo srednjem SSS ($10 < SSS < 100$), a preostalih 80% volumena fluida je izloženo niskom SSS ($SSS < 10$).

Uspoređujući HM2 i BSP pumpe po kriteriju hemokompatibilnosti za kutne brzine $\omega = 6000$ o/min, protok kroz HM2 je $Q = 5$ l/min dok je za pumpu BSP protok $Q = 5,43$ l/min. Pumpa HM2 ima WSS u rasponu od 0 do 1025 Pa te SSS u rasponu od 0,0632 do 3302 Pa. Pumpa BSP ima WSS u rasponu od 0 do 308 Pa, a SSS u rasponu od 0 do 667 Pa. U novo razvijenoj BSP pumpi nema recirkulacijskih zona, ni zona zastoja što je sa stanovišta hemokompatibilnosti jako povoljno. Uz to BSP pumpa ima WSS i SSS parametre niže nego pumpa HM2 koju možemo smatrati vrlo dobrom izvedbom u smislu hemokompatibilnosti.

Navedenim su potvrđene obje hipoteze doktorskog rada:

- Hemokompatibilnost srčane pumpe je prihvatljiva kada su tangencijalna naprezanja krvi u rasponu 30 – 140 Pa te kada nema recirkulacije i zastoja krvi.
- Tangencijalno naprezanje na krv je proporcionalno s visinom dobave srčane pumpe, kutnom brzinom i razmakom između diskova, a obrnuto proporcionalno s promjerom diskova srčane pumpe.

EXTENDED ABSTRACT

The main function of the heart is to ensure continuous blood circulation to support normal body functions. Many life-threatening problems emerge if function of the heart is compromised. Therefore, if the heart is not able to ensure normal blood flow, it is extremely important that the blood flow is ensured by additional pumps called heart pumps. An artificial heart, i.e., a heart pump, is used to pump blood through the body when the heart itself is unable to do so.

Cardiovascular diseases are the most common cause of death in the world. In the European Union countries, 42% of all deaths are due to cardiovascular diseases. Unfortunately, vascular system diseases are the main cause of death in Croatia. In 2016, the share of cardiovascular diseases in total mortality in Croatia was 45%, which means that almost every second person who died in Croatia, died of cardiovascular disease. A reasonable desire is to reduce these numbers, which in turn requires the development of heart pumps. Heart pumps provides the opportunity for people with heart disease to have significantly more time to receive a transplant (so-called bridge to transplantation). Also, heart pumps have the potential to permanently replace the patient heart when transplantation is not possible due to general health of the patient.

In this research, a new type of heart pump is developed. The uniqueness of this pump concept is that the mechanical energy is transferred to the fluid by the rotation of flat discs without blades. Volumetric heart pumps with a diaphragm that provide pulsatile flow and heart pumps with blades that have continuous flow have already been developed. Heart pumps developed so far use shape, i.e., blades or diaphragm to transfer mechanical energy, while use of a bladeless pump as a heart pump is a complete novelty. Analytical, numerical, and experimental analyses are used to define the pump parameters that affect the heart pump hemocompatibility.

The design parameters of a centrifugal bladeless heart pump are defined in relation to the reference heart pump. The HeartMate II Left Ventricular Assist Device from Thoratec Corporation (HM2) was selected as the reference heart pump. Through clinical practice, it was shown that HM2 causes the least complications and has good hemocompatibility. As part of this thesis, a bladeless heart pump (BSP) is designed. Hemocompatibility parameters of the BSP are equal to or better than HM2.

Experimental analysis of the HM2 heart pump was performed in the interdisciplinary Laboratory for Artificial Cardiovascular Circulation, Faculty of Mechanical Engineering and Naval Architecture. For this purpose, an open-loop MOCK circulatory system was made for testing heart pumps. The MOCK circulatory system is made of Plexiglas and consists of a large tank, control valves, straight pipes of circular cross-section, a heart pump holder and a Venturimeter. In the experimental measurements, the prescribed standards for testing pumps defined by the ISO 9906: 2012 standard are met. The measured values are flow, pressure increase in the pump and suction pressure in the pump. All measuring chains were calibrated before the measurement and the measurement uncertainty of each individual measuring chain was assessed, according to ISO GUM standard. Measurements were performed with two different fluids: water and a solution of glycerol and water used as a substitute for blood. Based on the experimental results, the $h - Q$ characteristic curves of the HM2 pump for both fluids are presented. The estimation of the total measurement uncertainty was performed based on the measurement uncertainty of each measuring chain and the deviation of the measured values of the $h - Q$ curve from the regression curve.

For the purposes of numerical calculation of the HM2 pump, it is necessary to know its geometry. Therefore, in the Laboratory for Precise Length Measurements, a cloud of points was obtained by precise CT scanning of the HM2 heart pump. The pump was scanned with a high-resolution detector (4000 x 3000 pixels), with a maximum CT scan resolution of 54 μm . After the described data collection, the 3D volume of the HM2 pump was reconstructed.

Numerical analyses of HM2 was made in ANSYS Fluent 15.0. A 3D design of HM2, that was obtained by CT scanning, was used. The computer domain was divided into $6,4 \cdot 10^6$ control volumes, with the aim of achieving quality simulation. The mesh was refined in the boundary layer and near the joints and details. $k - \omega$ SST model was used to model turbulence. The rotation of the rotor was modeled using the Moving Reference Frame method. All numerical calculations were performed with a second order scheme of accuracy, until the result convergence and sufficient accuracy of the observed parameters was achieved. Shear stress magnitudes were calculated numerically. The $\Delta p - Q$ characteristic curve for the HM2 pump was also calculated in the scope of the simulation.

Quality of the numerical analysis settings was assessed by comparison of experimental and numerical results. Selected simulation settings were to be used for all further numerical calculations within this thesis. Different ranges of shear stress for which acceptable numerical

hemocompatibility is achieved are reported in the literature. In this thesis, the narrowest range of 30 – 140 Pa was used for the reference shear stress range. Since these ranges are general, shear stress ranges for which hemocompatibility has been clinically confirmed have been taken from the numerical simulation of the reference heart pump HM2. The stated ranges of shear stresses need to be achieved in the numerical simulation of a bladeless centrifugal heart pump. This ensures the necessary condition of acceptable hemocompatibility for the new heart pump design.

The flow inside the BSP can be divided into two parts, the flow inside the pump rotor and the flow in the connecting pipes. Energy transfer from the pump to the fluid is performed inside the rotor (active part of the pump). As the geometry of the BSP rotor is simple, it is possible to analyze the flow using Navier – Stokes equations. Although blood is a multiphase non-Newtonian fluid, the theoretical analysis introduced the assumption of blood as a single-phase Newtonian fluid with a density of 1050 kg/m^3 and a dynamic viscosity coefficient of $0,0035 \text{ kg/(m s)}$. Stationary flow was assumed, although there is a non-stationary velocity profile at the pump inlet resulting from active part of the heart. The relative Reynolds number is lower than the critical Reynolds number for the flow between the two plates, and laminar flow in the rotor was assumed. In addition to the above assumptions and limitations, a mathematical model of the flow in the BSP rotor was derived using the Navier – Stokes equations. The initial assumption was made for the rectified flow model. After that, the Navier – Stokes equation in cylindrical coordinates was solved.

Algebraic expressions for the pressure field, velocity field, shear stress distribution on the disc, torque and force required for rotor rotation are derived. Furthermore, $\Delta p - Q$ characteristic curve of the BSP pump was derived. Using the above terms and data obtained from the analysis of the HM2 pump, the main geometrical parameters of the BSP pump were determined.

When determining the parameters, additional criteria were introduced that the structure must meet. The first and most important criterion is that the pump supplies blood within strict limits to ensure normal blood circulation throughout the body. The designed operating point $\Delta p = 65 \text{ mmHg}$, $Q = 5 \text{ l/min}$ was selected for the construction of the BSP pump. Another very important criterion is high hemocompatibility and minimal negative impact of BSP on the blood (minimal thrombosis and hemolysis). The acceptable shear stress is within the range of 30 – 140 Pa. The third criterion is to achieve a minimum pump volume. The fourth criterion is the high efficiency of the pump due to the longer autonomy without charging the batteries.

The first parameter selected in the theoretical analysis is the angular velocity. This parameter is independent, and all other parameters will depend on it. The designed operating point is defined at $\omega = 6000$ rpm. From the condition that the shear stress is within the given limits, the inner radius of the disc is defined. Considering the criterion of the minimum pump volume, the outer radius of the disc and the number of discs are defined. Using the equations derived by solving the Navier – Stokes equations, the following were calculated: shear stress on the disc, pump power and torque required to rotate the rotor. Main parameters of the BSP pump were defined using theoretical analysis: pressure $\Delta p = 65$ mmHg and flow $Q = 5.43$ l/min at the designed operating point, angular speed $\omega = 6000$ rpm, six discs 1 mm thick with 1 mm disc spacing, internal disc radius $R_1 = 12$ mm, outer disc radius $R_2 = 15$ mm. The range of shear stresses is from $\tau_{\theta z} = 115$ Pa at the bottom of the disc, to $\tau_{\theta z} = 92$ Pa at the top of the disc. The power of the pump is $P = 1,324$ W. The analytical equation $\Delta p = \Delta p(Q)$ was derived from which the $\Delta p - Q$ characteristic curve of the BSP pump was determined.

Although all the main parameters required for the construction of a BSP pump have been derived by the theoretical analysis, it is impossible to design the geometry of the pump without numerical analysis. The ANSYS Fluent 15.0 program was used for flow analysis. The pump was analyzed as five identical computer domains. The domain consists of the space between two discs with the addition of a flow separator, and part of the domain of the inlet and outlet connecting pipes. In order to achieve a quality simulation, the domain was approximated with $1,1 \cdot 10^5$ control volumes. The mesh was refined in the boundary layer as well as near the junction of the flow separator and the connecting pipes. Turbulence was modeled with $k - \varepsilon$ and $k - \omega$ SST turbulence models. In the thesis, gradual improvements of the pump shape are presented, up to the final fifth version of the pump shape, with which flow without stagnation and recirculation zones was achieved.

The $\Delta p - Q$ characteristic curve of the final version of the BSP pump design was calculated using numerical simulation. A comparison of the curves obtained by theoretical and numerical analysis shows that both curves are linear and coincide. The numerical $\Delta p - Q$ characteristic curve was calculated considering the flow in the computation domain (with flow separator and connecting pipes), while the theoretical $\Delta p - Q$ characteristic curve was calculated only for the rotor, i.e., the space between the disks. Therefore, resulting in incomplete coincidence between theoretical and numerical $\Delta p - Q$ characteristic curves.

Three parameters were used to assess the quality of the structure on hemocompatibility: wall shear stress (WSS), scalar shear stress (SSS) and residence time. The WSS in the rotor is in the range of 46 to 108 Pa, which is lower than the required value of the maximum WSS. The residence time of the fluid in the BSP pump is 0.0194 s. There is a small area (5% of the total volume) at the flow separator in which the values are higher than allowed (108 – 308 Pa). Exposure time in the area in question is short, in order of $5 \cdot 10^{-4}$ s. According to the Hellums diagram for fluid residence time of $5 \cdot 10^{-4}$ s, the allowable WSS is 700 Pa which is significantly higher than the calculated stress. During the numerical analysis, the SSS field was calculated, which determines the stress of the particles inside the fluid. 10% of the total volume was exposed to high linear stress in the fluid ($SSS > 100$), 10% of the total volume was exposed to medium SSS ($10 < SSS < 100$), and the remaining 80% of the fluid volume was exposed to low SSS ($SSS < 10$).

Comparison of the HM2 and BSP pumps regarding the hemocompatibility was performed for angular velocities $\omega = 6000$ rpm. The flow through HM2 pump is $Q = 5$ l/min while the flow through BSP pump is $Q = 5.43$ l / min. The HM2 pump has a WSS in the range of 0 to 1025 Pa and a SSS in the range of 0.0632 to 3302 Pa. The BSP pump has a WSS in the range of 0 to 308 Pa and a SSS in the range of 0 to 667 Pa. In the newly developed BSP pump, there are no stagnation or recirculation zones, which is very favorable from the hemocompatibility viewpoint. In addition, the BSP pump has WSS and SSS parameters lower than the HM2 pump, which can be considered a very good performance in terms of hemocompatibility.

All hypotheses of the doctoral thesis were confirmed:

- Hemocompatibility of the heart pump is acceptable when the shear stresses are in the range of 30 – 140 Pa and when there is no stagnation and recirculation zones.
- The shear stress on the blood is proportional to the pump head, the angular velocity and the distance between the discs, and inversely proportional to the diameter of the discs.

KLJUČNE RIJEČI

srčana pumpa; srčana pumpa s kontinuiranim protokom, centrifugalna bezlopatična srčana pumpa, hemokompatibilnost srčane pumpe, parametri srčane pumpe, mjerna staza za ispitivanje srčane pumpe, računalna dinamika fluida, tangencijalno naprezanje, hemodinamika

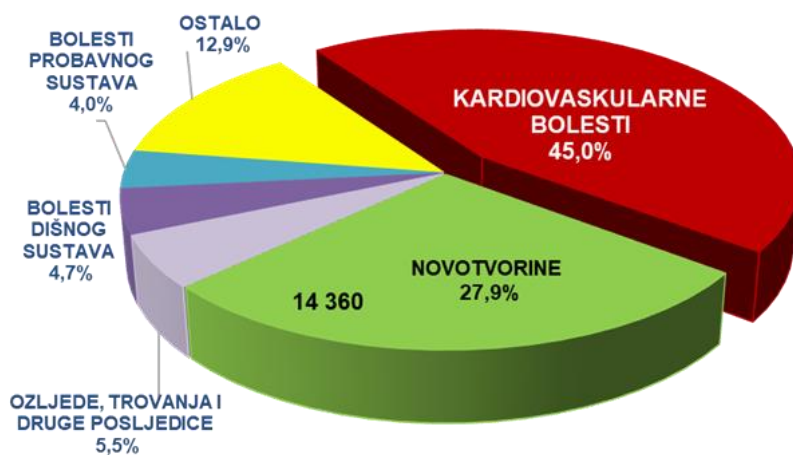
KEY WORDS

heart pump; continuous flow heart pump, centrifugal bladeless heart pump, heart pump hemocompatibility, heart pump parameters, mock circulatory system, computational fluid dynamics, shear stress, hemodynamics

1. UVOD

Srce je šuplji mišić, veličine stisnute šake, koji pumpa krv kroz krvne žile. Srce je, uz krv i krvne žile, sastavni dio krvožilnog ili kardiovaskularnog sustava. Glavna zadaća kardiovaskularnog sustava je da prenosi tvari iz i u stanice. Kako bi tijelo moglo normalno funkcionirati krv mora neprekidno kolati za što je prvenstveno zaduženo srce. Ukoliko je narušen rad srca javljaju se mnogobrojni problemi opasni po život [1], [2], [3]. Stoga je od iznimne važnosti, ukoliko srce nije u mogućnosti osigurati normalni protok krvi, da se protok krvi osigura dodatnim pumpama koje se nazivaju srčane pumpe [4], [5].

Kardiovaskularne bolesti najčešći su uzrok smrtnosti u svijetu od kojih godišnje umire 17,3 milijuna osoba (31%) od toga 4,5 milijuna osoba u Europi prema podacima World Heart Federation-a iz 2008 godine [6], [7]. U zemljama Europske unije 42% svih umrlih čine umrli od kardiovaskularnih bolesti. Nažalost, upravo su bolesti krvožilnog sustava glavni uzrok smrti u našoj zemlji. U 2016. godini u Hrvatskoj je od kardiovaskularnih bolesti umrlo 23 190 osoba, a udio kardiovaskularnih bolesti u ukupnom mortalitetu iznosi 45% (Slika 1). Što praktički znači da je svaka druga umrla osoba u Hrvatskoj umrla od kardiovaskularnih bolesti [8], [9]. S obzirom na udio u ukupnoj smrtnosti, kardiovaskularne bolesti se smatraju prioritetnim javnozdravstvenim problemom u svijetu, ali i u Hrvatskoj.



Slika 1. Uzroci smrti u Hrvatskoj 2016. godine [8]

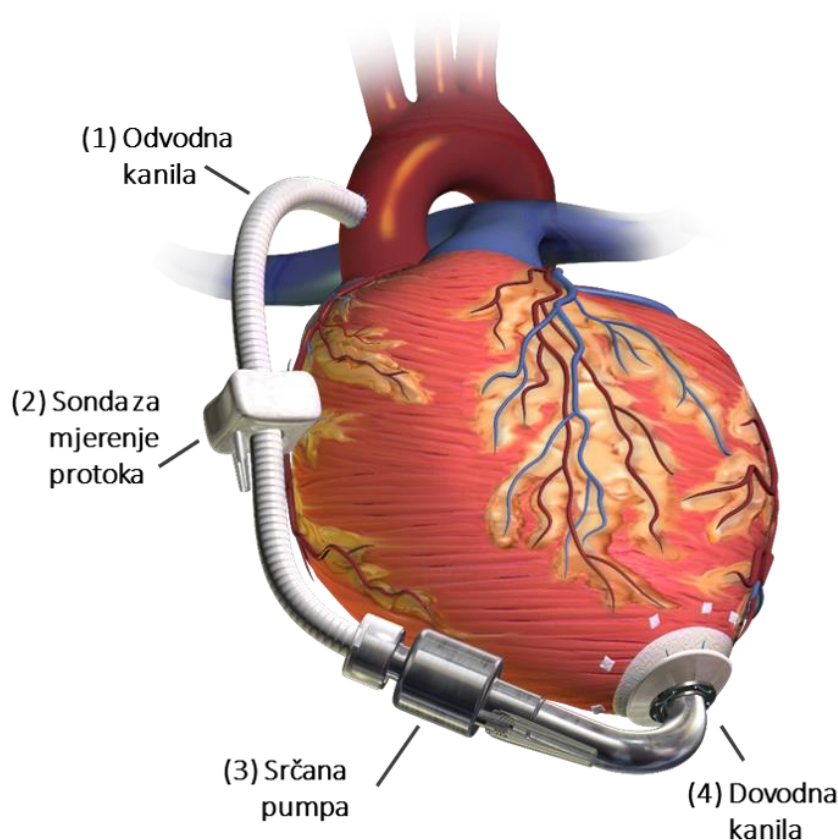
Najveći udio u kardiovaskularnim bolestima imaju bolesti srca. Razumna je želja za smanjenjem navedenih brojki, što posljedično zahtijeva razvoj srčanih pumpi. Čime se pruža mogućnost da osobe sa srčanim bolestima imaju znatno više vremena dočekati transplantaciju (tzv. bridge to transplantation). Tokom dosadašnjeg razvoja uočena je mogućnost da srčane pumpe uz daljnji razvoj imaju potencijal trajno zamijeniti srce kod pacijenata kod kojih transplantacija nije moguća zbog općeg zdravstvenog stanja [10], [11]. Stoga je razvoj područja srčanih pumpi od velike važnosti te je svaki doprinos navedenom području bitan, ne samo sa zdravstvenog stajališta već i zbog ekonomskih sredstava za navedeno liječenje [12].

1.1. Povijest i podjela srčanih pumpi

Umjetno srce tj. srčana pumpa koristi se za pumpanje krvi kroz tijelo u slučaju da samo srce to nije u stanju. Umjetno srce se koristi do trenutka kada će pacijent dobiti odgovarajuće srce donora te će transplantacija biti moguća. Postoje dva osnovna tipa srčanih pumpi [13], [14]:

- VAD (ventricular assist device) – pumpa koja je povezana na srce pacijenta i pomaže radu klijetki tj. uređaj za potpomognuti rad klijetki
- TAH (total artificial heart) – pumpa koja u potpunosti zamjenjuje rad srca tj. umjetno srce.

Kod pacijenata koji se oporavljaju od srčanog udara ili operacije srca VAD se koristi privremeno kako bi rasteretio srčani mišić, dok se kod kongestivnog zatajenja srca VAD koristi dugoročno ponekad i cijeli život [15], [16]. Na slici (Slika 2) je prikazan uređaj za potpomognuti rad klijetki, u daljnjem tekstu VAD, ugrađen na srce pacijenta.

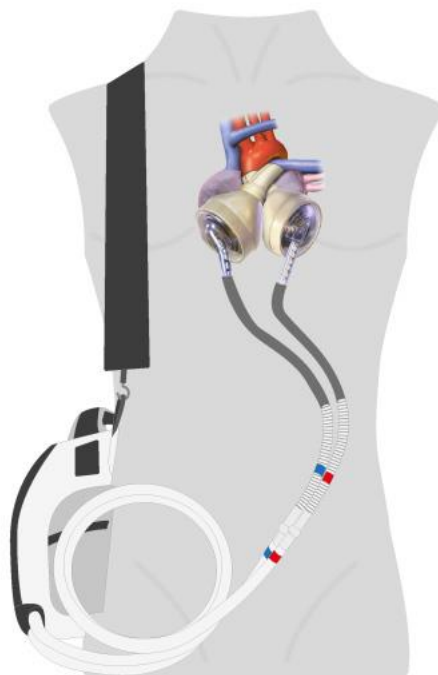


Slika 2. Uređaj za potpomognuti rad klijetki (VAD) [17]

Umjetno srce (TAH) se razlikuje se od uređaja za izvantjelesnu membransku oksigenaciju (ECMO – Extracorporeal Membrane Oxygenation). Koristi se pri operacijskim zahvatima na srcu, a zamjenjuje funkciju srca i pluća, zbog čega se još naziva "srce – pluća" uređaj. ECMO uređaj se u pravilu koristi privremeno, dok je umjetno srce namijenjeno za duži vremenski period ili do trenutka dok pacijent ne dobije odgovarajuće srce donora [14], [18].

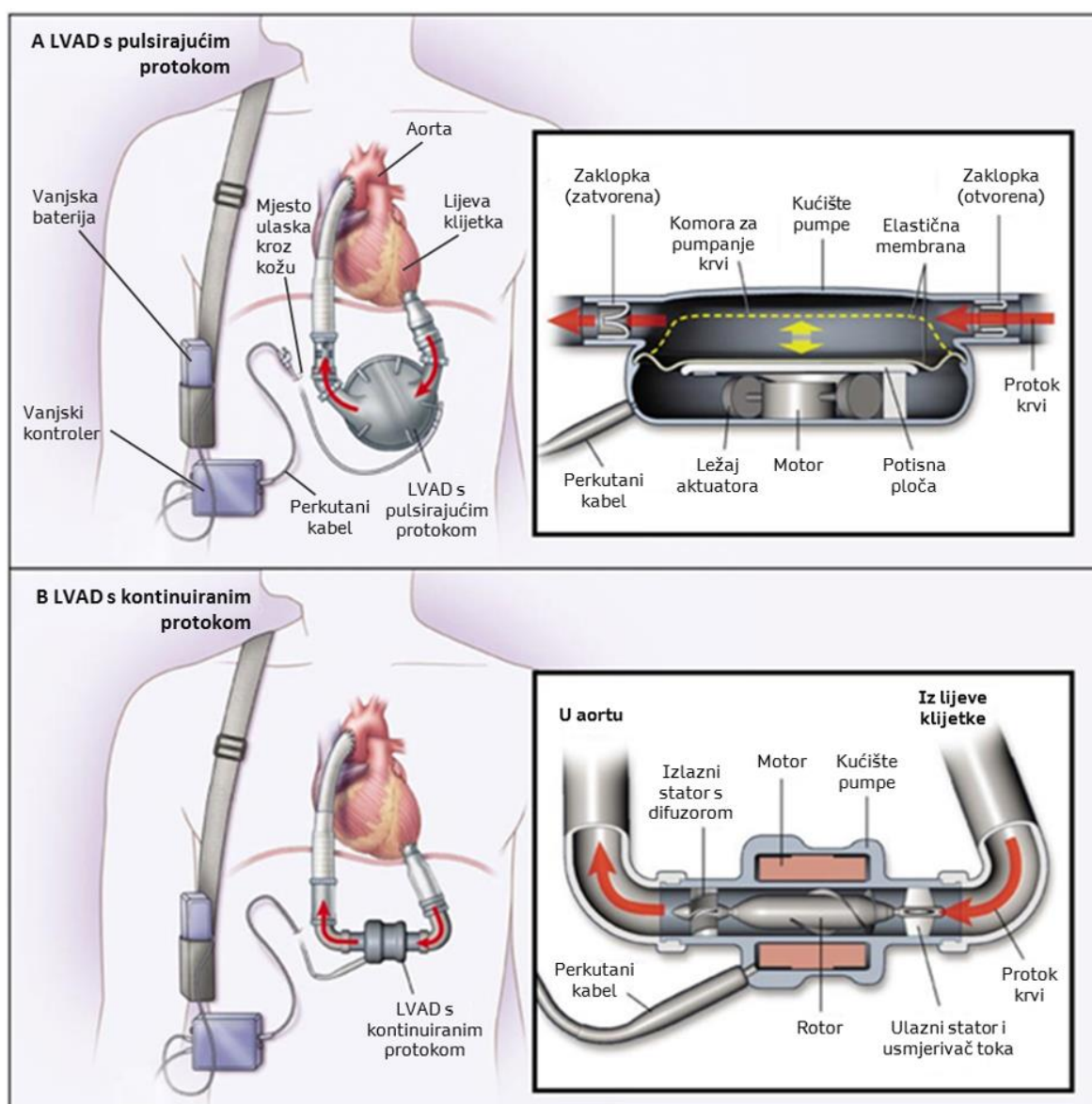
Osim po osnovnom tipu, srčane pumpe se dijele i s obzirom na način ugradnje u pacijenta. VAD se ugrađuje paralelno sa pravim srcem, dok se pri ugradnji TAH izrezuje i odstranjuje cijelo srce ili dijelovi srca koje će zamijeniti srčana pumpa [13].

Slika (Slika 3) prikazuje umjetno srce tj. TAH kod kojeg se pri ugradnji izrezuju i uklanjaju klijetke na čije mjesto se ugrađuje umjetno srce [19].



Slika 3. Umjetno srce (TAH) [20]

Nadalje srčane pumpe se međusobno razlikuju prema tipu pumpe koja zamjenjuje ili potpomaže radu srca gledano sa strojarske strane npr. centrifugalna pumpa, volumetrička pumpa [13], [21]. U literaturi se češće koristi podjela srčanih pumpi s obzirom na kontinuirani ili pulsirajući protok na izlazu iz pumpe, što je u suštini vezano za tip same srčane pumpe. Glavni razlog za navedenu podjelu je razlika u strujanju. Obzirom da kontinuirani i pulsirajući tip pumpe rade potpuno hemodinamički različitu sliku strujanja krvi te su drukčiji problemi prisutni obzirom na vrstu strujanja kroz srčanu pumpu [22]. Na slici (Slika 4) je prikazan VAD izveden sa dva različita tipa pumpe. Na gornjem dijelu slike je prikazana volumetrička pumpa s pulsirajućom membranom (A), a dolje je centrifugalna pumpa s lopaticama (B).



Slika 4. Tipovi pumpi: A) volumetrička pumpa s pulsirajućom membranom, B) centrifugalna lopatična pumpa [23]

Uređaji za potpomognuti rad klijetke (VAD) se po funkciji dijela na lijeve LVAD (left ventricular assist device) i desne RVAD (right ventricular assist device) srčane pumpe s obzirom na stranu srca tj. klijetki kojoj pomažu [24]. Postoje dualne srčane pumpe BiVAD (biventricular assist device) koje su istovremena primjena prijašnjih dviju pumpi u svrhu potpune potpore srcu pacijenta te ustvari rade kao umjetno srce (TAH). Glavni nedostatak dualne srčane pumpe BiVAD je prostor kojeg zauzima u prsnom košu te je njegova implantacija time ograničena. Stoga je jedan od rješenja da se BiVAD ugradi na način da su pumpe smještene izvan tijela pacijenta, što predstavlja problem zbog mogućnosti pojava infekcija [25].

Srčana pumpa za pomoć lijevoj klijetki (LVAD) se povezuje s lijevom klijetkom srca (ulaz) i na aortu (izlaz). U tom slučaju srčana pumpa u funkciji LVAD pripomaže radu lijeve klijetke na način da se krv preuzima iz lijeve klijetke i kroz sustav srčane pupe pumpa aortu [26].

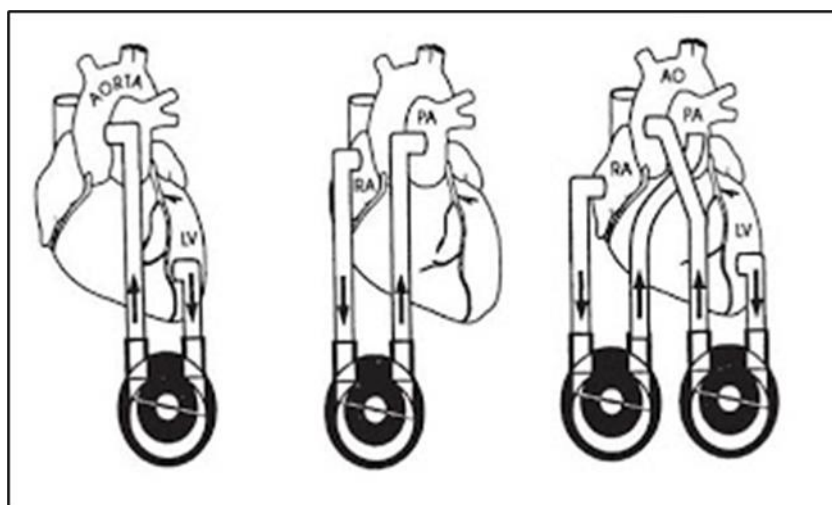
Srčana pumpa za pomoć desnoj klijetki (RVAD) se povezuje s desnom pretklijetkom srca (ulaz) i plućnu arteriju (izlaz). U tom slučaju srčana pumpa u funkciji RVAD pripomaže radu desne klijetke na način da se krv preuzima iz desne pretklijetke i kroz sustav srčane pupe pumpa u plućnu arteriju [27].

Dualna srčana pumpa (BiVAD) se ugrađuje na način da se ugradi dvije srčane pumpe, jedna u funkciji pomoći lijevoj klijetki (LVAD), a druga u funkciji pomoći desnoj klijetki (RVAD), adekvatno ugradnji navedenih [25], [28].

Najčešće se koriste srčane pumpe za pomoć lijevoj klijetki (LVAD) jer je lijeva klijetka opterećenija od desne [29]. Ukoliko je, iz nekog razloga, otpor u plućnim kapilarama veći tj. otpor pluća veći od normalnog primjenjuje se srčana pumpa za pomoć desnoj klijetki (RVAD) [24].

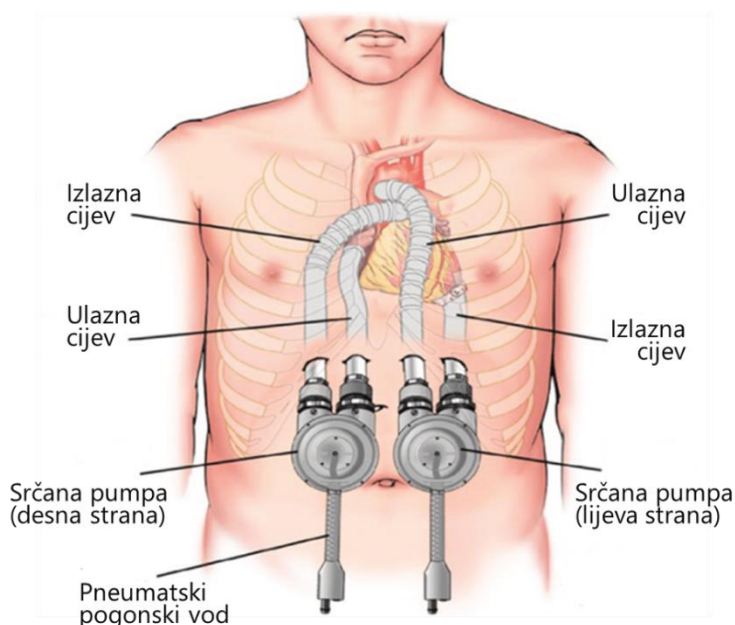
Na slici (Slika 5) su prikazani redom: srčana pumpa za pomoć lijevoj klijetki (LVAD), srčana pumpa za pomoć desnoj klijetki (RVAD) i dualna srčana pumpa (BiVAD). Oznake na slici (Slika 5) označavaju:

- AO – aorta
- LV – lijeva klijetka (engl. left ventricle)
- RA – desna pretklijetka (engl. right atrium)
- PA – plućna arterija (engl. pulmonary artery)



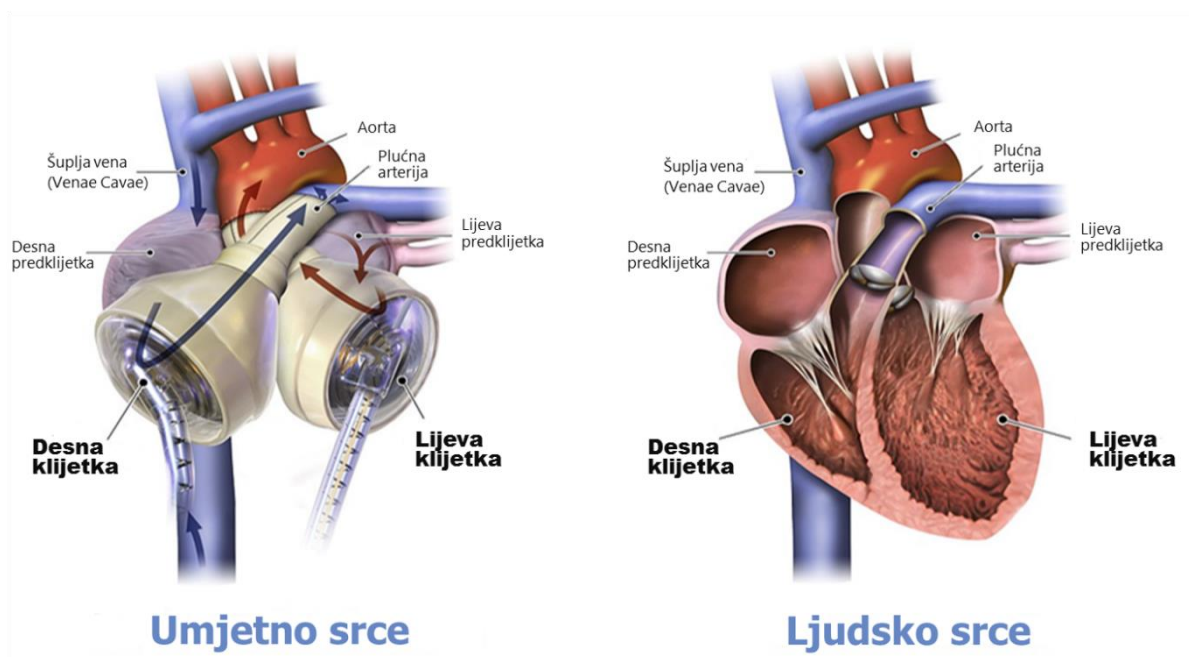
Slika 5. LVAD, RVAD i BiVAD [30]

Na slici (Slika 6) je prikazan princip ugradnje dualne srčane pumpe (BiVAD) gdje su same pumpe izvan tijela pacijenta zbog nedostatka prostora za ugradnju u prsnoj koši.



Slika 6. BiVAD sa srčanim pumpama izvan tijela pacijenta [31]

Kod implantacije umjetnog srca TAH problem predstavlja složenost same operacije i učvršćivanja umjetnog srca u prsnoj koši. Prednost je što ne zauzima dodatni prostor unutar prsnoj koši jer je sličnih dimenzija kao lijeva i desna klijetka na čije mjesto dolazi. Na slici (Slika 7) je prikazano ugrađeno umjetno srce i ljudsko srce.



Slika 7. Slikovni prikaz ugradnje umjetnog srca (SynCardia TAH) [32]

Kako bi bolje razumjeli probleme i budući razvoj srčanih pumpi, potrebno je razmotriti dosadašnji razvoj od samih početaka pojave srčanih pumpi. Začetci srčanih pumpi nalaze se po prvi puta 1813. godine kada je Le Gallios prvi puta uspješno proveo pumpanje stiskanjem gumiranih crpnih komora između para drvenih dasaka [33]. Prvi pravi koncepti uređaja za pomoć srcu su nastali tek 1960-ih godina. Najraniji mehanički uređaji za pomoć rada srca su bili pneumatsko pogonjeni. Prve umjetne komore u kliničkoj uporabi su se pojavile 1963. godine. Sastojale su se od pneumatski pritiskane cijevi s ventilima koje su povezivale lijevu pretklijetku i aortu [16]. Tijekom 1960-ih pojavile su se i ideje potpune zamjene cijelog srca pomoću umjetnog srca (TAH). Prvi klinički postupak implantacije umjetnog srca TAH je izveden 1969. godine [34]. Iako je početak razvoja srčanih pumpi započeo još 1960-tih, značajni napredak je ostvaren u zadnjih 50-ak godina.

1.1.1. TAH

Prvu implantaciju umjetnog srca (TAH) izvršio je 1969. godine Denton Cooley koristeći umjetno srce Liotta s ciljem da se održi srčana funkcija pacijenta do trenutka kada će pacijent transplantacijom dobiti odgovarajuće srce donora (tzv. bridge to transplantation). Unatoč pojavi hemolize i pogoršanju općeg stanja, pacijentu je nakon 3 dana korištenja Liotta umjetnog srca, transplantirano srce donora, koje je 36 sati kasnije otkazalo [34].

Umjetno srce Jarvik-7, koje je dobilo ime po svom tvorcu dr. Robertu Jarviku, je dizajnirano da funkcionira što sličnije normalnom srcu. Sastojao se od dvije pumpe u obliku sfera sa mehanizmom diska koji je bio pogonjen vanjskom zračnom pneumatskom pumpom. Vanjska pumpa je bila velika (kao standardni samostojeći kućni frižider), teška i minimalno prenosiva. Jarvik-7 je uspješno implantiran u čovjeka 1982. godine te je pacijenta podržavao 112 dana. Tada se umjetna srca počinju smatrati adekvatnim uređajima za održavanje srčane funkcije pacijenta do trenutka transplantacije. Tokom 80-tih Jarvik-7 je implantiran u više od 70 pacijenata. Najduži život pacijenta s ugrađenim Jarvikom-7 iznosio je 620 dana [18], [19].

Kasnije je Jarvik-7 promijenio ime u Symbion total artificial heart. Nakon manjih izmjena originalnog dizajna nastaje CardioWest total artificial heart [35]. Daljnjim razvojem nastaje srčana pumpa imena SynCardia i Abiocor (AbioMed) koja se koriste klinički [36], [37].

Umjetno srce SynCardia Total Artificial Heart je uspješno implantirano u više od 1 350 pacijenata, što im je omogućilo dočekati transplantaciju. Dosad je najduže čekanje na transplantaciju iznosilo skoro četiri godine tj. 1 374 dana te je naposljetku rezultiralo uspješnom

transplantacijom [38], [39]. SynCardia Total Artificial Heart je volumetrička srčana pumpa s pulsirajućim izlazom postignutim pomoću dijafragme koju pogoni vanjska električna zračna pumpa (Slika 7). Danas je vanjska jedinica koja sadrži zračnu pumpu i dvije baterije velika kao srednje velika ženska torbica i lako je prenosiva (Slika 3).

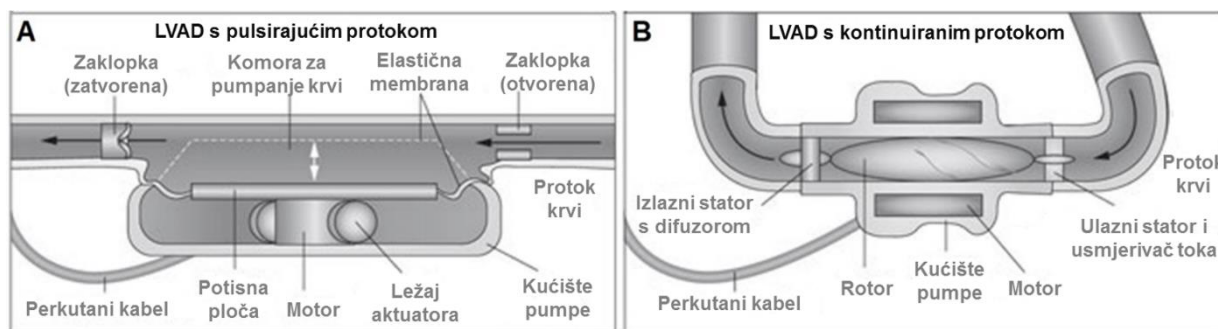
1.1.2. VAD

Prva generacija

Prvu uspješnu implantaciju LVAD-a je napravio De Bakey 1966. godine. Upravo od tada je većina istraživanja i razvoja srčanih pumpi, fokusirana upravo na LVAD uređaje ponajprije zbog značajno lakše implantacije i manje invazivne operacije za pacijente.

Prva generacija LVAD-a sadrži pumpe s pulsirajućim izlazom [40]. Primjeri prve generacija LVAD srčanih pumpi su: Novacor LVAS (Baxter Healthcare, Oakland, Kalifornija, SAD), HeartMate I (Thoratec) i Thoratec PVAD (Thoratec) [41], [42], [43].

Prve generacije srčanih pumpi LVAD (A) replicirale su izvorni srčani ciklus pomoću dijafragme i jednosmjernih umjetnih srčanih zalistaka, dok druga generacija pumpa s kontinuiranim protokom (B) koristi aksijalnu pumpu bez ventila (Slika 8).



Slika 8. LVAD s pulsirajućim izlazom (A), LVAD s kontinuiranim protokom (B) [13]

S porastom implementacije LVAD-a, postaje češća i potreba ugradnje RVAD-a nakon ugradnje LVAD-a. Kliničke postavke u kojima se terapija RVAD-om najčešće koristi uključuju akutni infarkt miokarda, plućnu emboliju, plućnu hipertenziju, miokarditis, postkardiotomijski šok, transplantacija srca i implantacija LVAD-a. Gotovo polovica svih bolesnika sa kroničnim zatajenjem srca prikazuje zatajenje rada desnog srca nakon implantacije LVAD-a te 4% zahtijeva podršku rada desne klijetke u prva dva tjedna poslije operacije [44], [45]. Budući da su komplikacije u radu desne klijetke nakon operacije LVAD-a relativno česte i vrlo značajne u pogledu morbiditeta, sredstva za osiguravanje rada desne klijetke RVAD su nužne. Danas

neki RVAD-ovi poput SynCardia (SynCardia Systems, Tucson, AZ, USA) služe kao potpora do transplantacije, dok neki drugi poput Impella RP (AbioMed, Danvers, MA, SAD), TandemHeart (CardiacAssist, Pittsburgh, PA, USA) i CentriMag RVAD (Thoratec) služe kao privremena potpora [46], [48].

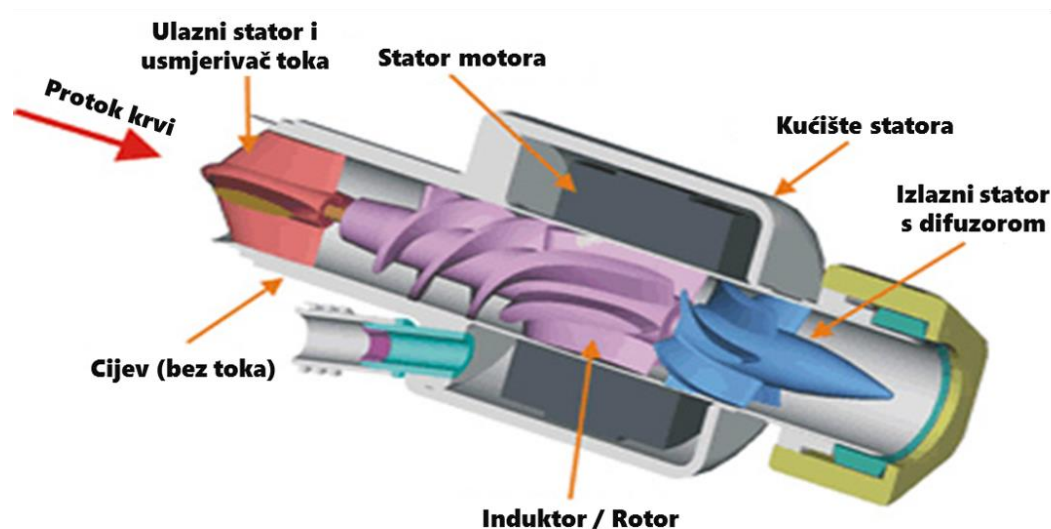
Većina pacijenata zadržava dovoljnu funkciju desne klijetke tijekom trajanja LVAD terapije. Gotovo 48% primatelja LVAD-a razvije postoperativne disfunkcije rada desne klijetke koja zahtijeva da se koristi biventrikularni (BiVAD) uređaj za pomoć [44]. BiVAD je koristan za pacijente s potpunim zatajenjem srca jer podržava obje strane srca, uravnoteživanjem lijeve i desne strane srca. BiVAD prve generacije s pulsirajućim izlazom je spasio mnoge živote, ali je značajno ograničen svojom glomaznošću, potrebom velikog vanjskog pneumatskog pogona koji značajno smanjuje pokretljivost pacijenta, infekcije na mjestu ulaska u tijelo i stvaranja tromba. Neki BiVAD-ovi prve generacije su: AbioMed BVS5000 (AbioMed), Berlin Heart EXCOR (Berlin Heart) i Medos HIA-VAD (Stolberg, Njemačka) [44], [49].

Druga generacija

Prva generacija VAD srčanih pumpi s pulsirajućim izlazom ograničene su svojom veličinom, značajnom emisijom buke te izdržljivošću i nepouzdanošću koji vode do čestih kvarova i smrtnih ishoda. Stoga se tijekom 1990-ih razvoj VAD srčanih pumpi druge generacije temelji ponajprije na rješavanju problema veličine i pouzdanosti srčanih pumpi [46], [47]. Kao rezultat tog razvoja Thoratec je 2001. predstavio novi VAD pod nazivom HeartMate II (HM2) koji je veličine tek jedne sedmine i jedne četvrtine težine izvornog HeartMate XVE [26], [50]. Ova radikalna promjena je postignuta integriranjem aksijalne pumpe bez ventila s promjenjivim magnetskim poljem dizajniranim za brzu vrtnju rotora koji stvara kontinuirani protok usmjeren paralelno s osi rotacije (Slika 8) [51]. HM2 je dobio odobrenje od FDA za korištenje do transplantacije (engl. bridge to transplatation) 2008. i za odredišnu tj. trajnu terapiju 2010. godine. Do danas je više od 26 tisuća pacijenata primilo LVAD HM2, pri čemu 76% pacijenata preživi dvije godine [52]. Ostale pumpe s kontinuiranim protokom razvijene u tom vremenskom razdoblju su: Hemopump (Medtronic), DeBakey VAD (Micromed), HeartAssist-5 (Reliant Heart, Houston, TX, SAD), Jarvik 2000 (Jarvik Heart), Impella (Abiomed) i Incor (Berlin Heart). Druga generacija LVAD srčanih pumpi je omogućila pacijentima bolju kvalitetu života, pokretljivost i obnavljanje rada srca u odnosu na prvu generaciju VAD uređaja. Druga generacija LVAD uređaja još uvijek ima vanjska napajanja što i dalje doprinosi velikoj šansi

infekcije. Nadalje, pacijentima je i dalje potrebna stalna antikoagulacijska terapija tijekom trajanja implantata zbog velikog rizika od tromboembolijskih događaja [29].

Druga generacija LVAD srčane pumpe The MicroMed DeBakey VAD je prikazan na slici (Slika 9).



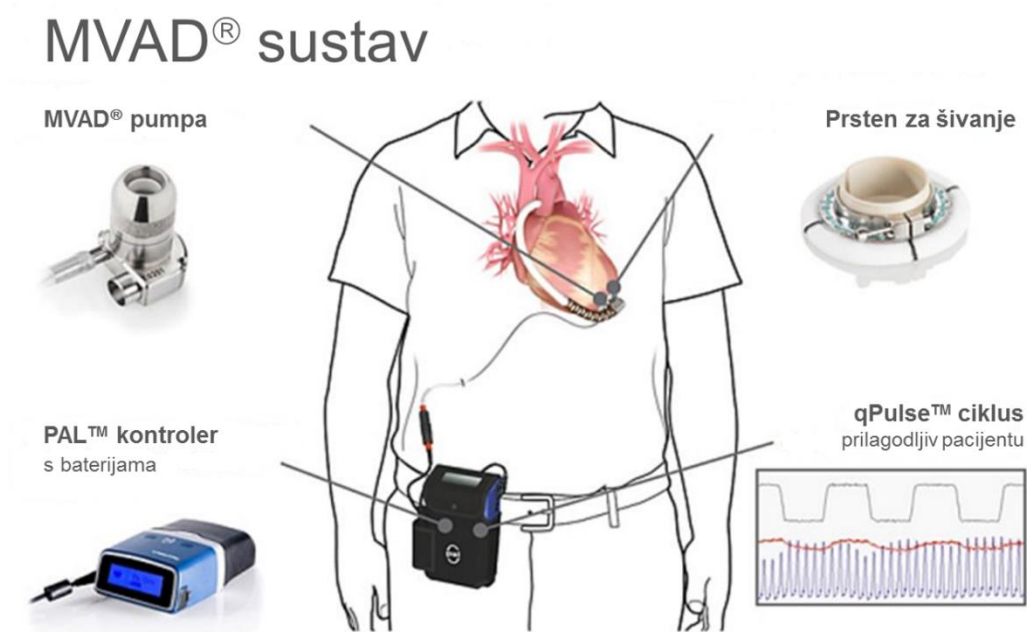
Slika 9. The MicroMed DeBakey VAD [53]

Treća generacija

Treća generacija su LVAD srčane centrifugalne pumpe sa kontinuiranim protokom pri čemu je izlaz usmjeren okomito na os rotacije [51], [54]. Primjenjuju se hidrodinamički i magnetni ležajevi kako bi se produžila trajnost srčane pumpe [55]. Navedeno je doprinijelo dodatnom smanjenju veličine uređaja, emisiji buke i stopi infekcija što doprinosi boljim rezultatima i kvaliteti života pacijenata [41]. Danas gotovo 99% postavljenih LVAD srčanih pumpi su pumpe s kontinuiranim protokom. Treća generacija centrifugalnih LVAD srčanih pumpi (CF-LVAD) su pumpe poput: HeartWare HVAD (HeartWare), HeartMate III (Thoratec), CentriMag (Thoratec), Incor (berlinsko srce), Levacor (World Heart, Salk Lake City, UT, SAD) i DuraHeart (Terumo Heart, Ann Arbor, MI, SAD) [43], [51]. HeartWare HVAD i HeartMate III su 2017. i 2018. dobili odobrenje od FDA za korištenje kao trajnu terapiju, a CentriMag je odobren da podrži jednu ili obje strane srca do 30 dana [56], [57], [58]. Unatoč značajnim poboljšanjima u vidu smanjenja volumena i povećanju trajnosti uređaja, ostaju komplikacije poput zatajenja desne strane srca, infekcije, tromboze, hemolize i neuroloških događaja [59].

Četvrta generacija

S ciljem primjenjivosti na što veći broj pacijenata uključujući žene i djecu, započeo je razvoj četvrte generacije srčanih pumpi s ciljem smanjena veličine. Značajnim razvojem i daljnjim istraživanjima srčanih pumpi u zadnjih 50 godina pojavljuju se srčane pumpe četvrte generacije tzv. MVAD (Miniaturized Ventricular Assist Device) (Slika 10).



Slika 10. Miniaturized Ventricular Assist Device (MVAD) [60]

HeartWare MVAD je minijaturna aksijalna pumpa koja ostvaruje protok od 10 litara u minuti pri 16 – 28 tisuća okretaja u minuti. HeartWare MVAD je značajno manjih dimenzija sa svojih 78 g od HearWare HVAD srčane pumpe koja teži 160 g ili Toratec HM2 srčane pumpe koja teži 290 g (Slika 11) [61].



Slika 11. HeartWare MVAD (lijevo) i HearWare HVAD (desno) [61]

Pri In vivo testiranju, na teladi i ovcama, kroz period od 30 dana, nisu se pojavili kvarovi uređaja, niti trombovi. Također je uočena prednost lakše ugradnje s manje invazivnom procedurom, što je također rezultat manjeg uređaja, a direktno utječe na oporavak nakon operacije [57], [58]. Kliničko ispitivanje HeartWare MVAD je započeto sredinom 2015. godine u Europi [63]. Kliničko istraživanje je još uvijek u tijeku te se finalni rezultati istraživanja očekuju tokom 2022. godine [64].

1.1.3. Pregled srčanih pumpi

U tablici (Tablica 1) je prikazan pregled najčešće korištenih srčanih pumpi. Navedeni su tipovi srčanih pumpi po funkciji, načinu ugradnje, jesu li namijenjeni kratkoročnoj ili dugoročnoj pomoći rada srca, te njihove prednosti i ograničenja tj. nedostaci [65], [66], [67], [68], [69], [70], [71]. U tablici se pojavljuju iduće oznake sa pripadajućim značenjima:

- IVC – donja šuplja vena (engl. inferior vena cava),
- FA – bedrena arterija (engl. femoral artery),
- LA – lijeva pretklijetka (engl. left atrial),
- PA – plućna arterija (engl. pulmonary artery),
- Uni – podrška radu jedne klijetke (engl. univentricular support),
- BTT – čekanje na odgovarajuće srce donora (engl. bridge-to-transplant),
- DT – trajna terapija (engl. destination therapy),
- TET – beskontaktni prijenos energije (engl. transcatheter energy transmission).

Iz tablice (Tablica 1) je jasno vidljivo da su najčešća ograničenja tj. mane do sad razvijenih i korištenih srčanih pumpi problemi vezani s trombozom, zatim infekcijama i komplikacijama s krvarenjem te nakon toga hemolizom. Navedeno daje jasan uvid u raspon osnovnih problema srčanih pumpi.

Tablica 1. Srčane pumpe i njihove ključne karakteristike

Kategorija	Proizvod	Tip potpore	Trajanje potpore	Prednosti	Ograničenja / nedostaci
Prva generacija – pulsirajući izlaz	HeartMate XVE	LVAD	Dugoročna	FDA odobrenje za DT 2003., oznaka CE 2004.	Glomazna i teška pumpa
	Berlin Heart EXCOR	BiVAD	BTT	Pedijatrijska uporaba s različitim veličinama pumpi	Implantacija djelomično izvan tijela
	Novacor LVAS	LVAD	BTT	Trajniji i pouzdaniji u vrijeme nastanka	Velika, glomazna pumpa s 3 vanjske jedinice
	HeartMate I	LVAD	BTT/BTR	Teksturirana površina u kontaktu s krvlju radi smanjivanja tromboze	Velika pumpa, komplikacije krvarenja i infekcije kod pogonskog kabela
	Thoratec PVAD	Uni or BiVAD	Kratkoročna	Tjedna ili mjesečna podrška pacijentima na kućnoj njezi nakon kardiotomije	Uobičajene nuspojave od pneumatskog pogonskog sklopa
	ABioMed BVS 5000	Uni or BiVAD	Kratkoročna	Reanimiranje kritično bolesnih pacijenata zbog akutne stabilizacije	Rizici krvarenja, koagulopatije i oštećenja glavnih organa
	Jarvik 7	TAH	Dugoročna	Prvo trajno umjetno srce, danas se koristi kao BTT	Problemi s trombozom i cerebralnom embolijom
	AbioCor TAH	TAH	Dugoročna	TET tehnologija bez pomoći žica	Nelagoda uzrokovana TET sustavom, glomaznost, zgrušavanje kod površine uređaja
	ABioMed Impella RP	IVC-to-PA	Kratkoročna	Prva i jedina FDA odobrena perkutana srčana pumpa za podršku desne klijetke	Problemi vaskularne tromboze i hemoliza
	Tandem Heart	LA-to-FA	Kratkoročna	Značajno smanjuje predopterećenje i pomaže srčanom radu	Rizici migracije kanile, tromboembolije, i srčane tamponade

Kategorija	Proizvod	Tip potpore	Trajanje potpore	Prednosti	Ograničenja / nedostaci
Druga generacija – aksijalne pumpe s kontinuiranim protokom	HeartMate II (HM2)	LVAD	Dugoročna	FDA odobrenje za DT, poboljšana stopa preživljavanja i kvaliteta života pacijenata, najčešće ugrađivani LVAD u 2000.-tima	Krvarenje, srčana aritmija, infekcija, sepsa
	Heart Assist 5	LVAD	Dugoročna	Mala i lagana pumpa, oznaka CE za sustav daljinskog praćenja 2012.	Krvarenje, tromboza, infekcije
	Jarvik 2000	LVAD	Dugoročna	Pedijatrijska upotreba, FDA odobrenje za probno korištenje kao DT u 2012.	Opoziv uređaja zbog potencijalnog oštećenja vanjskog kabela 2018.
	ABioMed Impella	FA-to-LV	Kratkoročna	Minimalno invazivna ugradnja, različite varijacije	Hemoliza, ozljeda aortnog zaliska, infekcija
Treća generacija – centrifugalne pumpe s kontinuiranim protokom	HeartWare HVAD	LVAD	Dugoročna	Mala pumpa, magnetni ležaj, FDA odobrenje za DT 2017.	Rizici od infekcije, krvarenja, aritmije, moždanog udara
	HeartMate III	LVAD	Dugoročna	Magnetni ležaj, FDA odobrenje za DT 2018.	Rizici od infekcije, krvarenja, aritmije, moždanog udara
	DuraHeart	LVAD	Dugoročna	Pozitivni klinički rezultati kao BTT u Japanu i Europi	Hemoliza, tromboembolija, krvarenje
	HeartWare MVAD	LVAD	Dugoročna	Mala pumpa za pedijatrijske primjene	Rizici od infekcije, krvarenja i tromboze
	CentriMag	Uni-VAD	Kratkoročna	Magnetni ležaj, akutna terapija, minimalna hemoliza	Krvarenje, infekcija, respiratorno zatajenje, hemoliza, neurološka disfunkcija

1.2. Pregled područja istraživanja

Srčana pumpa koja se ugrađuje u ljudsko tijelo, kao privremena ili trajna zamjena za srce, mora zadovoljiti mnogobrojne medicinske kriterije [72], [73], [74]. Osnovni medicinski kriterij je da pumpa daje potrebni tlak na izlazu iz srčane pumpe koji bi bio što sličniji radu normalnog srca. Također srčana pumpa mora biti izrađena od medicinskih materijala koji se mogu implantirati u ljudsko tijelo [75]. Funkcija srčane pumpe je osigurati protok krvi te bi bilo idealno kad bi srčana pumpa imala što manje ili zanemarive negativne utjecaje na krv [76]. U tablici (Tablica 2) su dani osnovni ulazni parametri krvožilnog sustava koje je potrebno uvažiti pri ugradnji srčane pumpe [77], [78], [79].

Tablica 2. Parametri krvožilnog sustava

Naziv fizikalnog svojstva	Oznaka	Iznos	Mjerna jedinica
Dinamička viskoznost krvi	μ	$3,5 \cdot 10^{-3}$	Pas
Gustoća krvi	ρ	1050	kg/m ³
Volumni protok krvi	Q	5	l/min
Promjer eritrocita	d_e	0,7 – 0,8	μm
Dozvoljeni raspon tangencijalnih naprezanja	τ	30 – 140	Pa
Normalni sistolički tlak	SYS	120	mmHg
Normalni dijastolički tlak	DIA	80	mmHg
Potrebna visina dobave srca	Δh	65	mmHg

Gledano općenito istraživanja na području srčanih pumpi i umjetnih srca idu u smjeru smanjenja samih uređaja [61],[62],[63] te povećanju pouzdanosti i trajnosti [73], [80], [81]. Istražuje se mogućnosti ugradnje cijele srčane pumpe zajedno sa izvorom energije u pacijenta ili bežičnog prijenosa energije kako bi se značajno smanjila mogućnost infekcije (mjesto izlaza perkutanog kabla iz tijela do baterije) [82]. Također se provode dodatna istraživanja u svrhu smanjenja tromboze i dovođenja tangencijalnih naprezanja u zadani raspon, kako bi se izbjeglo dugotrajno davanje sredstva za prorjeđivanje krvi pacijentima sa ugrađenim srčanim pumpama [83], [84], [85]. Naglasak je na postizanju bolje kvalitete života pacijenata koji čekaju transplantaciju srca ili imaju trajno ugrađenu srčanu pumpu.

Motivacija ovog rada je definirati novi tip srčane pumpe s kontinuiranim izlazom. Navedena ideja je proizašla iz želje za smanjenjem negativnih utjecaja pumpe na krv koje su uočene kod pumpe s pulsirajućim izlazom krvi (volumetričke pumpe) [14], [86], [87].

Budući da je glavni cilj smanjiti tangencijalna naprezanja, zone zastoja i recirkulacije te time smanjiti negativni utjecaj srčanih pumpi na krv koje su po principu standardne centrifugalne pumpe gdje se mehanička energija predaje na fluid lopaticama. Pojavila se ideja istraživanja centrifugalne bezlopatične srčane pumpe koja se temelji na prijenosu mehaničke energije s ravnih diskova na fluid putem viskoznog trenja.

1.2.1. Hemokompatibilnost

Kod srčanih pumpi, osim osnovnih kriterija potrebnog protoka krvi i visine dobave srčane pumpe, iznimno je bitan utjecaj pumpe na krv tj. hemokompatibilnost primijenjene pumpe. Hemokompatibilnost je pokazatelj koliko je srčana pumpa utjecala na krv tj. koliko je mehanički oštetila krv. Parametri hemokompatibilnosti su: razaranje bijelih krvnih stanica leukocita i crvenih krvnih stanica eritrocita (hemoliza) te neželjena aktivacija zgrušavanja (tromboza), prema ISO 10993-4 [75]. Stoga je minimiziranje mehaničkih oštećenja krvnih stanica važno za hemokompatibilnost.

Umjetno srce SynCardia Total Artificial Heart je klinički praćeno na 47 pacijenata koji su ugradnju umjetnog srca imali prije više od godinu dana. Pet pacijenata (10%) je doživjelo kvar srčane pumpe. Značajne komplikacije su: infekcije u 38 pacijenata (80%), tromboembolija u 9 pacijenata (19%) i hemoragične pojave (krvarenja) u 7 pacijenata (14%). Većina hemoragičnih pojava su nastale kao rezultat terapije protiv zgrušavanja krvi. Navedeno pokazuje da je utjecaj srčane pumpe na krv značajna stoga je hemokompatibilnost prioritet kod dizajniranja srčanih pumpi [38].

Potpuno umjetno srce (TAH) se u dosadašnjem razvoju temeljilo na volumetričkim pumpama s dijafragmom koje daju pulsirajući izlaz krvi. Navedene pumpe imaju nedostatke u veličini i težini te ponajprije u starenju i mehaničkom propadanju dijafragme. Srčane pumpe koje potpomažu radu klijetke (VAD) koriste pumpe s kontinuiranim protokom jer je njihova konstrukcija manja i lakša. VAD pumpe su pouzdanije i imaju duži vijek trajanja, a za rad troše manje energije od volumetričkih srčanih pumpi [14].

Kroz dosadašnji razvoj, ispitivanja i implementaciju, uočeno je da srčane pumpe sa kontinuiranim protokom krvi na izlazu uzrokuju manje mehaničkih oštećenja krvi od volumetričkih pumpi s pulsirajućim izlazom [86], [87]. Iako je uočena pojava fizioloških

promjena (gastrointestinalno krvarenje, aortna insuficijencija, refraktorna hipertenzija i moždani udar) povezanih s nedostatkom pulsiranja [88], daljnji razvoj je primarno usmjeren prema poboljšanju i daljnjem razvitku pumpi s kontinuiranim izlazom krvi kako bi se postigla veća hemokompatibilnost. Volumetričke pumpe s pulsirajućim izlazom krvi koje su uglavnom izvedene pomoću dijafragme imaju problem sa zaostajanjem određene količine krvi (tzv. wash-out) što uzrokuje neželjenu aktivaciju procesa stvaranja krvnog ugruška tj. tromba [87]. Nasuprot tome centrifugalne pumpe nisu osjetljive na navedeni problem, ali kod njih dolazi do mehaničkih oštećenja krvi uslijed tangencijalnih naprezanja koja se lokalno pojavljuju na krv što također rezultira nepoželjnim mehaničkim oštećenjima krvi [88], [89].

Brojna istraživanja na području srčanih pumpi s kontinuiranim protokom su pokazala da centrifugalna pumpa od dosad razvijenih srčanih pumpi uzrokuje najmanje mehaničkih oštećenja krvi. Eksperimentalno su izmjereni utjecaji aksijalne srčane pumpe i centrifugalne srčane pumpe s kontinuiranim protocima na krv. Mjerenje je napravljeno pomoću mjerne staze za ispitivanje srčanih pumpi. Praćeni su parametri hemokompatibilnosti: razaranje bijelih krvnih stanica (leukocita) i neželjena aktivacija zgrušavanja (tromboza). Centrifugalna srčana pumpa je uzrokovala znatno manje razaranje leukocita i aktivaciju zgrušavanja od aksijalne srčane pumpe [89]. Numerička i eksperimentalna istraživanja su pokazala da aksijalna srčana pumpa uzrokuje više razaranja crvenih krvnih stanica od centrifugalne srčane pumpe, što je još jedan od pokazatelja bolje hemokompatibilnosti centrifugalne pumpe nad aksijalnom srčanom pumpom [90], [91]. Razaranje crvenih krvnih stanica je posljedica većih tangencijalnih naprezanja i dužeg vremena zadržavanja krvi u aksijalnoj srčanoj pumpi nego u centrifugalnoj srčanoj pumpi [92]. Hemoliza raste linearno s dužinom vremena zadržavanja krvi u pumpi i eksponencijalno u zavisnosti o tangencijalnom naprezanju [93]. Analizirana je morfologija i biokemija leukocita za vrijeme in vitro testiranja rotacijske i centrifugalne srčane pumpe. Postotak oštećenih leukocita u VentrAssist rotacijskoj srčanoj pumpi je iznosio 40% dok je u RotaFlow centrifugalnoj pumpi iznosio tek 17%. S obzirom da je postotak bijelih krvnih stanica direktno povezan s imunološkom obranom organizma navedenih 40% uništenih leukocita je vrlo nepoželjno [94]. Istraživanja neželjene aktivacije zgrušavanja (tromboze) su, na temelju velikog kliničkog istraživanja na 600 pacijenata [95], definirali preporuke s kojima bi se pojava tromboze svela na minimum [85]. S obzirom na to da centrifugalna pumpa ima najveću hemokompatibilnost, u okviru doktorskog rada je predložena konstrukcija centrifugalne pumpe bez lopatica.

U dosadašnjim istraživanjima također je promatran utjecaj raznih dijelova konstrukcije na hemokompatibilnost. S obzirom da su promatrane isključivo srčane pumpe koje mehaničku energiju na krv prenose oblikom (lopaticama ili dijafragmom) utjecaj lopatica na hemokompatibilnost je nepoznat. U radu će se odrediti kako nepostojanje lopatica tj. korištenje drugačijeg načina prijenosa energije utječe na hemokompatibilnost. Uočeno je da kod centrifugalnih srčanih pumpi značajan utjecaj na hemokompatibilnost ima konstrukcija ležaja [96]. Pri konstruiranju i proračunavanju hidrodinamičkih ležajeva potrebno je u obzir uzeti viskoznost krvi kao nenjutnovske tekućine [97]. Nasuprot tome pri numeričkim simulacijama strujanja kroz srčanu pumpu smije se koristiti pojednostavljenje konstante viskoznosti krvi tj. krv je moguće promatrati kao njutnovsku tekućinu konstante viskoznosti [97], [98], [99]. Uočena je direktna povezanost vrha ulazne cijevi na hemokompatibilnost ponajprije zbog utjecaja na oblik ulaznog strujanja srčane pumpe. Ukoliko se strujanje pri ulazu značajno poremeti, poremećaj će prolaskom kroz srčanu pumpu izazvati više turbulencije što će rezultirati većim tangencijalnim naprezanjima [100]. Slični utjecaj je uočen i kod oblika difuzora koji svojim karakteristikama utječe na oblik strujanja uzvodno od vlastitog položaja [101]. Novije generacije LVAD srčanih pumpi su sve manje kako bi se postigla lakša ugradnja u prsni koš. Navedeno smanjenje ukupne konstrukcije direktno utječe na pojavu uskih prolaza između vrhova lopatica i kućišta što negativno utječe na raspodjelu tangencijalnih naprezanja i hemokompatibilnost [102]. Tangencijalno naprezanje (engl. wall shear stress - WSS) je parametar pomoću kojeg se može predvidjeti stvaranje tromba [103], [104]. Općenito definirano, stvaranje tromba se događa kada je iznos tangencijalnog naprezanja manji od 1 Pa [105].

Kod primjene centrifugalne pumpe kao srčane pumpe značajna su geometrijska ograničenja same pumpe. Geometrija i parametri srčane pumpe značajno utječu na performanse i hemokompatibilnost srčane pumpe. Važan faktor je minimalni volumen srčane pumpe s prihvatljivom anatomskom kompatibilnošću. Dodatni čimbenici su visoka učinkovitost, performanse i izdržljivost.

1.2.2. Konstrukcija srčane pumpe

Principi rada Tesline pumpe su poznati već dugi niz godina [106], [107]. Međutim, konstrukcija srčane pumpe bez lopatica predstavljena u ovom radu značajno se razlikuje od Tesline pumpe. Teslina pumpa ima aksijalni ulaz fluida na disk, dok je izlaz fluida tangencijalan na rotaciju diska. Zbog geometrijskog dizajna diskovi su međusobno pričvršćeni čvrstim poveznicama. Nasuprot tome, ulaz u BSP pumpu je tangencijalni, a ne aksijalni, što čini prvu bitnu razliku u konstrukciji same pumpe. Druga važna razlika je da moguće izravno spojiti diskove na vratilo zbog konstrukcijski izvedenog tangencijalnog ulaza, tako da diskovi nisu međusobno povezani. Glavna prednost novog dizajna je u tome što nema negativnog utjecaja čvrstih poveznica diskova na fluid upravo zbog izravnog povezivanja diskova na vratilo [108].

Osnovni koncept bezlopatične srčane pumpe (BSP) se sastoji od nekoliko ravnih rotirajućih diskova. Kako bi se spriječilo neprekidno kruženje tekućine u prostoru između dva diska, u prostor između ulazne i izlazne cijevi umetnut je separator. Funkcija separatora je usmjeravanje fluida u izlaznu cijev i sprječavanje recirkulacije. Jedinstvenost BSP pumpe je u tome što se mehanička energija prenosi na fluid rotacijom ravnih diskova bez lopatica kako bi se osigurala dobra hemokompatibilnost pumpe.

LVAD razvijen na Penn State University-u ima isti osnovni princip rada baziran na rotaciji ravnih diskova. Strujanje fluida kroz navedenu pumpu je različito od strujanja kroz BSP pumpu zbog posebne geometrije ulaza i izlaza [108]. U ovom se radu koncept bezlopatične srčane pumpe dalje razvija i poboljšava pomoću numeričke CFD analize strujanja.

1.2.3. Računalna dinamika fluida

Dosadašnji razvoj srčanih pumpi se u počecima temeljio na pokušajima i pogreškama te na velikim *in vivo* testiranjima na raznim životinjama (janjad, telad, svinje i sl.). Razvojem interdisciplinarnog područja srčanih pumpi u zadnjih nekoliko desetljeća je usvojen pristup kroz numerički razvoj srčanih pumpi, jeftinija *in vitro* testiranja te tek nakon toga mogućnost *in vivo* testiranja na životinjama. Upravo iz navedenih razloga područje je u zadnjih nekoliko godina značajno napredovalo te se o umjetnim srcima svakim danom zna i razumije sve više i više. Radi se o iznimno atraktivnom području istraživanja u kojem se svakodnevno dolazi do novih spoznaja koje dovode do sve boljih i boljih srčanih pumpi. Interdisciplinarna područja su od velike važnosti jer daju mogućnost sudjelovanja najrazličitijih grana znanosti te sagledavanja problema iz različitih perspektiva. Znanstvenici iz raznih područja međusobno razmjenjuju znanje te drugačija stajališta i pogleda što doprinosi inovativnosti.

Nakon dugotrajnih *in vitro* i *in vivo* testiranja koja su naposljetku dovela do kliničkih istraživanja postoji znatan broj mjerenja iz kojih je moguće doći do važnih zaključaka i daljnjeg razvoja na području srčanih pumpi. Primjena računalne dinamike fluida u razumijevanju utjecaja srčanih pumpi na krv je sve češća. Također se sve češće koristi u optimizaciji konstrukcija postojećih srčanih pumpi te u razvoju novih srčanih pumpi s ciljem postizanja veće hemokompatibilnosti. Sve u svemu, radi se o iznimno aktivnom interdisciplinarnom području gdje ima prostora za nova rješenja, mnoštvo novih spoznaja i daljnji razvoj srčanih pumpi.

Cilj ovog rada je razviti srčanu pumpu s prihvatljivom ili boljom hemokompatibilnošću u odnosu na postojeće srčane pumpe. Standardne centrifugalne pumpe predaju lopaticama mehaničku energiju na fluid. Predložena je bezlopatična srčana pumpa se temelji na prijenosu mehaničke energije s ravnih diskova na fluid putem viskoznog trenja. S obzirom na neistraženost ovog tipa konstrukcije, numeričke simulacije protoka krvi kroz srčanu pumpu pomoću alata za računalnu dinamiku fluida su logičnija opcija od eksperimentalnih istraživanja koja bi zbog mnogo varijabilnih utjecajnih parametara bila iznimno skupa. Računalna dinamika fluida (CFD) numerički određuje utjecajne parametre za mehaničko oštećenje krvi pri strujanju kroz srčanu pumpu.

Krv je suspenzija elastičnih stanica u tekućoj plazmi koja se može modelirati kao višefazna nenjutnovska tekućina s vremenski ovisnom viskoznošću. U reologiji krvi razvijeni su različiti modeli krvi [106], [110]. Do danas ne postoji najbolji općeprihvaćeni model te niti jedan model ne može u potpunosti izraziti složenu reologiju krvi i zavisnost o mnogim parametrima. Ukoliko

tekućina nije izložena izrazito visokim smičnim naprezanjima, razlika između nenjutonovskih i njutonovskih modela je minimalna [110]. Najčešće se u numeričkim simulacijama uvodi pojednostavljenje u obliku pretpostavke da se krv promatra kao njutonovski fluid konstantne viskoznosti cjelokupne krvi [98], [99]. U ovom radu se koristi model krvi kao njutonovske tekućine s konstantnom gustoćom 1050 kg/m^3 i viskoznošću $0,0035 \text{ kg/(m}\cdot\text{s)}$ [108].

Obzirom da se hemokompatibilnost određuje numerički pomoću CFD analize strujanja krvi kroz srčanu pumpu potrebno je razmotriti točnost raznih turbulentnih modela te koji najbolje odgovara navedenim potrebama. Numerička rješenja dobivena s potpunim Reynolds stress modelom (RSM) najmanje odstupaju od eksperimentalnih rezultata. Osim RSM modela turbulencije zadovoljavajuće poklapanje s eksperimentalnim rezultatima daju $k - \omega$ SST (shear stress transport) model turbulencije te $k - \varepsilon$ model turbulencije [111]. Numeričkom CFD simulacijom i međusobnom usporedbom dvije različite pumpe s kontinuiranim protokom promatran je utjecaj strujanja i tangencijalnih naprezanja na hemokompatibilnost koja je i eksperimentalno potvrđena. Definirane su smjernice za praćenje hemokompatibilnosti srčane pumpe u numeričkim CFD postupcima te su dani rasponi parametara za koje se postiže prihvatljiva hemokompatibilnost [112]. Razvijeni su brojni numerički modeli za predikciju hemolize uzrokovane srčanim pumpama [113], [114], [115]. Korištenjem CFD-a numerički je definiran utjecaj promjera vrtloga na pojavu hemolize [114]. Provedena su istraživanja u kojima se numerička simulacija potvrđuje eksperimentalno pri promatranju hidrodinamičkih svojstava srčane pumpe. Eksperimentalna mjerenja su provedena pomoću PIV metode (particle image velocimetry), dok je strujanje izračunato pomoću CFD-a pri čemu je modelirano njutonovsko strujanje s $k - \varepsilon$ modelom turbulencije [116]. Poklapanje numeričke CFD simulacije sa eksperimentalnim mjerenjem potvrđuje daljnje korištenje navedenih numeričkih modela u određivanju hidrodinamičkih parametara i hemokompatibilnosti srčanih pumpi i u ovome radu.

Mehaničko oštećenje krvi ovisi o dužini vremena zadržavanja krvi u pumpi i o iznosu smičnog tj. tangencijalnog naprezanja [93]. Numeričke CFD analize pokazuju da je vrijeme prolaska krvi u pumpi značajno veće ukoliko postoje zone stagnacije i recirkulacije strujanja [117]. Stoga su glavni parametri za predviđanje hemokompatibilnosti srčane pumpe, pojava stagnacijskih i recirkulacijskih zona, iznos tangencijalnog naprezanja na zidu, iznos skalarnog smičnog naprezanja koje stanice doživljavaju u samom strujanju te vrijeme prolaska krvi kroz srčanu pumpu.

Tangencijalno naprezanje na zidu je najvećeg iznosa, ali ne treba zanemariti ni iznos skalarnog smičnog naprezanja u toku fluida. Skalarno smično naprezanje fluida SSS (engl. scalar shear stress) za proračunsku domenu izraženo je pomoću sljedeće jednadžbe [92], [118], [119]:

$$\sigma = \left[\frac{1}{6} \sum (\sigma_{ii} - \sigma_{jj}) (\sigma_{ii} - \sigma_{jj}) + \sum (\sigma_{ij} \sigma_{ij}) \right]^{1/2} \quad (1)$$

Skalarno smično naprezanje SSS se izračunava iz komponenata tenzora viskoznih naprezanja σ_{ij} , pri čemu $i = 1,2,3; j = 1,2,3; i \neq j$. Jednadžba (1) je implementirana u ANSYS Fluent s prilagođenom funkcijom polja. Vrijeme prolaska krvi u srčanoj pumpi je definirano jednadžbom [92], [118]:

$$t = \frac{V}{Q} \quad (2)$$

gdje je Q protok kroz pumpu, a V volumen pumpe ili rotora itd.

1.2.4. Mjerna staza za ispitivanje srčane pumpe

Rezultate numeričke simulacije je potrebno validirati eksperimentalnim mjerenjima stoga su razvijeni razni tipovi mjernih staza za ispitivanje srčanih pumpi (engl. MOCK circulatory system). Osnovnu podjelu među mjernim stazama čini podjela ispituje li se na njima potpuno umjetno srce (TAH) ili srčana pumpa za pomoć rada lijeve klijetke (LVAD). Izvedbe samih mjernih staza se razlikuju u načinu izvedbe perifernih otpora te u odvojenosti perifernog i plućnog krvotoka [120]. Također postoje hibridne mjerne staze za ispitivanje srčanih pumpi koje su posebno prilagođene srčanim pumpama s kontinuiranim protokom [121]. Mjerne staze za ispitivanje srčanih pumpi uz računalnu opremu omogućuju ispitivanje cijelog niza različitih radnih opterećenja i odaziva [122]. Nasuprot tome postoje vrlo jednostavne konstrukcije mjernih staza na 'open-loop' principu koji omogućuju mjerenja kroz širok spektar postavki pri čemu su mjerenja jednostavna i brza [123]. Karakterističnost otvorenih ('open-loop') mjernih staza je u tome da imaju veliki spremnik otvoren prema atmosferskom tlaku. S obzirom na tip pumpe moguće su različite prilagodbe već postojećih mjernih staza za ispitivanje srčane pumpe kako bi u potpunosti zadovoljile potrebe ispitivanja za doktorski rad.

1.3. Cilj istraživanja i hipoteza

Cilj istraživanja je definirati utjecaj parametara srčane pumpe na hemokompatibilnost. Analizirati raspon parametara srčane pumpe u kojem je hemokompatibilnost zadovoljena. Definirati novu konstrukciju centrifugalne bezlopatične srčane pumpe čiji su parametri unutar zadanog raspona parametara uz uvjet minimalnog volumena srčane pumpe.

Hipoteze istraživanja:

1. Hemokompatibilnost srčane pumpe je prihvatljiva kada su tangencijalna naprezanja krvi u rasponu od 30 do 140 Pa, te kada nema recirkulacije i područja zastoja krvi
2. Tangencijalno naprezanje na krv je proporcionalno s visinom dobave srčane pumpe, kutnom brzinom i razmakom između diskova, a obrnuto–proporcionalno sa promjerom diskova srčane pumpe.

2. METODOLOGIJA

Predviđene metode za postizanje planiranih istraživačkih ciljeva uključuju računalne simulacije i eksperimentalno mjerenje. Definiranje konstrukcijskih parametara centrifugalne bezlopatične srčane pumpe (BSP) je izvedeno u odnosu na referentnu srčanu pumpu HeartMate II (HM2)

Eksperimentalna mjerenja srčane pumpe HM2 su provedena u sklopu interdisciplinarnog Laboratorija za umjetnu kardiovaskularnu cirkulaciju. Eksperimentalna mjerenja su provedena na mjernoj stazi za ispitivanje srčanih pumpi koja je konstruirana na 'open-loop' principu. Mjerenja su provedena sa dva različita fluida: vodom te otopinom glicerola i vode koja se u mjerenjima koristi kao zamjena za krv. U svim mjerenjima je bilježen protok i visina dobave pumpe.

Preciznim skeniranjem srčane pumpe HM2 pomoću CT uređaja u Laboratoriju za precizna mjerenja dužina je dobiven oblak točaka te potpuna 3D konstrukcija pumpe. Primjenom računalne dinamike fluida provodi se proces numeričke simulacije strujanja u ANSYS Fluentu 15.0. U numeričkim simulacijama koristi se aproksimacija krvi kao njutnovskog fluida. Korišten je $k - \omega$ SST model turbulencije [111].

Na temelju osnovne konstrukcije bezlopatične centrifugalne pumpe (BSP), iz jednadžbe kontinuiteta i Navier–Stokesovih jednadžbi, je definiran matematički model strujanja. Izvedena je teorijska zavisnost tangencijalnih naprezanja krvi o konstrukciji BSP pumpe. Teorijskom analizom su utvrđeni iznosi parametra BSP pumpe (R_1 , R_2 , h , n) koji rezultiraju tangencijalnim naprezanjima u zadanom dopuštenom rasponu. Time je definirana prva iteracije konstrukcije BSP pumpe.

Numeričkom simulacijom u ANSYS Fluentu 15.0 je izračunata hidrodinamička slika strujanja za BSP pumpu. U numeričkoj simulaciji su utvrđene vrijednosti tangencijalnih naprezanja na zidu i skalarnih smičnih naprezanja krvi kako bi se ocijenila hemokompatibilnost. Provedena je prilagodba geometrije ulaznih i izlaznih grana te separatora strujanja, kako bi se izbjegla pojava zona zastoja i recirkulacije strujanja. Navedenim je postignuta finalna geometrija BSP pumpe.

2.1. Referentna pumpa HeartMate II

Definiranje parametara konstrukcije centrifugalne bezlopatične srčane pumpe izvest će se u odnosu na parametre referentne srčane pumpe. Pumpa HeartMate II Left Ventricular Assist Device proizvođača Thoratec Corporation je prikazana na slici (Slika 12). Izabrana je za referentnu srčanu pumpu jer se kroz kliničku praksu pokazalo da uzrokuje najmanje komplikacija te ima prihvatljivu hemokompatibilnost [124], [125], [126]. HM2 je aksijalna srčana pumpa s kontinuiranim protokom, duljine 76 mm i težine 285 grama. HM2 je ugrađena u više od 20 000 pacijenata, pri čemu neki žive i više od 8 godina. HM2 je 2010. odobrena od strane FDA za korištenje za vrijeme čekanja transplantacije (tzv. Bridge to Transplantation) i kao trajna terapija (tzv. Destination Therapy) [127]. HM2 je ustupljena za korištenje u istraživačke svrhe kao rezultat suradnje s Medicinskim fakultetom.



Slika 12. HeartMate II sa upravljačkom jedinicom i baterijama

Na mjernom mjestu 1 se mjeri apsolutni tlak na ulazu u mjerni sustav. Razlika tlakova mjerenih na mjernim mjestima 1 i 2 predstavljaju razliku tlaka koju ostvaruje srčana pumpa. Razlika tlakova na mjernim mjestima 3 i 4 predstavlja razliku tlaka na Venturimetru.

Mjerna staza je izrađena od pleksiglasa te se sastoji od velikog spremnika, regulacijskih ventila, ravnih cijevi kružnog presjeka, prihvata za srčanu pumpu i Venturimetra. Kako bi mjerna staza bila stabilna u prostoru, izrađeno je postolje od lakiranog iverala s adekvatnim držačima. Na slici (Slika 14) je prikazana gotova mjerna staza za ispitivanje sa srčanom pumpom HM2.



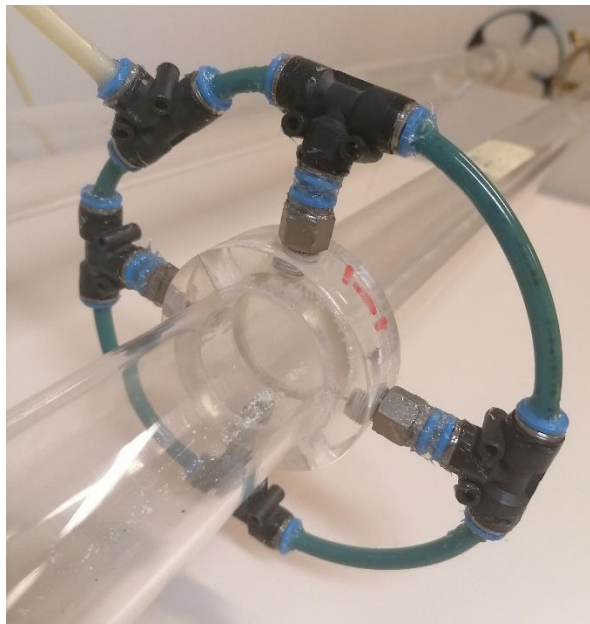
Slika 14. Mjerna staza za ispitivanje srčane pumpe

Veliki spremnik služi za simulaciju krvožilnog sustava čovjeka. Ventilom na ulazu se podešava pad tlaka, a izlaznim ventilom se podešava otpor perifernog krvožilnog sustava te regulira protok kroz srčanu pumpu.

Eksperimentalna mjerenja su provedena sa dva različita fluida: vodom te otopinom glicerola i vode koja se u mjerenjima koristi kao zamjena za krv.

Mjerenje tlaka i korekcija očitavanja tlaka

Na shemi (Slika 13) su označene pozicije mjernih mjesta za mjerenje tlaka koji su izvedeni prema standardu HRN EN ISO: 9906:2012 Grade 1, slika (Slika 15).



Slika 15. Prsten za uzorkovanje tlaka

Razliku tlaka kroz srčanu pumpu ne mjerimo direktno ispred i iza same srčane pumpe nego na dovoljnoj udaljenosti koja je potrebna da se osigura izobraženo strujanje kao što je definirano standardom.

Mjerna razlika koju očitavamo na diferencijalnom manometru sadržavati će prirast tlaka kroz srčanu pumpu, kao i gubitke u usisnom i tlačnom cjevovodu od mjesta uzorkovanja tlaka do srčane pumpe. Prema standardu EN ISO 5167-1 potrebno je te gubitke uzeti u obzir [129].

Pad tlaka na ravnoj dionici cjevovoda se računa iz Darcy–Weisbachovog izraza

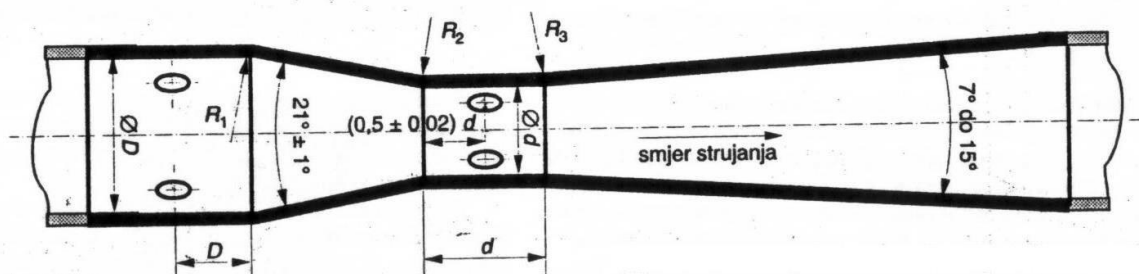
$$\Delta p = \lambda \frac{L v^2}{D 2g} \quad (3)$$

gdje je:

- L – duljina cjevovoda [m],
- v – brzina u cijevi [m/s],
- D – promjer cijevi [m],
- λ – koeficijent trenja koji se očitava iz Moodijevog dijagrama ili računa prema Colebrook–White jednadžbi.

Mjerenje protoka i korekcija očitavanja protoka

Za potrebe mjerenja protoka korišten je Venturimetar izrađen od pleksiglasa dimenzija definiranih prema standardu EN ISO 5167-1 i 5167-4 [129], [130], slika (Slika 16).



Slika 16. Shematski prikaz standardiziranog Venturimetra [131]

Karakteristika protokomjera s Venturijevom cijevi je da mjerna nesigurnost ovisi o mjernoj nesigurnosti duljinskih izmjera njegovih dimenzija (promjerima sekcija na mjestima mjerenja tlaka) i mjernoj nesigurnosti mjerenja tlakova. U Laboratoriju za hidromehaniku i hidrauličke strojeve na Fakultetu strojarstva i brodogradnje u Zagrebu izrađen je protokomjer s Venturijevom cijevi od pleksi stakla, prema standardu EN ISO 5167 [132], prikazan na slici (Slika 17).



Slika 17. Venturimetar od pleksi stakla

Protok kroz srčanu pumpu odnosno kroz cjevovodni sustav mjerimo pomoću Venturimetra te se protok računa iz izraza:

$$Q = \frac{C}{\sqrt{1 - \beta^4}} \varepsilon \frac{\pi}{4} d^2 \sqrt{\frac{2 \cdot \Delta p}{\rho}} \quad (4)$$

gdje je:

- C – koeficijent protjecanja ovisan o Reynoldsovom broju ($C = 0,97$),
- β – omjer d/D ,
- ε – faktor ekspanzije (u ovom slučaju $\varepsilon = 1$),
- d – promjer suženja Venturimetra (mjerno mjesto) $d = 25$ mm,
- D – promjer Venturimetra na drugom mjernom mjestu (širi promjer) $D = 38$ mm,
- Δp – razlika tlaka dva mjerna mjesta na širem promjeru i na suženju,
- ρ – gustoća fluida.

Promjeri Venturimetra su izrađeni s točnošću 0,02 mm. Promjeri su provjereni prije provođenja samog eksperimentalnog mjerenja pomoću pomične mjerke te je usvojena točnost 0,1 mm. Koeficijent protjecanja ovisan o Reynoldsovom broju je očitao za tokarene Venturimetre prema prema tablici B.2 danoj u standardu EN ISO 5167-4 [130] te iznosi $C = 0,97$ uz mjernu nesigurnost 3%.

2.2.2. Protokol mjerenja

Cilj eksperimentalnog mjerenja je odrediti zavisnost tlaka o ostalim parametrima srčane pumpe

$$\Delta p = f(\rho, \omega, Q, R_2) \quad (5)$$

Veličine i dimenzije prikazane su tablicom (Tablica 3).

Tablica 3. Veličine i dimenzije parametara srčane pumpe

Veličina	Simbol	Dimenzija
Promjer rotora	R_2	L
Kutna brzina	ω	T ⁻¹
Gustoća	ρ	ML ⁻³
Tlak	Δp	ML ⁻¹ T ⁻²
Protok	Q	L ³ T ⁻¹

Broj veličina $n = 5$, dimenzija $k = 3$, broj bezdimenzijskih Pi parametara $n-k = 2$.

Dokazujemo da se dimenzijski nezavisni skup sastoji od veličina R_2 , ω i ρ .

$$\begin{aligned}
 (R_2)^x(\omega)^y(\rho)^z &= M^0L^0T^0 \\
 (L)^x(T^{-1})^y(ML^{-3})^z &= M^0L^0T^0 \\
 \text{M: } z = 0 &\quad \rightarrow \quad z = 0 \\
 \text{L: } x - 3z = 0 &\quad \rightarrow \quad x = 0 \\
 \text{T: } -y = 0 &\quad \rightarrow \quad y = 0
 \end{aligned} \tag{6}$$

Izvodimo bezdimenzijski Pi parametar prirasta tlaka kroz pumpu iz izraza

$$\begin{aligned}
 \Delta p (R_2)^x(\omega)^y(\rho)^z &= \Pi_1 = \psi \\
 ML^{-1}T^{-2}(L)^x(T^{-1})^y(ML^{-3})^z &= M^0L^0T^0 \\
 \text{M: } 1 + z = 0 &\quad \rightarrow \quad z = -1 \\
 \text{L: } -1 + x - 3z = 0 &\quad \rightarrow \quad x = -2 \\
 \text{T: } -2 - y = 0 &\quad \rightarrow \quad y = -2 \\
 \Pi_1 &= \frac{\Delta p}{\rho \omega^2 R_2^2}
 \end{aligned} \tag{7}$$

te bezdimenzijski Pi parametar protoka iz izraza

$$\begin{aligned}
 Q (R_2)^x(\omega)^y(\rho)^z &= \Pi_2 = \varphi \\
 L^3T^{-1}(L)^x(T^{-1})^y(ML^{-3})^z &= M^0L^0T^0 \\
 \text{M: } z = 0 &\quad \rightarrow \quad z = 0 \\
 \text{L: } 3 + x - 3z = 0 &\quad \rightarrow \quad x = -3 \\
 \text{T: } -1 - y = 0 &\quad \rightarrow \quad y = -1 \\
 \Pi_2 &= \frac{Q}{R_2^3 \omega}
 \end{aligned} \tag{8}$$

Funkcionalna zavisnost promjene tlaka o protoku izraženo je izrazom

$$\begin{aligned}
 \Pi_1 &= f(\Pi_2) \\
 \psi &= f(\varphi) \\
 \frac{\Delta p}{\rho \omega^2 R_2^2} &= f\left(\frac{Q}{R_2^3 \omega}\right) \\
 \Delta p &= \rho \omega^2 R_2^2 f\left(\frac{Q}{R_2^3 \omega}\right)
 \end{aligned} \tag{9}$$

2.2.3. Procjena mjerne nesigurnosti

Procjena mjerne nesigurnosti će se provesti na temelju umjeravanja mjernih lanaca (diferencijalnog manometra za mjerenje prirasta tlaka kroz pumpu i Venturijeve cijevi za mjerenje protoka kroz pumpu).

Cilj mjerenja i procjene mjerne nesigurnosti je što preciznije i pouzdanije odrediti granice unutar kojih se najvjerojatnije nalazi točna vrijednost. Pogreške se dijele na sustavne, grube i slučajne. Sustavne pogreške u tijeku ponovljenih mjerenja iste veličine ostaju stabilne ili se mijenjaju na predvidiv način. Nastaju kao posljedica neodgovarajuće metode mjerenja, loše konstrukcije, deformacija i istrošenosti mjernih uređaja. Sustavne pogreške se procjenjuju pomoću umjeravanja mjernih uređaja i višestrukim mjerenjima te je njihov iznos odredljiv. Kod grubih pogrešaka rezultati vidljivo odskaku od ostalih te se one u pravilu isključuju iz analize podataka. Slučajne pogreške su odstupanja od točne vrijednosti koja su nepredvidljiva i ne mogu se odrediti te dovode do nepreciznosti rezultata mjerenja [133].

Eksperimentalna mjerenja kao takva uvijek u sebi sadrže određenu mjernu nesigurnost. Mjerne nesigurnosti se, prema ISO GUM [134], dijele na:

- nesigurnosti A vrste – određuju se statističkim metodama (umjeravanje),
- nesigurnosti B vrste – procjenjuju se.

Mjerne nesigurnosti A vrste

Rasipanje izmjerene vrijednosti od stvarne vrijednosti varijable se najbolje procjenjuje standardnom devijacijom oko srednje vrijednosti, prema sljedećem izrazu:

$$s = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \quad (10)$$

gdje je:

- n – broj mjerenja,
- x_i – izmjerena vrijednost,
- \bar{x} – srednja vrijednost izmjerenih veličina.

Procjena rasipanja pojedinog mjerenja je dana izrazom (10), međutim puno je značajnije znati procijeniti rasipanje srednje vrijednosti niza mjerenja. Procjena rasipanja srednje vrijednosti naziva se mjerna nesigurnost, a dana je izrazom:

$$u = \frac{s}{\sqrt{n}} \quad (11)$$

Procjena pogreške pojedinog mjernog instrumenta se provodi na gotovo isti način. Iz podatka dobivenim umjeravanjem uređaja, može se metodom najmanjih kvadrata dobiti regresijska krivulja, koja opisuje ponašanje instrumenta. Rasipanje mjerenja mjernog instrumenta od stvarne vrijednosti se procjenjuje standardnom devijacijom oko regresijske krivulje, prema sljedećem izrazu:

$$s = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - x_{reg})^2} \quad (12)$$

gdje je:

- n – broj mjerenja,
- x_i – izmjerena vrijednost,
- x_{reg} – vrijednost varijable na regresijskoj krivulji.

Mjerna nesigurnost mjernog instrumenta dana je izrazom:

$$u = \frac{s}{\sqrt{n}} \quad (13)$$

Mjerne nesigurnosti B vrste

Mjerne nesigurnosti B vrste se izračunava na temelju procijenjene točnosti samog mjernog instrumenta, prema izrazu:

$$u = \frac{a}{\sqrt{3}} \quad (14)$$

gdje je a procijenjena vrijednost mjernog instrumenta.

Sastavljena (složena) mjerna nesigurnost

Ukoliko izmjerena veličina y ovisi o više mjerenih varijabli x_1, x_2, \dots, x_N , prikazano izrazom

$$y = y(x_1, x_2, \dots, x_N) \quad (15)$$

onda je mjerna nesigurnost složene funkcije dana izrazom

$$u_y = f(u_{x_1}, u_{x_2}, \dots, u_{x_N}). \quad (16)$$

Pretpostavlja se da su mjerne nesigurnosti pojedine mjerne varijable nezavisne stoga se ukupna mjerna nesigurnost složene funkcije računa izrazom:

$$u_y = \sqrt{\sum_{i=1}^N \left(\frac{\partial y}{\partial x_i} u_{x_i} \right)^2}. \quad (17)$$

Mjernu nesigurnost je bolje izraziti normiranom vrijednošću mjerne nesigurnosti složene varijable r_y , kako slijedi:

$$r_y = \frac{u_y}{y} = \sqrt{\sum_{i=1}^N \left(\frac{\partial y}{\partial x_i} \frac{u_{x_i}}{y} \right)^2} \quad (18)$$

$$r_y = \sqrt{\sum_{i=1}^N \left(\frac{\partial y}{\partial x_i} \frac{x_i}{y} \frac{u_{x_i}}{x_i} \right)^2} = \sqrt{\sum_{i=1}^N \left(\frac{\partial y}{\partial x_i} \frac{x_i}{y} r_{x_i} \right)^2} \quad (19)$$

Funkcionalna zavisnost bezdimenzijskih Pi-parametara dana je izrazom (9), može se zapisati kao:

$$\psi = \frac{\Delta p}{\rho \omega^2 R_2^2} = f\left(\frac{Q}{R_2^3 \omega}\right) = f(\varphi) \quad (20)$$

Ako izraz (19) primijenimo na varijablu ψ , definiranu u izrazu (20), dobije se:

$$u_\psi = \sqrt{\left(-2 \frac{\Delta p}{\rho \omega^3 R_2^2} u_\omega\right)^2 + \left(-2 \frac{\Delta p}{\rho \omega^2 R_2^3} u_{R_2}\right)^2 + \left(\frac{1}{\rho \omega^2 R_2^2} u_p\right)^2 + \left(-\frac{\Delta p}{\rho^{-2} \omega^2 R_2^2} u_\rho\right)^2} \quad (21)$$

Sređivanjem izraza (21) izvodi se normirana mjerna nesigurnost složene funkcije prikazana izrazom (24).

$$u_\psi = \sqrt{\left(-2\psi \frac{u_\omega}{\omega}\right)^2 + \left(-2\psi \frac{u_{R_2}}{R_2}\right)^2 + \left(\psi \frac{u_p}{\Delta p}\right)^2 + \left(-\psi \frac{u_\rho}{\rho}\right)^2} \quad (22)$$

$$\frac{u_\psi}{\psi} = \sqrt{\left(-2 \frac{u_\omega}{\omega}\right)^2 + \left(-2 \frac{u_{R_2}}{R_2}\right)^2 + \left(\frac{u_p}{\Delta p}\right)^2 + \left(-\frac{u_\rho}{\rho}\right)^2} \quad (23)$$

$$r_\psi = \sqrt{(-2r_\omega)^2 + (-2r_{R_2})^2 + (r_p)^2 + (-r_\rho)^2} \quad (24)$$

Ako izraz (19) primijenimo na varijablu φ , definiranu u izrazu (20), dobije se:

$$u_\varphi = \sqrt{\left(\frac{1}{R_2^3 \omega} u_Q\right)^2 + \left(-3 \frac{Q}{R_2^4 \omega} u_{R_2}\right)^2 + \left(-\frac{Q}{R_2^3 \omega^2} u_\omega\right)^2} \quad (25)$$

Sređivanjem izraza (25) izvodi se normirana mjerna nesigurnost složene funkcije prikazana izrazom (28).

$$u_\varphi = \sqrt{\left(\varphi \frac{u_Q}{Q}\right)^2 + \left(-3\varphi \frac{u_{R_2}}{R_2}\right)^2 + \left(-\varphi \frac{u_\omega}{\omega}\right)^2} \quad (26)$$

$$\frac{u_\varphi}{\varphi} = \sqrt{\left(\frac{u_Q}{Q}\right)^2 + \left(-3 \frac{u_{R_2}}{R_2}\right)^2 + \left(-\frac{u_\omega}{\omega}\right)^2} \quad (27)$$

$$r_\varphi = \sqrt{(r_Q)^2 + (-3r_{R_2})^2 + (-r_\omega)^2} \quad (28)$$

Mjerna nesigurnost protoka

Iz izraza za korekciju protoka (4) očito je da protok ovisi o više varijabli: promjeru d , izmjerenoj razlici tlaka Δp , gustoći fluida ρ i o korekciji protoka C .

$$Q = \frac{C}{\sqrt{1-\beta^4}} \varepsilon \frac{\pi}{4} d^2 \sqrt{\frac{2 \cdot \Delta p}{\rho}} \quad (29)$$

S obzirom na to da protok ovisi o više varijabli, mjerna nesigurnost protoka će se morati računati kao složena mjerna nesigurnost. Također treba uzeti u obzir da će se mjerna nesigurnost morati računati iterativno zbog zavisnosti korekcije protoka C o Reynoldsovom broju tj. brzini odnosno protoku. Omjer promjera $\beta = d/D$ je konstantan za Venturimetar te ga nećemo promatrati kao varijablu.

$$u_Q = \left(\left(\frac{1}{\sqrt{1-\beta^4}} \varepsilon \frac{\pi}{4} d^2 \sqrt{\frac{2 \cdot \Delta p}{\rho}} u_c \right)^2 + \left(2 \frac{C}{\sqrt{1-\beta^4}} \varepsilon \frac{\pi}{4} d \sqrt{\frac{2 \cdot \Delta p}{\rho}} u_d \right)^2 + \left(\frac{1}{2} \frac{C}{\sqrt{1-\beta^4}} \varepsilon \frac{\pi}{4} d \sqrt{\frac{2}{\rho \cdot \Delta p}} u_p \right)^2 + \left(\frac{-1}{2} \frac{C}{\sqrt{1-\beta^4}} \varepsilon \frac{\pi}{4} d \sqrt{\frac{2 \cdot \Delta p}{\rho^3}} u_\rho \right)^2 \right)^{1/2} \quad (30)$$

Sređivanjem izraza (30) izvodi se normirana mjerna nesigurnost složene funkcije vezana za protok prikazana izrazom (33).

$$u_Q = \sqrt{\left(Q \frac{u_c}{C}\right)^2 + \left(2Q \frac{u_d}{d}\right)^2 + \left(\frac{1}{2}Q \frac{u_p}{\Delta p}\right)^2 + \left(\frac{-1}{2}Q \frac{u_\rho}{\rho}\right)^2} \quad (31)$$

$$r_Q = \frac{u_Q}{Q} = \sqrt{\left(\frac{u_c}{C}\right)^2 + \left(2 \frac{u_d}{d}\right)^2 + \left(\frac{1}{2} \frac{u_p}{\Delta p}\right)^2 + \left(\frac{-1}{2} \frac{u_\rho}{\rho}\right)^2} \quad (32)$$

$$r_Q = \sqrt{(r_c)^2 + (2r_d)^2 + \left(\frac{1}{2}r_p\right)^2 + \left(\frac{-1}{2}r_\rho\right)^2} \quad (33)$$

2.2.4. Umjeravanje mjernih pretvornika tlaka

Mjerni pretvornici tlaka su umjereni u Laboratorij za hidromehaniku i hidrauličke strojeve te u Laboratoriju za procesna mjerenja na Fakultetu strojarstva i brodogradnje u Zagrebu.

Mjerni pretvornik tlaka ATM Z0

Mjerni pretvornik tlaka proizvođača ATM, oznake Z0 5020285 za mjerno područje 0 – 2 bara umjeren je u Laboratoriju za procesna mjerenja pomoću tlačne vage TLVAG 09. Tlačne vage predstavljaju jedno od najtočnijih mjerila tlaka. Tlačna vaga se sastoji od sklopa klip/cilindar, sustava za ostvarivanje vertikalne sile na klip te sustava za generiranje tlaka u radnom fluidu. Najvažniji dio svake tlačne vage je sklop klip/cilindar koji je izrađen s najfinijim strojarskim tolerancijama, a služi za definiranje efektivne površine. Tlačna vaga mjeri tlak pomoću poznate sile na poznatu površinu što je u stvari definicija fizikalne jedinice za mjerenje tlaka Pa. Tlačna vaga TLVAG 09 postiže mjernu nesigurnost $u_p = 0,5 \cdot p \cdot 10^{-5}$.



Slika 18. Umjeravanje tlačnom vagom TLVAG 09

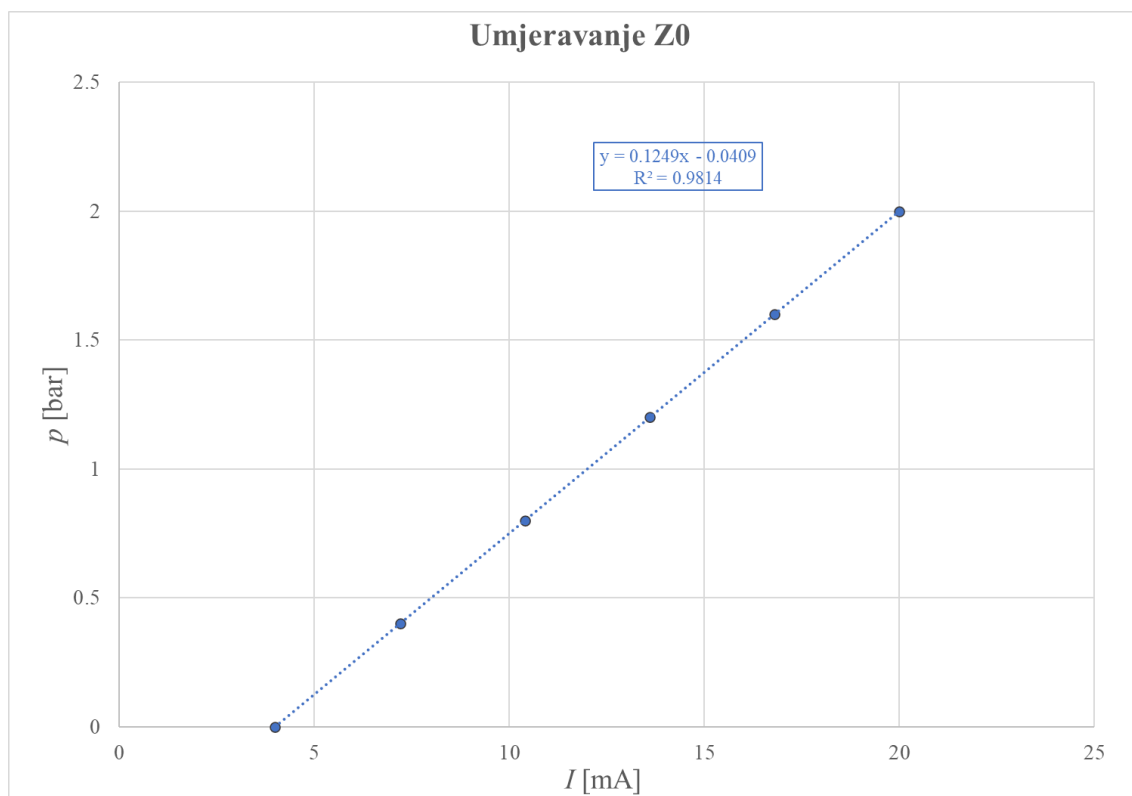
Mjerna očitavanja dana su u Prilogu (6.1) i prikazana na dijagramu (Slika 19). Na dijagramu je prikazana regresijska krivulja i koeficijent korelacije umjeravanja. Mjerna nesigurnost za svaku točku određena je prema ISO GUM metodi, tip B prema izrazu:

$$u_{p_i} = \sqrt{u_e^2 + u_R^2 + u_p^2 + u_h^2} \quad (34)$$

gdje je:

- u_e – mjerna nesigurnost etalona,
- u_R – mjerna nesigurnost rezolucije,
- u_e – mjerna nesigurnost ponovljivosti
- u_h – mjerna nesigurnost histereze.

Iz rezultata mjerenja je vidljivo da su mjerne nesigurnosti ponovljivosti i histereze jednake 0, stoga se mogu zanemariti.



Slika 19. Umjeravanje ATM Z0

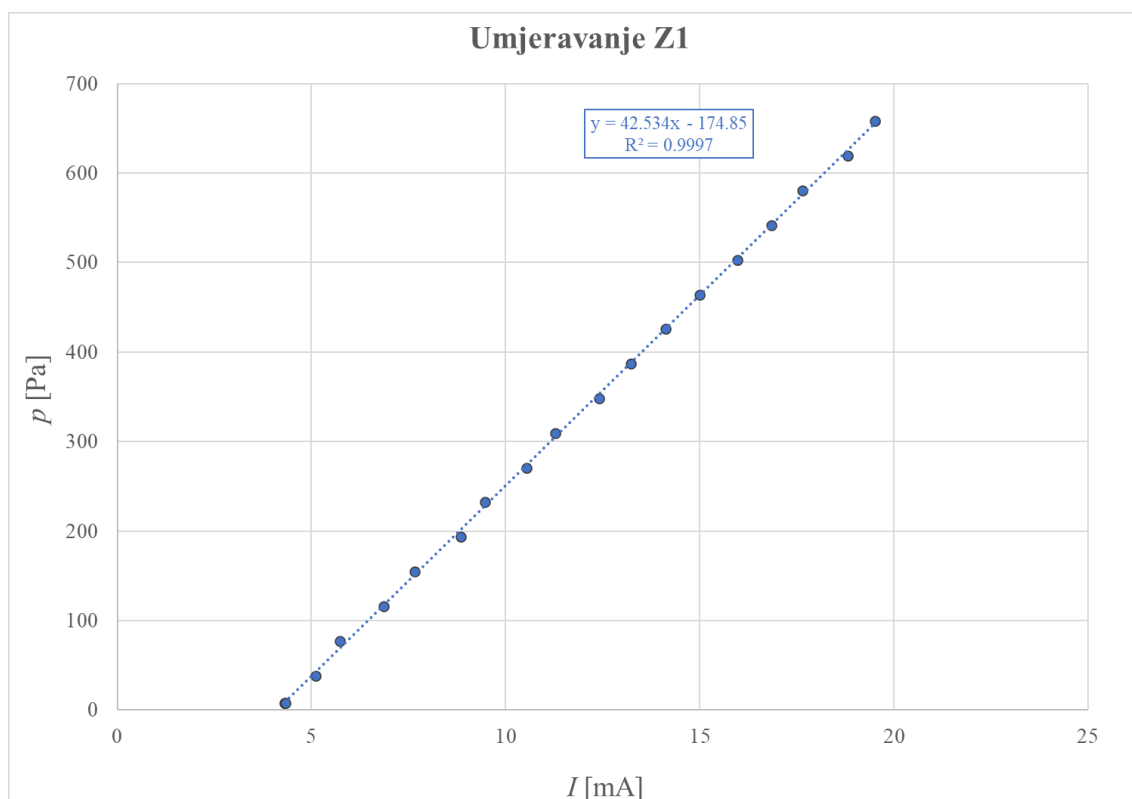


Slika 20. ATM Z0

Mjerni pretvornik tlaka ATM Z1

Mjerni pretvornik tlaka proizvođača ATM, oznake Z1 205014 za mjerno područje 0 – 75 mbara umjeren je u Laboratorij za hidromehaniku i hidrauličke strojeve pomoću alkoholnog tekućinskog mikromanometra.

Mjerna očitavanja dana su u Prilogu (6.1) i prikazana na dijagramu (Slika 21). Na dijagramu je prikazana regresijska krivulja i koeficijent korelacije umjeravanja. Mjerna nesigurnost za svaku točku određena je prema izrazu (34).

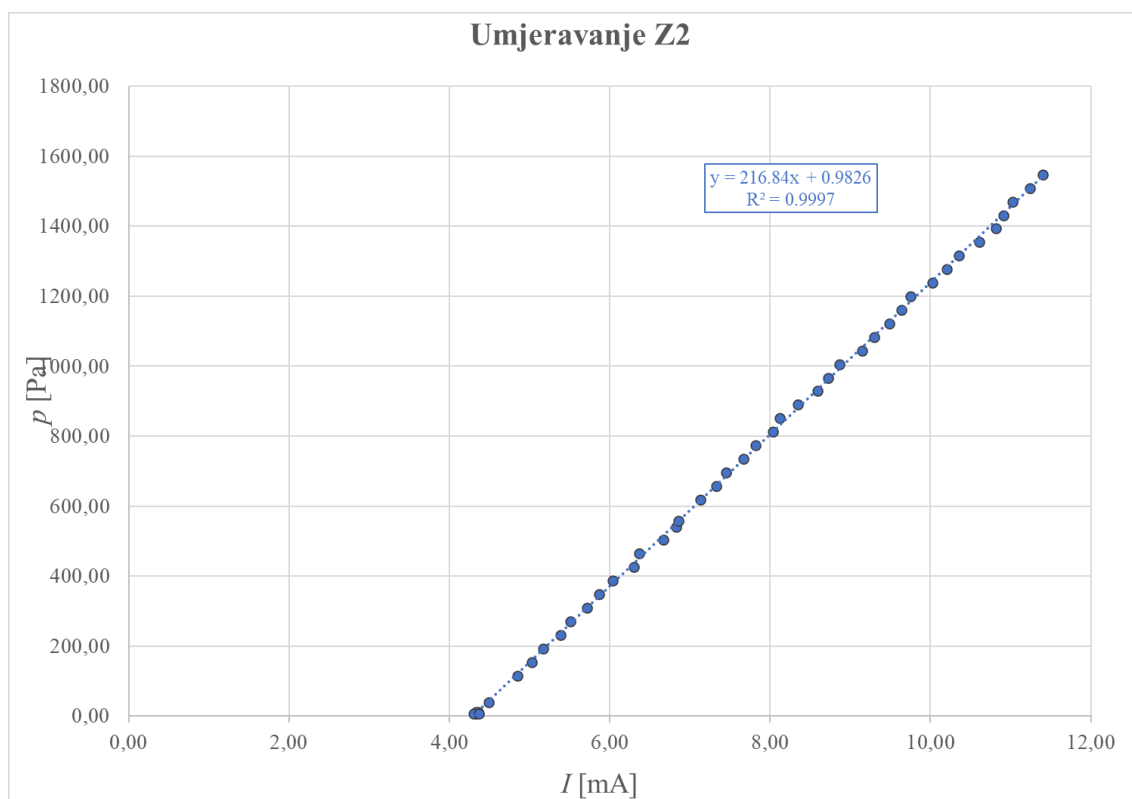


Slika 21. Umjeravanje ATM Z1

Mjerni pretvornik tlaka ATM Z2

Mjerni pretvornik tlaka proizvođača ATM, oznake Z2 205035 za mjerno područje 0 – 150 mbara umjeren je u Laboratoriju za hidromehaniku i hidrauličke strojeve pomoću alkoholnog tekućinskog mikromanometra.

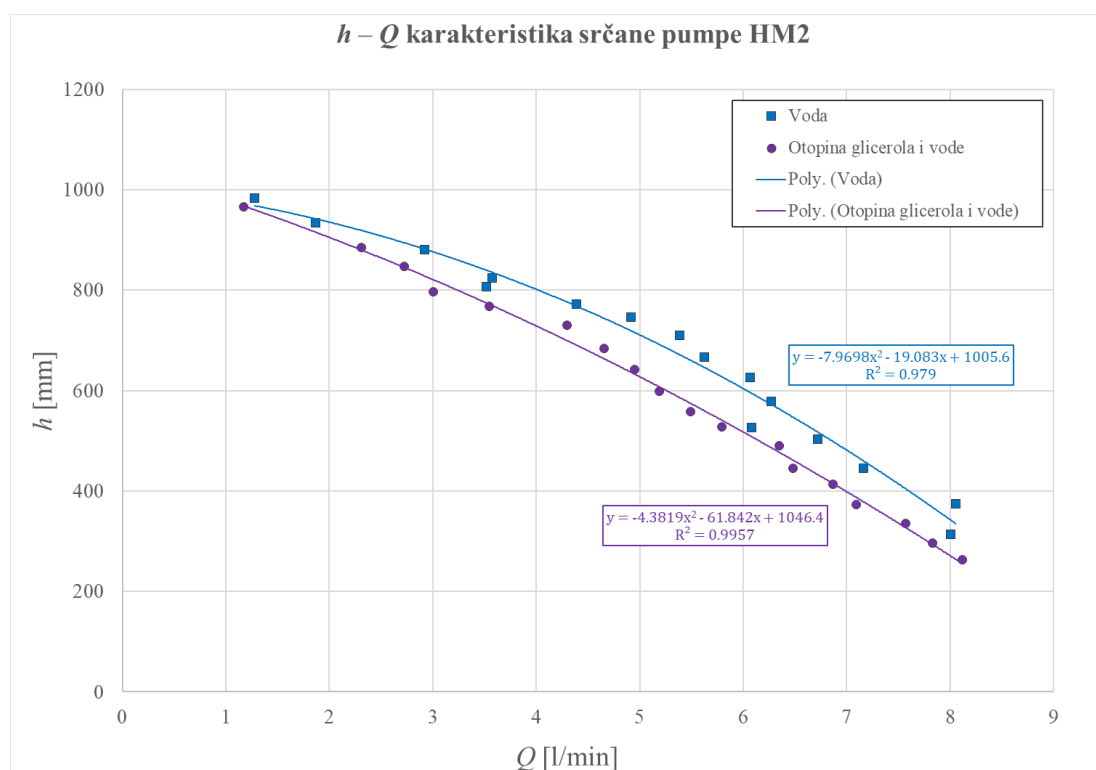
Mjerna očitavanja dana su u Prilogu (6.1) i prikazana na dijagramu (Slika 22). Na dijagramu je prikazana regresijska krivulja i koeficijent korelacije umjeravanja. Mjerna nesigurnost za svaku točku određena je prema izrazu (34).



Slika 22. Umjeravanje ATM Z2

2.2.5. Mjerenje $h - Q$ karakteristike srčane pumpe HeartMate II

Rezultati eksperimentalnih mjerenja dana su tablicom (Tablica 9, Tablica 10) u Prilogu 6.2. Navedeni rezultati su prikazani $h - Q$ dijagramom na slici (Slika 23). Mjerenja su provedena u Laboratoriju za umjetnu kardiovaskularnu cirkulaciju na Fakultetu strojarstva i brodogradnje. Pumpa je ispitivana na $\omega=9000$ o/min. Otopina glicerola i vode služi u eksperimentalnom radu kao zamjena za krv. Viskoznost $\mu=3,5 \cdot 10^{-3}$ i gustoća $\rho=1050$ kg/m³ smjese je bliska viskoznosti i gustoći krvi.



Slika 23. $h - Q$ karakteristika HM2 pumpe – eksperimentalno određena

Procjena mjerne nesigurnosti se radi prema izrazima (23), (27) i (32).

Relativna nesigurnost mjerenja tlaka

$$r_{\psi} = \frac{u_{\psi}}{\psi} = \sqrt{\left(-2 \frac{10}{\sqrt{3} \cdot 9000}\right)^2 + \left(-2 \frac{0,1}{\sqrt{3} \cdot 11,75}\right)^2 + \left(\frac{0,0053}{0,0980665}\right)^2 + \left(-\frac{0,7}{\sqrt{3} \cdot 997,7}\right)^2} \quad (35)$$

$$r_{\psi} = \frac{u_{\psi}}{\psi} = 0,054947 = 5,49 \% \quad (36)$$

Relativna nesigurnost Venturimetra

$$r_Q = \frac{u_Q}{Q} = \sqrt{\left(\frac{0,025}{0,957}\right)^2 + \left(2 \frac{0,1}{\sqrt{3} \cdot 25}\right)^2 + \left(\frac{1 \cdot 0,2015}{2 \cdot 1000}\right)^2 + \left(\frac{-1}{2} \frac{0,7}{\sqrt{3} \cdot 997,7}\right)^2} \quad (37)$$

$$r_Q = \frac{u_Q}{Q} = 0,026529 = 2,65 \% \quad (38)$$

Relativna nesigurnost mjerenja protoka

$$r_\varphi = \frac{u_\varphi}{\varphi} = \sqrt{\left(\frac{u_Q}{Q}\right)^2 + \left(-3 \frac{0,1}{\sqrt{3} \cdot 11,75}\right)^2 + \left(-\frac{10}{\sqrt{3} \cdot 9000}\right)^2} \quad (39)$$

$$r_\varphi = \frac{u_\varphi}{\varphi} = 0,030356 = 3,04 \% \quad (40)$$

Mjerenja prikazana dijagramom na slici (Slika 23), mogu se opisati regresijskom krivuljom navedenom na digramu. Uz 95 % statističku vjerojatnost možemo tvrditi da su mjerne točke za vodu unutar granica $\pm 1,4$ %, a za otopinu glicerola i vode unutar granica $\pm 0,66$ % oko odgovarajuće regresijske krivulje. Mjerenje tlaka provedeno je uz relativnu mjernu nesigurnost 5,49%, a mjerenje protoka uz relativnu mjernu nesigurnost od 3,04%.

2.3. Numerička analiza referentne pumpe HeartMate II

2.3.1. CT skeniranje

Preciznim skeniranjem srčane pumpe HM2 pomoću CT uređaja dobiven je oblak točaka. Dimenzijska analiza uzorka provedena je uporabom rendgenske računalne tomografije (XCT) u Laboratoriju za precizna mjerenja dužina Fakulteta strojarstva i brodogradnje.

Korišten je XCT uređaj proizvođača NIKON, model XT–H 225, koji može postići maksimalni napon izvora zračenja od 225 kV uz maksimalnu struju izvora od 1 mA. Navedene strujne karakteristike su ključne za definiranje maksimalne debljine uzoraka koji se mogu adekvatno prozračiti, što kod ovog uređaja za čelike iznosi oko 10 mm, titan i bakar oko 20 mm, a za aluminij oko 100 mm. Dodatno je opremljen visoko rezolucijskim detektorom rezolucije 4000 x 3000 px te manipulatorom za precizno postavljanje uzorka u mjerni volumen. S obzirom da rezolucija kod XCT skeniranja ovisi o položaju uzorka u vidnom polju, za ovo skeniranje se nastojalo postići maksimalno povećanje pri kojem je još uvijek vidljiv cijeli uzorak.

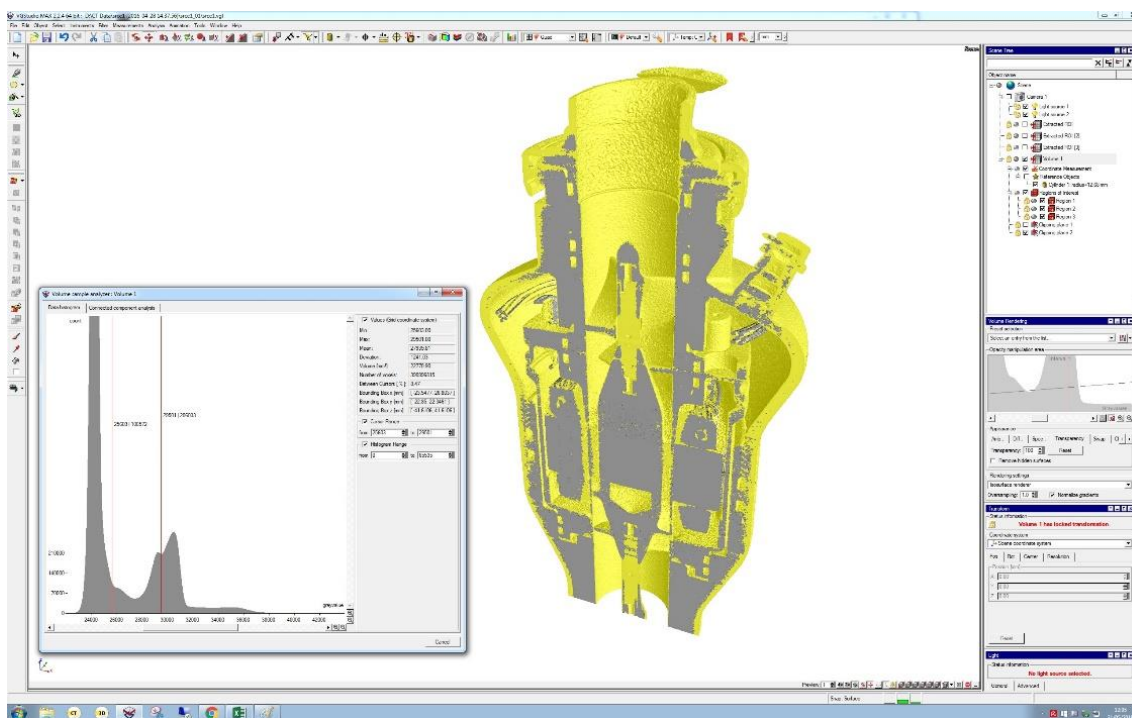
Inicijalna ispitivanja su pokazala da se radi o uzorku visoke gustoće, pa je za finalno mjerenje odabran relativno visok napon izvora od 200 kV. Dodatno, izlazni spektar je filtriran bakrenim filtrom debljine 1,6 mm, čime je eliminiran niskoenergetski dio emisije i zadržan samo visokoenergetski dio emitiranog spektra x–zračenja. Nakon toga je struja izvora x–zraka optimirana na način da je kroz većinu uzorka postignuta penetracija od barem 15% intenziteta u odnosu na intenzitet koji je detektiran u dijelu vidnog polja bez prisutnosti uzorka. Kao optimalan iznos struje izvora odabrano je 270 μ A, čime je definirana i električna snaga izvora tijekom pokusa na razini od 54 W. Taj je podatak važan za analizu dimenzija, jer je kod korištenog uređaja promjer žarišne točke izvora direktno proporcionalan snazi, s odnosom od $1 \text{ W} \approx 1 \text{ }\mu\text{m}$. Budući da je promjer žarišne točke iznosio oko 54 μm , tada je time definirana i maksimalna (hardverska) razlučivost CT skena.

Skeniranje je provedeno s 1200 projekcija uz ekspoziciju pojedine projekcije u trajanju od 1000 ms, pri čemu je za svaku projekciju uzet prosjek četiri ekspozicije s ciljem poboljšanja odnosa signal–šum. Dodatno poboljšanje kvalitete rezultata postignuto je zaustavljanjem rotacije uzorka kod svake ekspozicije.

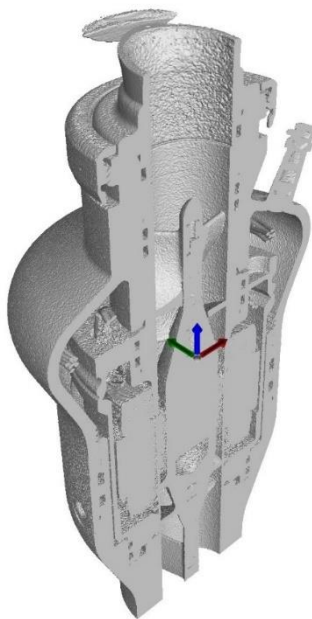
Nakon opisanog prikupljanja projekcija, provedena je rekonstrukcija 3D volumena uzorka, korištenjem proizvođačevog softvera (NIKON 3D CT Pro). S obzirom da se radi o geometrijski kompleksnom uzorku koji je izrađen od različitih materijala, posebna je pažnja posvećena

optimizaciji korekcije prigušenja x–zraka kod prolaska kroz uzorak. U tu je svrhu primijenjen iterativan postupak optimiranja koeficijenata polinoma 5. reda, sve dok na odabranim rekonstruiranim presjecima nije maksimalno smanjen utjecaj očvrnuća x–zraka. Dodatno je na cjelokupan volumen primijenjen i median filter s matricom 3x3, budući da je na pojedinim segmentima zbog nedovoljnog prozračenja uočena pojava pogrešno definiranih površina. Nakon provedenih korekcija, rekonstruiran je 3D volumen uzorka koji je potom analiziran u softverskom paketu Volume Graphics 3D Studio Max (Slika 24).

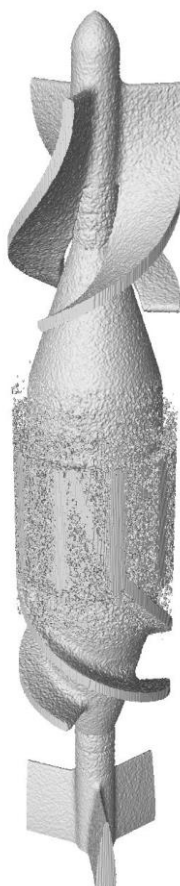
Analiza rekonstruiranog volumena započeta je umjeravanjem veličine voxela, za što je napravljen dodatni umjerni CT sken odgovarajućeg etalona (etalon s dvije sfere, $L = 30,0083$ mm). Nakon umjeravanja, provedena su dodatna filtriranja, a potom je proveden postupak definiranja površina, odnosno segmentacija materijala i zraka. Korišten je adaptivni algoritam koji je manje osjetljiv na lokalne promjene gustoće, vrste i količine materijala. Kao rezultat je dobiven volumen s potpuno definiranim granicama, prikazan na slikama (Slika 24 i Slika 25). Slika (Slika 26) prikazuje aktivni dio HM2 pumpe koji se sastoji od ulaznog statora, rotora i izlaznog statora (navedeno od gore prema dolje).



Slika 24. Analiza rekonstruiranog volumena HM2 pumpe

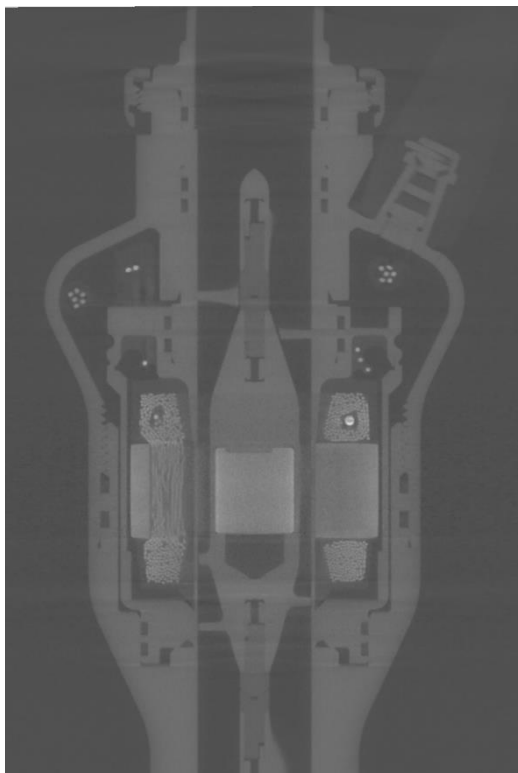


Slika 25. Volumen HM2 s potpuno definiranim granicama



Slika 26. Detalj statora i rotora HM2 pumpe

Na slici (Slika 27) je prikazan poprečni presjek HM2 pumpe dobiven CT skeniranjem. Na slici se raspoznaje središnji dio pumpe kroz koje prolazi krv, a sastoji se od ulaznog i izlaznog statora te rotora. U presjeku na sredini je vidljiv magnet i magnetski motor koji pokreće HM2 pumpu. Ostali vidljivi dijelovi su kućište i perkutani kabel (napajanje).



Slika 27. Poprečni presjek CT skena HM2 pumpe

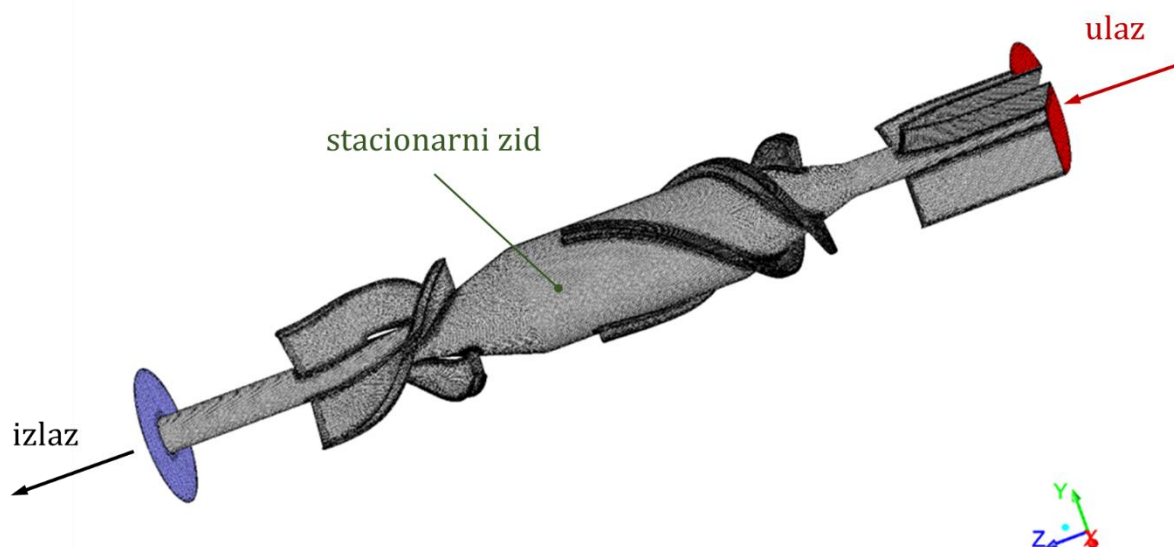
Daljnjom računalnom obradom oblak točaka srčane pumpe se prevodi u potpunu 3D konstrukciju pumpe u STL formatu. Za 3D konstrukciju pumpe je izrađena adekvatna mreža i provedena je numerička simulacija strujanja krvi kroz pumpu.

2.3.2. Postavke numeričke simulacije

Numerička simulacija strujanja kroz HM2 pumpu je napravljena u programu ANSYS Fluent 15.0. Korištena je 3D konstrukcija HM2 dobivena CT skeniranjem.

Geometrija HM2 se sastoji od ulaznog statora, rotora s lopaticama te izlaznog statora (Slika 28). Rotor je definiran s unutarnjim radijusom lopatica $R_1 = 9,6$ mm, vanjskim radijusom lopatica $R_2 = 11,75$ mm. Računalna domena s rubnim uvjetima i mrežom prikazana je na slici (Slika 28).

Rubni uvjet na ulazu je konstantna brzina odgovarajuća protoku kroz pumpu (*velocity inlet*), dok je rubni uvjet na izlazu definiran kao izlaz strujanja (*outflow*). Rotacija rotora s lopaticama je modelirana pomoću metode pokretnog koordinatnog sustava MRF (*Moving Reference Frame*). Sve površine kućišta su određeni rubnim uvjetom stacionarnih zidova (*no-slip stationary wall*). S ciljem postizanja kvalitetne i vremenski efikasne simulacije, domena je aproksimirana s $6,4 \cdot 10^6$ kontrolnih volumena. Mreža je profinjena u graničnom sloju te u blizini spojeva i detalja (Slika 28).

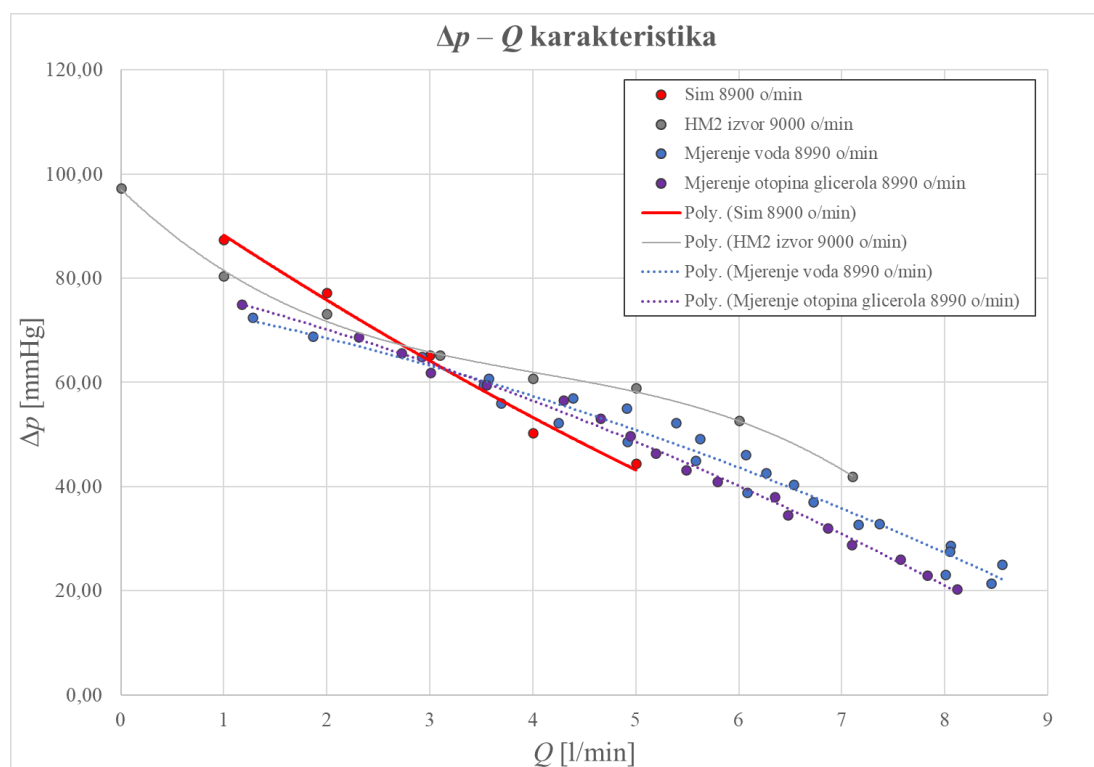


Slika 28. Geometrija računalne domene HM2 s rubnim uvjetima i mrežom

U numeričkoj simulaciji su korišten je model turbulencije $k - \omega$ SST model [111]. Krv je aproksimirana njutnovskim fluidom konstantne gustoće 1050 kg/m^3 te koeficijentom dinamičke viskoznosti $0,0035 \text{ kg/(m s)}$ [106]. Pretpostavljeno je stacionarno strujanje. Sve numeričke simulacije su provedene sa shemom drugog reda točnosti do postizanja konvergencije rezultata i dovoljne točnosti promatranih parametara (tangencijalno naprezanje, SSS, brzina strujanja).

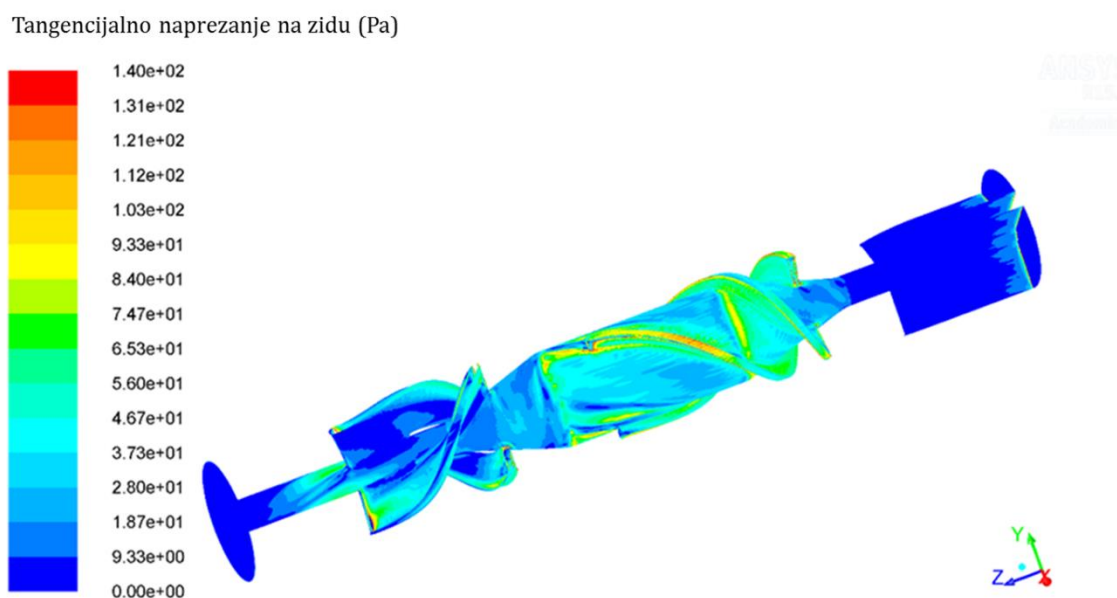
Numeričkom simulacijom su izračunati iznosi tangencijalnih naprezanja na zidu i skalarnih smičnih naprezanja.

Numerički su izračunate su $\Delta p - Q$ karakteristike. Na dijagramu (Slika 29) su zajedno prikazane $\Delta p - Q$ karakteristike dobivene numerički, iz eksperimentalnih mjerenja te iz izvora [135]. Dijagramom je prikazano dobro poklapanje eksperimentalnih i numeričkih rezultata. Dobro poklapanje u globalnim parametrima (tlak i protok) potvrđuje da će numerički rezultati svih ostalih parametara adekvatno opisivati stvarne pojave. Odabrani parametri numeričke simulacije će se koristiti za sve daljnje numeričke izračune u sklopu doktorskog rada.



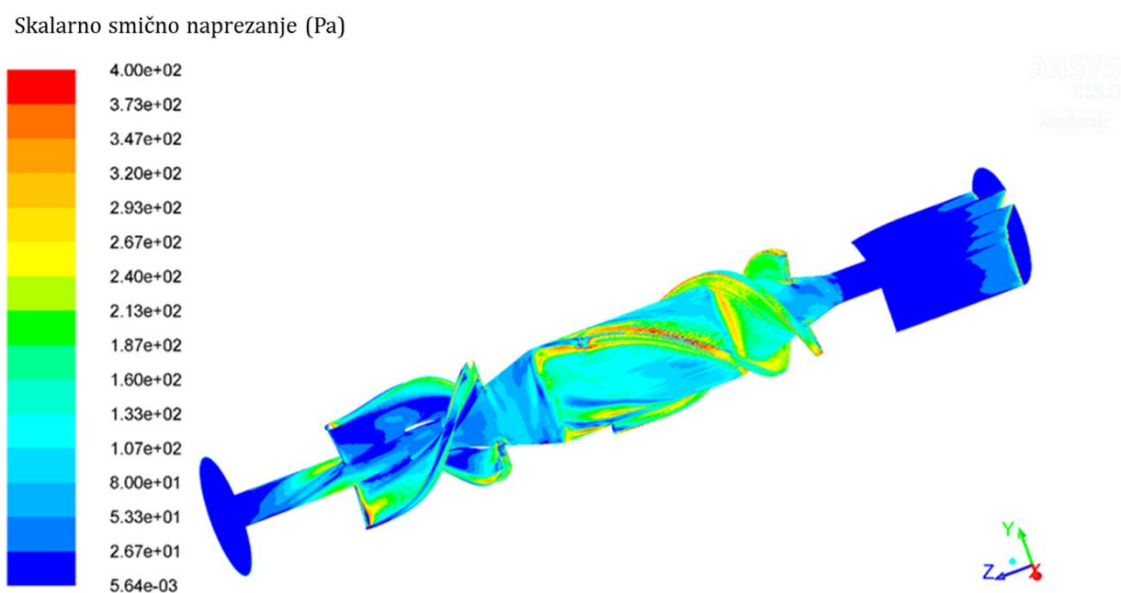
Slika 29. Usporedba $\Delta p - Q$ karakteristika HM2 pumpe

Iznos tangencijalnog naprezanja na zidu (WSS) se nalazi u rasponu od 0 – 1025 Pa. Na slici (Slika 30) je prikazano WSS samo u rasponu 0 – 140 Pa. Na područjima lopatica ali i dijelovima rotora te statora postoje područja gdje iznos tangencijalnog naprezanja na zidu prelazi definiranu prihvatljivu vrijednost od 140 Pa. Maksimalni iznos WSS je na naletnom bridu lopatica.



Slika 30. Raspodjela tangencijalnog naprezanja na zidu (Pa) u HM2 pumpi

Iznos skalarnog smičnog naprezanja (SSS) se nalazi u rasponu od 0.005 – 3302 Pa. Na slici (Slika 31) je prikazano SSS samo u rasponu 0 – 400 Pa. Na područjima lopatica ali i dijelovima rotora te statora postoje područja gdje iznos skalarnom smičnog naprezanja na zidu prelazi vrijednost od 400 Pa . Maksimalni iznos SSS je na naletnom bridu lopatica te duž same lopatice.

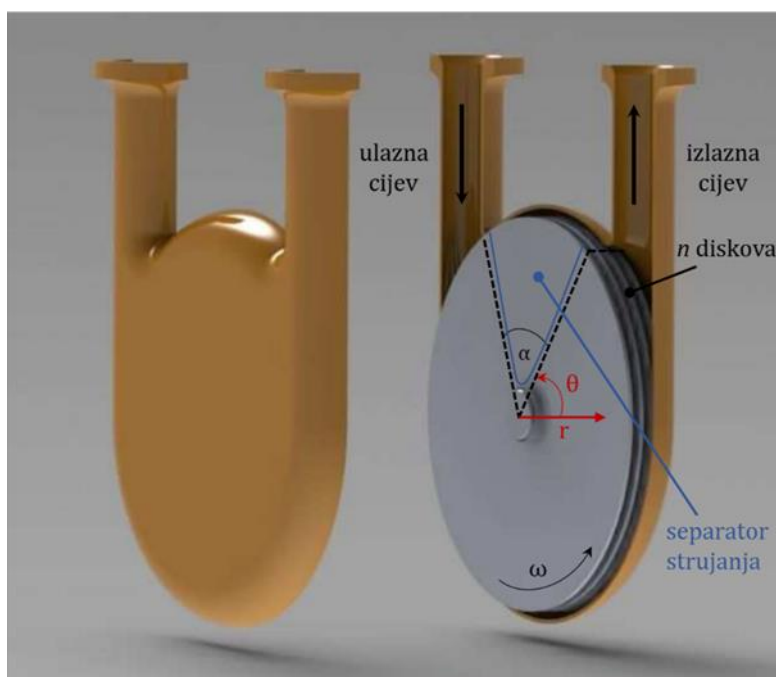


Slika 31. Raspodjela skalarnog smičnog naprezanja (Pa) u HM2 pumpi

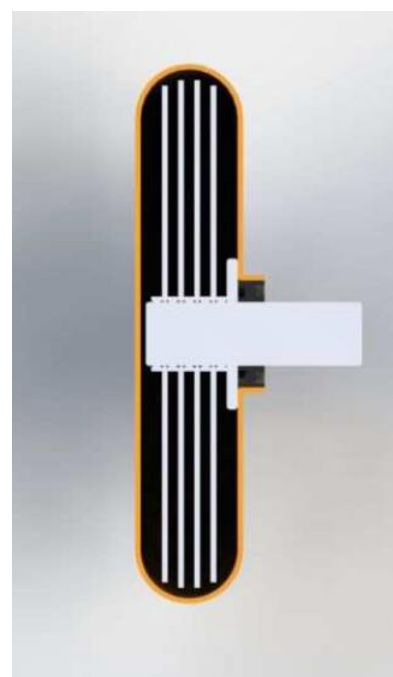
U literaturi su navedeni rasponi tangencijalnih naprezanja za koje se numerički postiže prihvatljiva hemokompatibilnost [72]–[75]. S obzirom da su navedeni rasponi općeniti, iz numeričke simulacije referentne srčane pumpe HM2 su preuzeti rasponi tangencijalnih i skalarnih smičnih naprezanja za koje je klinički potvrđena hemokompatibilnost. Maksimalni iznos tangencijalnog naprezanja na zidu je 1025 Pa, maksimalni iznos skalarnog smičnog naprezanja je 3302 Pa, a minimalni iznosi naprezanja su 0 Pa. Navedene raspone naprezanja je potrebno postići i u numeričkoj simulaciji bezlopatične centrifugalne srčane pumpe. Na taj način se osigurava nužan uvjet prihvatljive hemokompatibilnosti za novu konstrukciju srčane pumpe.

2.4. Teorijska analiza bezlopatične srčane pumpe

Cilj istraživanja je predložiti dizajn BSP pumpe koja se bazira na principu rada Tesline pumpe (Slika 32, Slika 33). Specifičnost navedene pumpe je da se mehanička energija na fluid prenosi trenjem, rotacijom ravnih diskova. Hipoteza istraživanja je da BSP ostvaruje strujanje unutar pumpe koje ima dobru hemokompatibilnost.

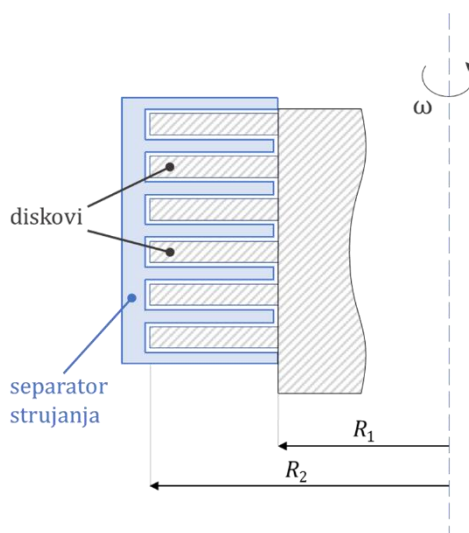


Slika 32. Kontrukcija BSP pumpe [136]



Slika 33. Presjek BSP pumpe [136]

Iz prikazane konstrukcije pumpe (Slika 32) i (Slika 33) očito je da se dio strujanja odvija u rotoru a dio u ulaznim i izlaznim priključnim cijevima. Da bi se spriječila stalna rotacija fluida između priključnih cijevi postavljen je separator strujanja kao što je prikazano na slici (Slika 32). Poprečni presjek separatora strujanja, prikazan je na slici (Slika 34). Separator strujanja usmjerava strujanje fluida iz rotacijskog gibanja između dva diska u strujanje u izlaznom kanalu. Njegova glavna funkcija je spriječiti recirkulaciju fluida između diskova. U ovom radu je matematički modeliran idealan separator strujanja uz idealno brtvljenje.



Slika 34. Poprečni presjek separatora strujanja (presjek A-A)

Aktivni dio strujanja (koji ostvaruje prirast tlaka) odvija se u rotoru pumpe koji se sastoji od diskova. Strujanje se odvija u relativno jednostavnoj geometriji (između dva diska) i relativna brzina između fluida i diska je mala. Da bi se ispitalo da li je strujanje laminarno uvodi se rotacijski Reynoldsov broj definiran izrazom:

$$\text{Re} = \frac{\rho \cdot \Delta v \cdot h}{\mu} \quad (41)$$

gdje je $\rho = 1050 \text{ kg/m}^3$ gustoća krvi, $\mu = 0,0035 \text{ kg/(m} \cdot \text{s)}$ je viskoznost krvi, $h = 1 \text{ mm}$ je udaljenost između dva diska i Δv je relativna brzina fluida. Maksimalna vrijednost rotacijskog Reynoldsovog broja je $\text{Re} \approx 1600$, što je znatno manje od kritičnog Reynoldsovog broja za strujanje između dvaju ravnih ploča ($\text{Re}_{\text{krit}} = 5750$) [137]. Premda je krv nenjutnovski višekomponentni fluid za potrebe izrade ovog doktorata usvojila se pretpostavka da je krv nestlačivi, jednokomponentni, Njutnovski fluid [98], [99]. Uvažavajući ova ograničenja može se usvojiti da je strujanje fluida unutar rotora laminarno i da se može opisati Navier–Stokesovim jednadžbama.

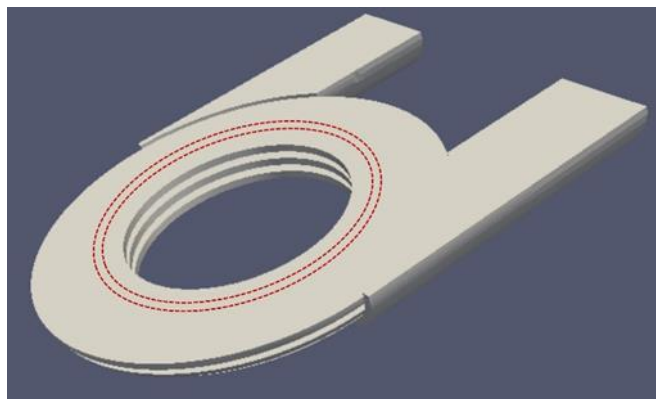
Rješavanjem Navier–Stokesovih jednadžbi za relativno jednostavnu geometriju (između dva diska) izveden je matematički model strujanja u rotoru BSP pumpe. Pomoću izvedenih jednadžbi definirati će se parametri BSP pumpe: visina dobave i protok pumpe (Δp , Q), unutarnji i vanjski promjer diska (R_1 , R_2), udaljenost diskova (h) i kutna brzina (ω). Definiranjem navedenih parametara određena je osnovna konstrukcija BSP pumpe. Prilikom izvođenja tih parametara uvažavani su i neki dodatni kriteriji.

Prvi i najvažniji kriterij je da se osigura protok i visina dobave pumpe koji zadovoljavaju normalnu cirkulaciju krvi kroz tijelo. Za konstrukciju BSP pumpe odabrana je projektna radna točka $\Delta p = 65 \text{ mmHg}$, $Q = 5 \text{ l/min}$ [77].

Drugi vrlo važan kriterij je visoka hemokompatibilnost te minimalan negativan utjecaj BSP na krv (minimalna tromboza i hemoliza) [87]–[95]. Prihvatljivo tangencijalno naprezanje, u teorijskoj analizi, je unutar granica 30 – 140 Pa [72]–[75], obzirom da su rasponi naprezanja dobiveni numeričkom simulacijom HM2 pumpe znatno veći. Treći kriterij je minimalan volumen srčane pumpe zbog anatomske ograničenja [61]–[63], [77]. Dodatni čimbenici su visoka učinkovitost i trajnost [80], [81].

2.4.1. Kartezijev koordinatni sustav

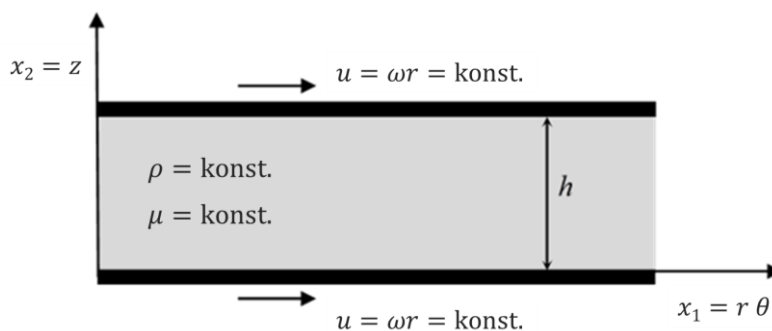
Na slici (Slika 35) je prikazan kontrolni volumen fluida za koji će se postaviti Navier–Stokesove jednačbe. Kontrolni volumen je cilindrični diferencijalni volumen fluida između dva cilindrična diska prikazan crvenom bojom.



Slika 35. Cilindrični diferencijalni volumen fluida (crveno označeno) [136]

Cilindrični diferencijalni volumen je razmotan (rektificiran) kako je prikazano na slikama (Slika 32, Slika 36), tako da:

- koordinatna os θ odgovara koordinatnoj osi x_1 ,
- koordinatna os z odgovara koordinatnoj osi x_2 i
- koordinatna os r odgovara koordinatnoj osi x_3 .



Slika 36. Kontrolni volumen prikazan u Kartezijevom koordinatnom sustavu

Uvodi se pretpostavka njutnovskog fluida konstantne gustoće (nestlačivo). Strujanje je stacionarno, ravninsko i laminarno s potpuno izobraženim profilima brzina. Efekti gravitacije su zanemareni [138], [139]. Gore navedeni uvjeti strujanja dani su sljedećim matematičkim izrazima:

1. strujanje je stacionarno tj. nema promjene varijabli po vremenu

$$\frac{\partial}{\partial t} \equiv 0, \quad (42)$$

2. strujanje je dvodimenzionalno (ravninsko) tj. nema promjene brzine u smjeru osi x_3

$$\frac{\partial}{\partial x_3} \equiv 0, \quad (43)$$

3. strujanje je izobraženo tj. nema promjene profila brzina u smjeru osi x_1

$$\frac{\partial v_i}{\partial x_1} \equiv 0, \quad (44)$$

4. fluid je nestlačivi tj. gustoća fluida je konstantna
5. efekti gravitacije su zanemareni

$$f_i = 0. \quad (45)$$

Laminarno strujanje je opisano jednačbom kontinuiteta i Navier–Stokesovom jednačbom [138], [139]. Jednačba kontinuiteta je zapisana

$$\frac{d\rho}{dt} + \frac{\partial \rho v_j}{\partial x_j} = 0, \quad (46)$$

uzimajući u obzir stacionarnost strujanja (jednačba (42) prvi član jednačbe (46) je jednak nuli, a prema svojstvu konstantne gustoće (uvjet iz točke 4.) cijelu jednačbu možemo podijeliti s ρ . Slijedi prilagođeni izraz jednačbe kontinuiteta

$$\frac{\partial v_j}{\partial x_j} = 0 \quad (47)$$

$$\frac{\partial v_1}{\partial x_1} + \frac{\partial v_2}{\partial x_2} + \frac{\partial v_3}{\partial x_3} = 0 \quad (48)$$

U izrazu (48) prvi član jednak je nuli zbog uvjeta izobraženosti strujanja, a treći je jednak nuli zbog uvjeta dvodimenzionalnosti strujanja. Izraz (48) se svodi na:

$$\frac{\partial v_2}{\partial x_2} = 0 \quad (49)$$

Integriranjem izraza (49) po dx_2 slijedi da je brzina $v_2 = \text{konst.}$

Iz rubnog uvjeta da je na donjoj ploči ($x_2 = 0$) brzina uz ploču jednaka nuli, slijedi da je

$$v_2 = 0 \quad (50)$$

Navier–Stoksova jednadžba je zapisana u obliku

$$\rho \frac{\partial v_i}{\partial t} + \rho v_j \frac{\partial v_i}{\partial x_j} = -\frac{\partial p}{\partial x_i} + \mu \frac{\partial^2 v_i}{\partial x_j \partial x_j} + \rho f_i \quad (51)$$

Komponenta $i = 1$ Navier–Stokesove jednadžbe

$$\begin{aligned} \rho \frac{\partial v_1}{\partial t} + \rho v_1 \frac{\partial v_1}{\partial x_1} + \rho v_2 \frac{\partial v_1}{\partial x_2} + \rho v_3 \frac{\partial v_1}{\partial x_3} \\ = -\frac{\partial p}{\partial x_1} + \mu \frac{\partial^2 v_1}{\partial x_1 \partial x_1} + \mu \frac{\partial^2 v_1}{\partial x_2 \partial x_2} + \mu \frac{\partial^2 v_1}{\partial x_3 \partial x_3} + \rho f_1 \end{aligned} \quad (52)$$

Zbog uvjeta stacionarnosti prvi član jednadžbe (52) jednak je nuli. Zbog izobraženosti strujanja drugi član jednadžbe jednak je nuli. Zbog jednadžbe (50) treći član jednadžbe jednak je nuli. Zbog dvodimezionalnosti strujanja četvrti član je jednak nuli. Drugi član s desne strane jednakosti jednadžbe (52) zbog izobraženosti strujanja jednak je nuli. Četvrti član s desne strane jednakosti zbog dvodimenzionalnosti strujanja jednak je nuli. Peti član s desne strane jednakosti zbog zanemarivanja mehaničkih sila jednak je nuli. Jednadžba (52) sa uvažnim svim prethodno navedenim uvjetima prelazi u izraz:

$$i = 1, \quad \frac{\partial p}{\partial x_1} = \mu \frac{\partial^2 v_1}{\partial x_2^2} \quad (53)$$

Komponenta $i = 2$ Navier–Stokesove jednačbe je

$$\begin{aligned} \rho \frac{\partial v_2}{\partial t} + \rho v_1 \frac{\partial v_2}{\partial x_1} + \rho v_2 \frac{\partial v_2}{\partial x_2} + \rho v_3 \frac{\partial v_2}{\partial x_3} \\ = -\frac{\partial p}{\partial x_2} + \mu \frac{\partial^2 v_2}{\partial x_1 \partial x_1} + \mu \frac{\partial^2 v_2}{\partial x_2 \partial x_2} + \mu \frac{\partial^2 v_2}{\partial x_3 \partial x_3} + \rho f_2 \end{aligned} \quad (54)$$

Zbog uvjeta stacionarnosti prvi član jednačbe (54) jednak je nuli. Zbog jednačbe (50) drugi, treći i četvrti član jednačbe jednaki su nuli. Drugi, treći i četvrti član s desne strane jednakosti jednačbe (54) zbog jednačbe (50) su jednaki nuli. Peti član s desne strane jednakosti zbog zanemarivanja mesenih sila jednak je nuli. Jednačba (52) sa uvažnim svim prethodno navedenim uvjetima prelazi u izraz:

$$i = 2, \quad \frac{\partial p}{\partial x_2} = 0 \quad (55)$$

Iz jednačbe (55) očito je da nema promjene tlaka duž osi x_2 .

Komponenta $i = 3$ Navier–Stokesove jednačbe je

$$\begin{aligned} \rho \frac{\partial v_3}{\partial t} + \rho v_1 \frac{\partial v_3}{\partial x_1} + \rho v_2 \frac{\partial v_3}{\partial x_2} + \rho v_3 \frac{\partial v_3}{\partial x_3} \\ = -\frac{\partial p}{\partial x_3} + \mu \frac{\partial^2 v_3}{\partial x_1 \partial x_1} + \mu \frac{\partial^2 v_3}{\partial x_2 \partial x_2} + \mu \frac{\partial^2 v_3}{\partial x_3 \partial x_3} + \rho f_3 \end{aligned} \quad (56)$$

Zbog uvjeta stacionarnosti prvi član jednačbe (56) jednak je nuli. Zbog izobraženosti strujanja drugi član jednačbe jednak je nuli. Zbog jednačbe (50) treći član jednačbe jednak je nuli. Zbog dvodimezionalnosti strujanja četvrti član je jednak nuli. Drugi član s desne strane jednakosti jednačbe (56) zbog izobraženosti strujanja jednak je nuli. Treći i četvrti član s desne strane jednakosti zbog dvodimezionalnosti strujanja jednaki su nuli. Peti član s desne strane jednakosti zbog zanemarivanja mesenih sila jednak je nuli. Jednačba (56) sa uvažnim svim prethodno navedenim uvjetima prelazi u izraz:

$$i = 3, \quad \frac{\partial p}{\partial x_3} = 0 \quad (57)$$

Iz jednačbe (55) očito je da nema promjene tlaka duž osi x_3 .

Uzimajući u obzir da nema promjene tlaka niti duž osi x_2 niti duž osi x_3 , postoji promjena tlaka samo duž osi x_1 :

$$\frac{\partial p}{\partial x_1} \rightarrow \frac{dp}{dx_1} \quad (58)$$

Matematički model laminarnog strujanja koji se sastoji od jednadžbe kontinuiteta i tri komponenti Navier–Stokesovih jednadžbi, sveo se na izraz:

$$\underbrace{\frac{dp}{dx_1}}_{f(x_1)} = \mu \underbrace{\frac{d^2 v_1}{dx_2^2}}_{f(x_2)} = \text{konst.} \quad (59)$$

$$\frac{d^2 v_1}{dx_2^2} = \frac{1}{\mu} \frac{dp}{dx_1} \quad / \quad \int dx_2 \quad (60)$$

$$\frac{dv_1}{dx_2} = \frac{1}{\mu} \frac{dp}{dx_1} x_2 + C_1 \quad / \quad \int dx_2 \quad (61)$$

$$v_1 = \frac{1}{\mu} \frac{dp}{dx_1} \frac{x_2^2}{2} + C_1 x_2 + C_2 \quad (62)$$

Pretpostavljamo da je pad tlaka duž osi x_1 linearan. Prema slici (Slika 32) očito je da se prirast tlaka ostvario na aktivnom dijelu rotora ($0 - 1,5\pi$), a ne u separatoru strujanja pa slijedi:

$$\frac{dp}{dx_1} = \frac{\Delta p}{1,5 r \pi} \quad (63)$$

Vrijednosti konstanti C_1 i C_2 računaju se iz rubnih uvjeta. Na gornjoj i donjoj ploči fluid uz ploču miruje tj. ide brzinom ploče. Na donjoj ploči $x_2 = 0$, $v_1 = u = \omega r$ i na gornjoj ploči $x_2 = h$, $v_1 = u = \omega r$.

Kada uvrstimo rubni uvjet na donjoj ploči i izraz (63) u jednadžbu (62)

$$\omega r = \frac{1}{\mu} \frac{\Delta p}{1,5 r \pi} \frac{0^2}{2} + C_1 \cdot 0 + C_2 \quad (64)$$

$$C_2 = \omega r \quad (65)$$

Kada uvrstimo rubni uvjet na gornjoj ploči i izraz (63) u jednadžbu (62)

$$\omega r = \frac{1}{\mu} \frac{\Delta p}{1,5 r \pi} \frac{h^2}{2} + C_1 \cdot h + \omega r \quad (66)$$

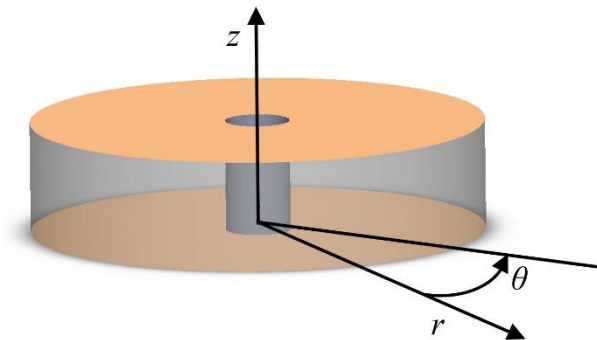
$$C_1 = -\frac{1}{2\mu} \frac{\Delta p}{1,5 r \pi} b \quad (67)$$

Jednadžba za brzinu je:

$$v_1(x_2) = \frac{1}{2\mu} \frac{\Delta p}{1,5 r \pi} \cdot [x_2^2 - h \cdot x_2] + \underbrace{\omega r}_u \quad (68)$$

Iz jednadžba (68) je vidljivo da je brzina funkcija kutne brzine i radijusa, $v_1 = f(u) = f(\omega r)$. Ovo polje strujanja fluida u kontradikciji je s uvjetom ravninskog strujanja izraz (43) Obzirom da brzina ovisi o radijusu tj. o koordinati x_3 , potrebno je navedeni problem promatrati u cilindričnom koordinatnom sustavu.

2.4.2. Cilindrični koordinatni sustav



Slika 37. Diferencijalni volumen prikazan u cilindričnom koordinatnom sustavu

Izvodimo matematički model strujanja u cilindričnom koordinatnom sustavu uz pretpostavke:

1. strujanje je stacionarno tj. nema promjene varijabli po vremenu

$$\frac{\partial}{\partial t} \equiv 0, \quad (69)$$

2. nema strujanja u smjeru osi z

$$v_z \equiv 0, \quad (70)$$

3. strujanje je izobraženo tj. nema promjene profila brzina u smjeru osi θ

$$\frac{\partial v_i}{\partial \theta} \equiv 0, \quad (71)$$

4. fluid je nestalačiv tj. gustoća fluida je konstantna
5. efekti gravitacije (masene sile) su zanemareni

$$f_i = 0. \quad (72)$$

Jednadžba kontinuiteta u cilindričnim koordinatama

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} (\rho r v_r) + \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial \theta} (\rho v_\theta) + \frac{\partial}{\partial z} (\rho v_z) = 0 \quad (73)$$

Zbog uvjeta stacionarnosti prvi član jednadžbe (73) jednak je nuli. Zbog izobraženosti strujanja treći član jednadžbe jednak je nuli. Zbog jednadžbe (70) četvrti član jednadžbe jednak je nuli. Jednadžba (73) sa uvažnim svim prethodno navedenim uvjetima prelazi u izraz:

$$\frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} (\rho r v_r) = 0 \quad / \quad \cdot r \quad (74)$$

$$\frac{\partial}{\partial r} (\rho r v_r) = 0 \quad / \quad \int dr \quad (75)$$

$$\rho r v_r = \text{konst.} \quad (76)$$

$$v_r = \frac{\text{konst.}}{\rho r} \quad (77)$$

Konstantu integracije dobivamo za rubni uvjet $r = 0$ slijedi da je brzina v_r beskonačna. Kako bi dobili fizikalno realno rješenje konstanta mora biti jednaka nuli. Odnosno slijedi:

$$v_r \equiv 0. \quad (78)$$

Navier–Stokes jednadžaba u cilindričnim koordinatama – r komponenta

$$\begin{aligned} \rho \frac{\partial v_r}{\partial t} + \rho \left(v_r \frac{\partial v_r}{\partial r} + \frac{v_\theta}{r} \frac{\partial v_r}{\partial \theta} - \frac{v_\theta^2}{r} + v_z \frac{\partial v_r}{\partial z} \right) = \\ = \rho f_r - \frac{\partial p}{\partial r} + \mu \left[\frac{\partial}{\partial r} \left(\frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} (r v_r) \right) + \frac{1}{r^2} \frac{\partial^2 v_r}{\partial \theta^2} + \frac{\partial^2 v_r}{\partial z^2} - \frac{2}{r^2} \frac{\partial v_\theta}{\partial \theta} \right] \end{aligned} \quad (79)$$

Zbog uvjeta stacionarnosti prvi član jednadžbe (79) jednak je nuli. Zbog jednadžbe (78) drugi, treći i peti član lijeve strane jednadžbe jednaki su nuli. Prvi član s desne strane jednakosti jednadžbe (79) zbog zanemarivanja mehaničkih sila jednak je nuli. Treći, četvrti i peti član s desne strane jednakosti zbog jednadžbe (78) jednaki su nuli. Šesti član s desne strane jednakosti je jednak nuli zbog izobraženog strujanja. Jednadžba (79) sa uvažnim svim prethodno navedenim uvjetima prelazi u izraz:

$$\rho \frac{v_\theta^2}{r} = \frac{\partial p}{\partial r} \quad (80)$$

Navier–Stokes jednadžaba u cilindričnim koordinatama – θ komponenta

$$\begin{aligned} \rho \frac{\partial v_\theta}{\partial t} + \rho \left(v_r \frac{\partial v_\theta}{\partial r} + \frac{v_\theta}{r} \frac{\partial v_\theta}{\partial \theta} + \frac{v_r v_\theta}{r} + v_z \frac{\partial v_\theta}{\partial z} \right) \\ = \rho f_\theta - \frac{1}{r} \frac{\partial p}{\partial \theta} + \mu \left[\frac{\partial}{\partial r} \left(\frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} (r v_\theta) \right) + \frac{1}{r^2} \frac{\partial^2 v_\theta}{\partial \theta^2} + \frac{\partial^2 v_\theta}{\partial z^2} + \frac{2}{r^2} \frac{\partial v_r}{\partial \theta} \right] \end{aligned} \quad (81)$$

Zbog uvjeta stacionarnosti prvi član jednadžbe (81) jednak je nuli. Zbog jednadžbe (78) drugi i četvrti član jednadžbe jednaki su nuli. Treći član je jednak nuli zbog izobraženog strujanja. Peti član je jednak nuli zbog jednadžbe (70). Prvi član s desne strane jednakosti jednadžbe (81) zbog zanemarivanja mesenih sila jednak je nuli. Četvrti i šesti član s desne strane jednakosti zbog izobraženog strujanja jednaki su nuli.

Treći član s desne strane jednakosti je jednak nuli. Što se dokazuje raspisom tog člana. Profil brzine θ komponenta je pretpostavljena da izgleda poput jednadžbe (68) uz adekvatnu promjenu koordinatnog sustava:

$$v_\theta(z) = \frac{1}{2\mu} \frac{\Delta p}{1,5 r \pi} \cdot [z^2 - h \cdot z] + \omega r \quad (82)$$

$$\frac{\partial}{\partial r} \left(\frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} (r v_\theta) \right) = \frac{\partial}{\partial r} \left(\frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} \left(r \left(\frac{1}{2\mu} \frac{\Delta p}{1,5 r \pi} \cdot [z^2 - h \cdot z] + \omega r \right) \right) \right) \quad (83)$$

$$= \frac{\partial}{\partial r} \left(\frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} \left(\frac{1}{2\mu} \frac{\Delta p}{1,5 \pi} \cdot [z^2 - h \cdot z] + \omega r^2 \right) \right) \quad (84)$$

$$= \frac{\partial}{\partial r} \left(\frac{1}{r} 2\omega r \right) = \frac{\partial}{\partial r} (2\omega) = 0$$

Jednadžba (81) sa uvažnim svim prethodno navedenim uvjetima i pretpostavkom profila brzine danog jednadžbom (82) prelazi u izraz:

$$\mu \frac{\partial^2 v_\theta}{\partial z^2} = \frac{1}{r} \frac{\partial p}{\partial \theta} \quad (85)$$

Navier–Stokes jednadžaba u cilindričnim koordinatama – z komponenta

$$\begin{aligned} \rho \frac{\partial v_z}{\partial t} + \rho \left(v_r \frac{\partial v_z}{\partial r} + \frac{v_\theta}{r} \frac{\partial v_z}{\partial \theta} + v_z \frac{\partial v_z}{\partial z} \right) \\ = \rho f_z - \frac{\partial p}{\partial z} + \mu \left[\frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} \left(r \frac{\partial v_z}{\partial r} \right) + \frac{1}{r^2} \frac{\partial^2 v_z}{\partial \theta^2} + \frac{\partial^2 v_z}{\partial z^2} \right] \end{aligned} \quad (86)$$

Svi članovi jednadžbe (86) koji imaju brzinu v_z u brojniku su jednaki nuli. Prvi član s desne strane jednakosti jednadžbe (86) zbog zanemarivanja mesenih sila jednak je nuli. Jednadžba (86) sa uvažnim svim prethodno navedenim uvjetima prelazi u izraz:

$$\frac{\partial p}{\partial z} = 0 \quad (87)$$

Sve tri komponente Navier–Stokesove jednadžbe svele su se na iduće izraze:

- r komponenta

$$\rho \frac{v_\theta^2}{r} = \frac{\partial p}{\partial r} \quad (88)$$

- θ komponenta

$$\mu \frac{\partial^2 v_\theta}{\partial z^2} = \frac{1}{r} \frac{\partial p}{\partial \theta} \quad (89)$$

- z komponenta

$$\frac{\partial p}{\partial z} = 0 \quad (90)$$

Iz θ komponenta Navier–Stokes jednadžbe (89) izvodimo profil strujanja v_θ . Pretpostavka je da je pad tlaka po obodu diska linearan tj. proporcionalan kutu, što je dano izrazom:

$$\frac{\partial p}{\partial \theta} = \frac{\Delta p}{1,5 \pi} \quad (91)$$

Izraz (91) uvrštavamo u θ komponenta Navier–Stokes jednadžbe (89)

$$\mu \frac{\partial^2 v_\theta}{\partial z^2} = \frac{1}{r} \frac{\Delta p}{1,5 \pi} \quad (92)$$

Integriramo navedeni izraz

$$\frac{\partial^2 v_\theta}{\partial z^2} = \frac{1}{\mu} \frac{\Delta p}{1,5 r \pi} \quad / \quad \int dz \quad (93)$$

$$\frac{dv_\theta}{dz} = \frac{1}{\mu} \frac{\Delta p}{1,5 r \pi} z + C_1 \quad / \quad \int dz \quad (94)$$

$$v_{\theta} = \frac{1}{\mu} \frac{\Delta p}{1,5 r \pi} \frac{z^2}{2} + C_1 z + C_2 \quad (95)$$

Vrijednosti konstanti C_1 i C_2 računaju se iz rubnih uvjeta. Na gornjoj i donjoj ploči fluid uz ploču miruje tj. ide brzinom ploče. Na donjoj ploči $z = 0$, $v_{\theta} = \omega r$ i na gornjoj ploči $z = h$, $v_{\theta} = \omega r$. Kada uvrstimo rubni uvjet na donjoj ploči u jednadžbu (95)

$$\omega r = \frac{1}{\mu} \frac{\Delta p}{1,5 r \pi} \frac{0^2}{2} + C_1 \cdot 0 + C_2 \quad (96)$$

$$C_2 = \omega r \quad (97)$$

Kada uvrstimo rubni uvjet na gornjoj ploči u jednadžbu (95)

$$\omega r = \frac{1}{\mu} \frac{\Delta p}{1,5 r \pi} \frac{h^2}{2} + C_1 \cdot h + \omega r \quad (98)$$

$$C_1 = -\frac{1}{2\mu} \frac{\Delta p}{1,5 r \pi} h \quad (99)$$

Jednadžba za brzinu v_{θ} je:

$$v_{\theta}(z) = \frac{1}{2\mu} \frac{\Delta p}{1,5 r \pi} [z^2 - h \cdot z] + \omega r \quad (100)$$

Jednadžbom (100) potvrdili smo polaznu pretpostavku (82). Za računanje polja tlaka polazimo od izraza za totalni diferencijal tlaka:

$$dp = \frac{\partial p}{\partial r} dr + \frac{\partial p}{\partial \theta} d\theta + \frac{\partial p}{\partial z} dz \quad (101)$$

U r komponentu Navier–Stokesove jednadžbe (88) uvrštavamo izraz za brzinu v_{θ} (100) te izvodimo izraz za promjenu tlaka u radijalnom smjeru:

$$\frac{\partial p}{\partial r} = \frac{\rho}{r} v_{\theta}^2 = \frac{\rho}{r} \left(\frac{1}{2\mu} \frac{\Delta p}{1,5 r \pi} (z^2 - h \cdot z) + \omega r \right)^2 \quad (102)$$

Kvadriramo izraz te dobivao:

$$\frac{\partial p}{\partial r} = \frac{\rho}{r} v_{\theta}^2 = \frac{\rho}{r} \left(\frac{\Delta p^2}{9 \pi^2 \mu^2 r^2} (z^2 - h \cdot z)^2 + \omega^2 r^2 + \frac{\Delta p \omega}{1,5 \pi \mu} (z^2 - h \cdot z) \right) \quad (103)$$

Izraz (103) pokazuje da je promjena tlaka u radijalnom smjeru ovisna o varijablama z i r .

Promatramo kako se radijalna promjena tlaka mijenja sa promjenom varijable z na tri pozicije:

- Donja ploča $z = 0$

$$\frac{\partial p}{\partial r} = \frac{\rho}{r} \omega^2 r^2 \quad \rightarrow \quad p = \rho \frac{\omega^2 r^2}{2} + C \quad (104)$$

- Gornja ploča $z = h$

$$\frac{\partial p}{\partial r} = \frac{\rho}{r} \omega^2 r^2 \quad \rightarrow \quad p = \rho \frac{\omega^2 r^2}{2} + C \quad (105)$$

- Sredina područja između ploča $z = \frac{h}{2}$

$$\frac{\partial p}{\partial r} = \frac{\rho}{r} \left(\underbrace{\frac{\Delta p^2}{9 \pi^2 \mu^2 r^2} \left(\frac{h^2}{4} - \frac{h^2}{2} \right)^2}_{\alpha} + \underbrace{\omega^2 r^2}_{\beta} + \underbrace{\frac{\Delta p \omega}{1,5 \pi \mu} \left(\frac{h^2}{4} - \frac{h^2}{2} \right)}_{\gamma} \right) \quad (106)$$

S obzirom na to da smo dobili tri člana zavisnosti radijalne promjene tlaka, provodimo analizu svakog od članova (α, β, γ). Izračunavamo veličinu svakog pojedinog člana za tipične vrijednosti uporabe srčane pumpe.

$$\Delta p = 8669 \text{ Pa} = 65 \text{ mmHg}$$

$$\omega = 6000 \text{ o/min} = 628,3 \text{ Hz}$$

$$\mu = 3,5 \cdot 10^{-3} \text{ Pa} \cdot \text{s}$$

$$h = 1 \text{ mm}$$

$$r = 2 \text{ cm}$$

$$\alpha = \frac{\Delta p^2}{16 \pi^2 \mu^2 r^2} \left(\frac{h^2}{4} - \frac{h^2}{2} \right)^2 = 4,89 \frac{\text{m}^2}{\text{s}^2} \quad (107)$$

$$\beta = \omega^2 r^2 = 157,9 \frac{\text{m}^2}{\text{s}^2}$$

$$\gamma = \frac{\Delta p \omega}{1,5 \pi \mu} \left(\frac{h^2}{4} - \frac{h^2}{2} \right) = -55,57 \frac{\text{m}^2}{\text{s}^2}$$

Utjecaj člana α u izrazu (103) se može zanemariti jer je član α za dva reda veličine manji od članova β i γ . Utjecaj člana γ je maksimalnog iznosa na sredini područja između ploča, dok se njegov utjecaj smanjuje približavanjem pločama.

Slijedi izraz za radijalnu promjenu tlaka za cijelo kontrolno područje:

$$\frac{\partial p}{\partial r} = \frac{\rho}{r} \left(\omega^2 r^2 + \frac{\Delta p \omega}{1,5 \pi \mu} (z^2 - h \cdot z) \right) \quad (108)$$

Izraz (108) uvrštavamo u izraz za totalni diferencijal tlaka:

$$dp = \frac{\partial p}{\partial r} dr + \frac{\partial p}{\partial \theta} d\theta + \frac{\partial p}{\partial z} dz \quad (109)$$

U radu je prije definirana promjena tlaka po kutu

$$\frac{\partial p}{\partial \theta} = \frac{\Delta p}{1,5 \pi}, \quad (110)$$

a promjena tlaka po visini je jednaka nuli

$$\frac{\partial p}{\partial z} = 0, \quad (111)$$

što uvršteno u jednadžbu za totalni diferencijal tlaka, daje izraz za prirast tlaka:

$$dp = \left(\rho \omega^2 r + \frac{\rho \Delta p \omega}{1,5 \pi \mu r} (z^2 - h \cdot z) \right) dr + \frac{\Delta p}{1,5 \pi} d\theta \quad (112)$$

Izraz (112) integriramo:

$$p = \rho \omega^2 \frac{r^2}{2} + \frac{\rho \Delta p \omega}{1,5 \pi \mu} (z^2 - h \cdot z) \ln r + \frac{\Delta p}{1,5 \pi} \theta + C \quad (113)$$

U izrazu (113) C je konstanta i predstavlja tlak u određenoj točki. Ukoliko se konstanta prebaci na lijevu stranu dobiva se razlika tlaka Δp .

Tangencijalno naprezanje je parametar koji se koristi za predviđanje stvaranja tromba. Tangencijalno naprezanje zapisano u cilindričnom koordinatnom sustavu dano je jednadžbom

$$\tau_{\theta z} = \mu \left(\frac{\partial v_{\theta}}{\partial z} + \frac{1}{r} \frac{\partial v_z}{\partial \theta} \right) \quad (114)$$

U izrazu (114) drugi član s desne strane jednakosti je jednak nuli zbog izobraženog strujanja.

$$\tau_{\theta z} = \mu \left(\frac{\partial v_{\theta}}{\partial z} \right) = \mu \frac{\partial}{\partial z} \left(\frac{1}{2\mu} \frac{\Delta p}{1,5 r \pi} [z^2 - h \cdot z] + \omega r \right) \quad (115)$$

$$\tau_{\theta z} = \mu \left(\frac{1}{2\mu} \frac{\Delta p}{1,5 r \pi} [2z - h] \right) \quad (116)$$

Naposlijetku, dobivamo izraz za tangencijalno naprezanje u cilindričnom koordinatnom sustavu

$$\tau_{\theta z} = \frac{\Delta p}{3 r \pi} (2z - h) \quad (117)$$

Izraz za tangencijalno naprezanja, zapisano u jednadžbi (117) ima maksimum i minimum funkcije na površini samog diska ($z = 0$, $z = h$).

$$(\tau_{\theta z})_{\min/\max} = \pm \frac{\Delta p \cdot h}{3 r \pi} \quad (118)$$

Moment potreban za okretanje jedne strane ploče dobiva se integriranjem tangencijalnog naprezanja po površini jedne ploče.

$$M = \int_{R_1}^{R_2} \int_0^{2\pi} r \cdot \tau_{\theta z}|_{z=0} \cdot r d\theta \cdot dr \quad (119)$$

U izraz (119) uvrstimo izraz za tangencijalno naprezanje na površini ploče (117).

$$M = \int_{R_1}^{R_2} \int_0^{2\pi} r \frac{\Delta p}{3 r \pi} (-h) \cdot r d\theta \cdot dr = \int_{R_1}^{R_2} \int_0^{2\pi} \frac{-\Delta p h}{3 \pi} \cdot r d\theta \cdot dr \quad (120)$$

Izraz (120) integriramo po kutu

$$M = \int_{R_1}^{R_2} \frac{-\Delta p h 2\pi}{3 \pi} \cdot r \cdot dr \quad (121)$$

Izraz (121) integriramo po radijusu

$$M = \frac{-\Delta p h 1,5 \pi}{3 \pi} \cdot \frac{r^2}{2} \Big|_{R_1}^{R_2} = \frac{-\Delta p h}{4} \cdot (R_2^2 - R_1^2) \quad (122)$$

Snaga potrebna za okretanje jedne strane ploče definirana je izrazom:

$$P = M\omega = \frac{-\Delta p h}{4} \cdot (R_2^2 - R_1^2)\omega \quad (123)$$

Snaga prenesena fluidu je definirana je izrazom:

$$P_f = \rho g \Delta p Q \quad (124)$$

Učinkovitost pumpe se računa izrazom:

$$\eta = \frac{P_f}{P} \quad (125)$$

Porast temperature fluida računa se prema:

$$\Delta T = \frac{P - P_f}{\rho Q c_p} \quad (126)$$

Protok je u cilindričnom koordinatnom sustavu definiran jednačbom

$$Q = \int_{R_1}^{R_2} \int_0^h v_\theta \cdot dz \cdot dr \quad (127)$$

U izraz (127) uvrštavamo izraz za profil brzine (100)

$$Q = \int_{R_1}^{R_2} \int_0^h \left(\frac{1}{2\mu} \frac{\Delta p}{1,5 r \pi} [z^2 - h \cdot z] + \omega r \right) \cdot dz \cdot dr \quad (128)$$

Izraz (128) integriramo po koordinati z

$$Q = \int_{R_1}^{R_2} \left(\frac{1}{2\mu} \frac{\Delta p}{1,5 r \pi} \left[\frac{h^3}{3} - h \cdot \frac{h^2}{2} \right] + \omega r h \right) \cdot dr \quad (129)$$

Izraz (129) integriramo po koordinati r

$$Q = \frac{1}{2\mu} \frac{\Delta p}{1,5 \pi} \left[-\frac{h^3}{6} \right] \ln \frac{R_2}{R_1} + \omega \frac{(R_2^2 - R_1^2)}{2} h \quad (130)$$

Volumen rotora pumpe se računa prema izrazu (131).

$$V = (2hm + h)R_2^2\pi \quad (131)$$

gdje je:

- h – visina međuprostora i diskova ($h=1$ mm),
- m – broj međuprostora,
- R_2 – vanjski promjer diska.

2.4.3. Izračun referentnih parametara srčane pumpe

Prilikom izračuna parametara BSP pumpe potrebno je obratiti pažnju na prije definirane kriterije. Prvi kriterij zahtjeva da se odabere projektna radna točka koja osigurava normalnu cirkulaciju kroz tijelo. Prema literaturi [77] odabrala se projektna radna točka $\Delta p = 65$ mmHg, $Q = 5$ l/min. Taj režim rada je moguće ostvariti pri raznim kutnim brzinama vrtnje. Kutna brzina vrtnje je nezavisan parametar, a svi ostali parametri će ovisiti o njemu. U radu je odabrano da se projektna radna točka postiže pri $\omega = 6000$ okretaja u minuti.

Rezultate analize prikazati će se u tablici (Tablica 4). U prvom stupcu su prikazane vrijednosti tlaka kroz pumpu izražene u mmHg u drugom kutna brzina vrtnje izražena u okretajima u minuti. U trećem i četvrtom stupcu su prikazane vrijednosti unutarnjeg i vanjskog radijusa diska izražene u milimetrima. Protok Q_1 je protok između dvije ploče tj. u jednom međuprostoru, dok je Q_m ukupan protok tj. protok kroz sve međuprostore. Definiranjem broja ploča n , definiran je i broj međuprostora $m=n-1$. Protok Q_1 je prikazan u petom, broj ploča n u šestom te protok Q_m u sedmom stupcu. Protoci su izraženi u litrama u minuti. U osmom i devetom stupcu su prikazane vrijednosti tangencijalnog naprezanja na unutarnjem i vanjskom radijusa diska izraženi u Pa. U desetom i jedanaestom stupcu su izražene vrijednosti snage u W i volumena rotora u cm^3 .

Tangencijalna naprezanja će se računati prema izrazu protok Q_1 se računa koristeći jednadžbu (130), protok Q_m se računa koristeći izraz $Q_m = (n - 1) Q_1$, snaga će se računati prema izrazu (123) te volumen prema izrazu (131).

Tablica 4. Vrijednosti referentnih parametara srčane pumpe

	Δp	ω	R_1	R_2	Q_1	n	Q_m	τ_1	τ_2	P	V
	mmHg	o/min	mm	mm	l/min	br. ploča	l/min	Pa	Pa	W	cm ³
1	65	6000	12	21,6	4,921	2	4,92	115	64	1,75	4,39
2	65	6000	12	15	1,087	6	5,43	115	92	1,32	7,77
3	75	6000	12	15	1,019	6	5,10	132	106	1,52	7,77
4	85	6000	12	15	0,952	6	4,76	150	120	1,73	7,77
5	105	6000	12	15	0,816	6	4,08	185	148	2,14	7,77
6	120	6000	12	15	0,715	6	3,57	212	169	2,44	7,77
7	40	6000	12	15	1,256	6	6,28	70	56	0,81	7,77
8	43	4000	12	15	0,725	6	3,62	76	61	0,59	7,77
9	87	8000	12	15	1,447	6	7,23	153	123	2,36	7,77
10	108	10000	12	15	1,814	6	9,07	191	152	3,66	7,77
11	119	11000	12	15	1,994	6	9,97	210	168	4,44	7,77

Prema jednadžbi za tangencijalno naprezanje (118) vidljivo je da je unutarnji promjer R_1 funkcija prirasta tlaka Δp i dozvoljenog tangencijalnog napreznja $\tau_{\theta z} = 140$ Pa. Iz te jednadžbe izvodi se izraz za računanje unutarnjeg promjera diska

$$R_1 = \frac{\Delta p \cdot h}{3\pi\tau_{\theta z}} \quad (132)$$

Za zadanu radnu točku unutarnji radijus R_1 iznosi 9.1 mm. Pri povećanju prirasta tlaka u točkama neposredno uz najmanji radijus ploče pojavila bi se tangencijalna napreznja veća od dopuštenih. Shodno tome, unutarnji promjer rotora je projektiran tako da pri 30% većem tlaku (85 mm Hg) tangencijalna napreznja ne prelaze dopuštenu vrijednost. U tom slučaju unutarnji radijus R_1 iznosi 12 mm (Tablica 4, red 1). Gornja granica za vanjski radijus R_2 iznosi 21.6 mm, jer pri toj veličini ploče ostvarujemo traženi protok od 4.92 l/min sa samo 2 ploče (Tablica 4, red 1).

Ovakvim pristupom dobili smo jako tanak rotor (samo dvije ploče) koji ima veliki promjer. U vertikalnom smjeru debljina pumpe ne može biti manja od promjera priključnih cijevi $D = 10$ mm. Dakle u vertikalnom smjeru imamo mjesta za pet parcijalnih strojeva odnosno 6 ploča. Da bi ostvarili traženi protok sa šest ploča biti će potreban manji vanjski radijus R_2 . Smanjivanjem iznosa radijusa R_2 na 15 mm, potrebno je 6 ploča kako bi ciljani protok bio postignut. Premda je volumen

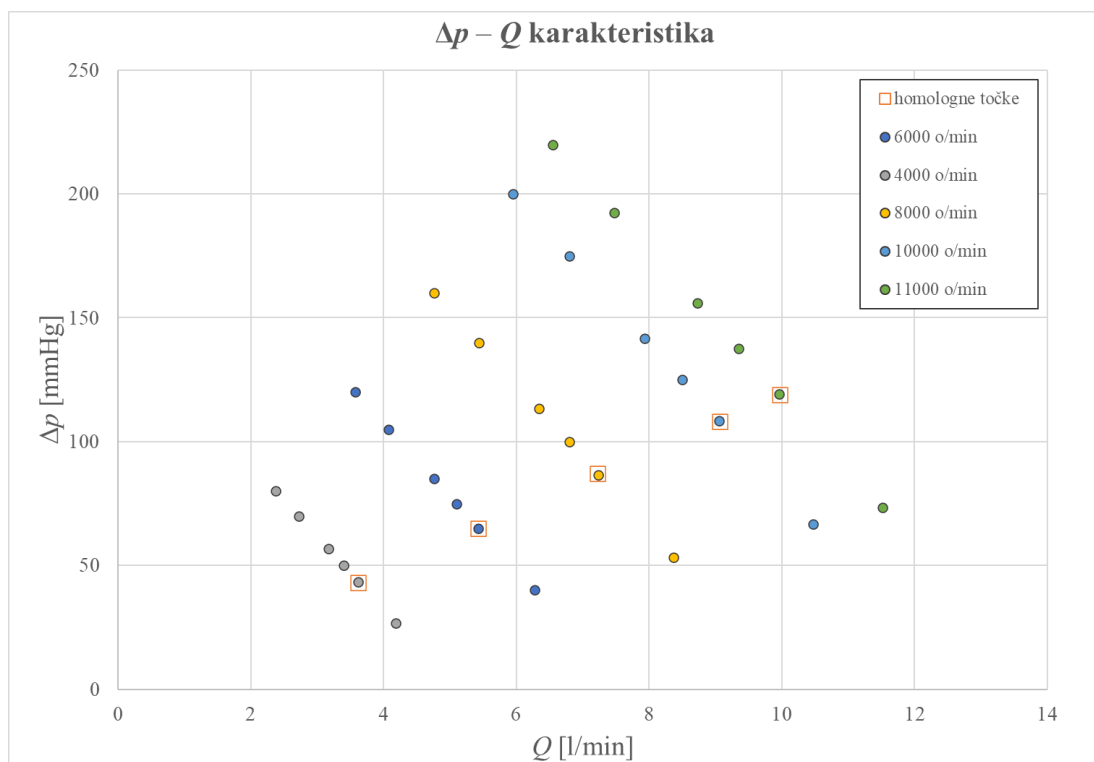
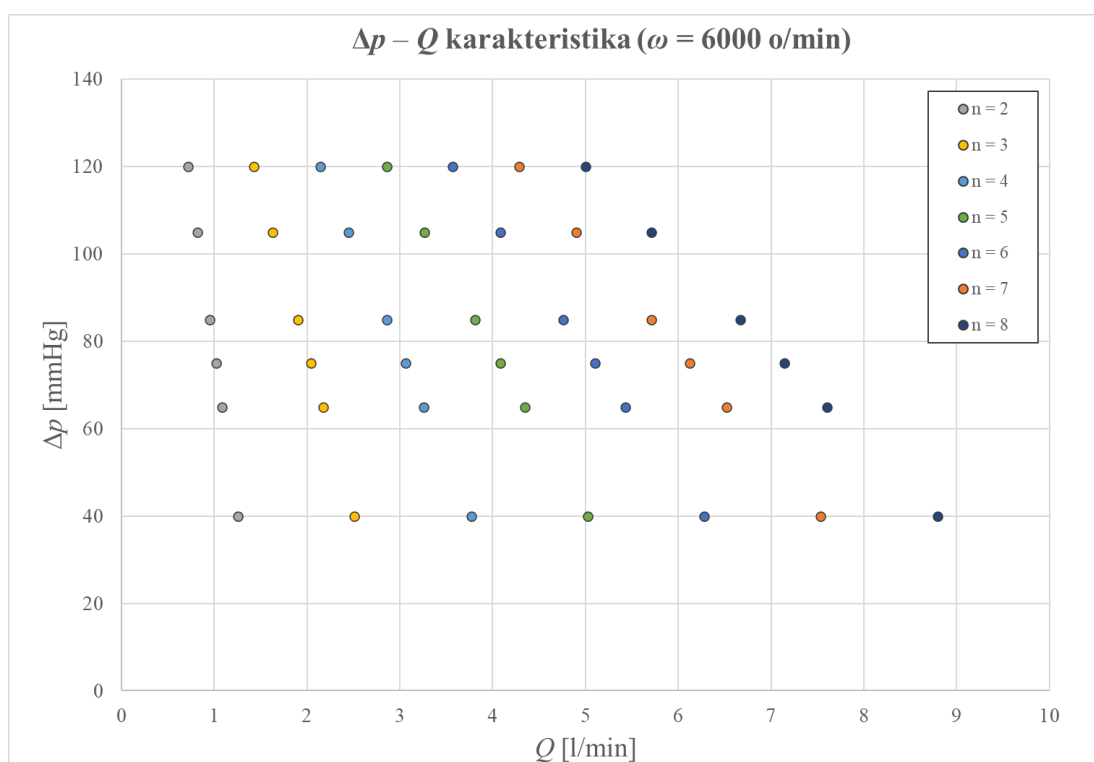
rotora veći u varijanti sa 6 ploča nego u varijanti sa 2 ploče, ukupni volumen pumpe je kompaktnije raspoređen, što je poželjnije s anatomske gledišta (Tablica 4, red 2).

Ovom analizom definirani su glavni parametri BSP pumpe: tlak $\Delta p = 65$ mmHg i protok $Q = 5,43$ l/min u projektnoj radnoj točki, kutna brzina vrtnje $\omega = 6000$ okretaja u minuti, šest diskova debljine 1mm i razmaka diskova 1mm, unutarnji radijus diska $R_1 = 12$ mm, vanjski radijus diska $R_2 = 15$ mm. Raspon tangencijalnih naprezanja je od $\tau_{\theta_z} = 115$ Pa na dnu diska, do $\tau_{\theta_z} = 92$ Pa na vrhu diska. Snaga pumpe je $P = 1,324$ W a snaga prenesena fluidu je $0,785$ W, uz učinkovitost pumpe od 59%. Dio mehaničke energije koji je pretvoren u toplinu iznosi $0,538$ W što rezultira povećanjem temperature fluida za $0,0014^\circ\text{C}$. Zbog tako malog porasta temperature ne očekuje se značajan utjecaj topline na krv.

Jednadžba (130) predstavlja $\Delta p - Q$ karakteristiku. U narednih pet redova (Tablica 4, red 3-7) dane su vrijednosti $\Delta p - Q$ karakteristike BPS pumpe.

U narednih četiri reda (Tablica 4, red 8-11) dane su vrijednosti homolognih točaka projektne radne točke na četiri različita broja okretaja.

Na dijagramu (Slika 38) su prikazane $\Delta p - Q$ karakteristike za razne brojeve okretaja kao i homologne točke. Na dijagramu (Slika 39) su prikazane $\Delta p - Q$ karakteristike za kutnu brzinu vrtnje $\omega = 6000$ okretaja u minuti za različite brojeve diskova.

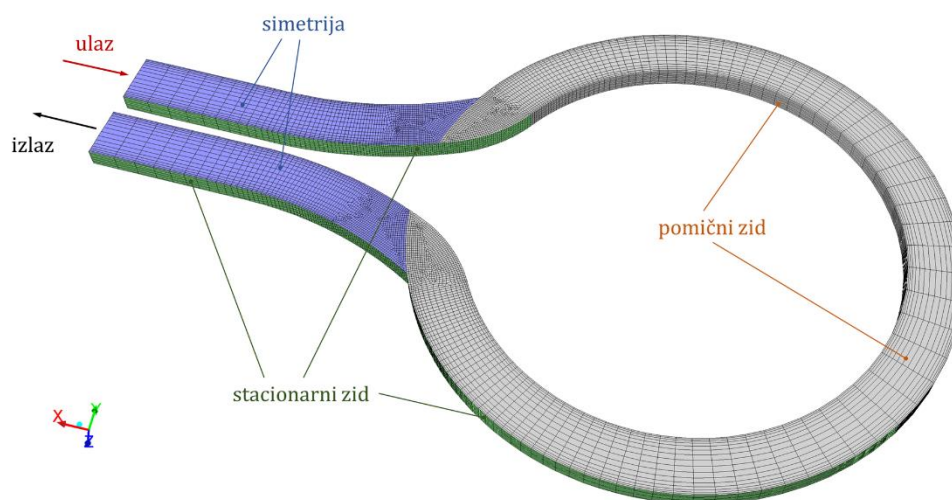
Slika 38. $\Delta p - Q$ karakteristika za razne brojeve okretaje i homologne točkeSlika 39. $\Delta p - Q$ karakteristike za različite brojeve diskova, pri kutnoj brzini vrtnje $\omega = 6000$ o/min

2.5. Numerička analiza bezlopatične srčane pumpe

Premda su teorijskom analizom izvedeni svi glavni parametri potrebni za konstrukciju BSP pumpe nemoguće je provesti oblikovanje geometrije pumpe bez numeričke analize. Za analizu strujanja koristio se ANSYS Fluent 15.0 program.

Pumpa je analizirana kao pet istovjetnih računalnih domena. Domena se sastoji od prostora između dva diska do separatora strujanja, te dijela domene ulaznih i izlaznih priključnih cijevi (Slika 32). Osnovna geometrija je definirana s unutarnjim radijusom diska $R_1=12$ mm, vanjskim radijusom diska $R_2=15$ mm te razmakom između diskova $h=1$ mm. Navedeni parametri su fiksni u svim verzijama geometrije dok se varira pozicija i oblik dobavnih cijevi.

Konačna geometrija računalne domene s rubnim uvjetima i mrežom prikazana je na slici (Slika 40). Rubni uvjet na ulazu je konstantna brzina odgovarajuća protoku kroz pumpu (*velocity inlet*), dok je rubni uvjet na izlazu definiran kao izlaz strujanja (*outflow*). Diskovi su definirani sa rubnim uvjetom pomičnog zida uz definirani broj okretaja (*no-slip moving wall*). Sve površine kućišta su određene rubnim uvjetom stacionarnih zidova (*no-slip stationary wall*). Granica između separatora strujanja i fluida modelirana je kao nepropusna granica (*no-slip stationary wall*) zbog pretpostavke idealnog brtvljenja separatora strujanja. Na ravnini simetrije strujanja je korišten rubni uvjet simetrije (*symmetry*). Položaj koordinatnog sustava u numeričkoj analizi je isti kao i u teorijskoj analizi.



Slika 40. Geometrija računalne domene s rubnim uvjetima i mrežom

Prije numeričkih simulacija je određena rezolucija mreže kontrolnih volumena, koja osigurava mrežno neovisno rješenje. Promatrane su tri rezolucije mreže: najgrublja mreža od $0,6 \cdot 10^5$, mreža od $1,1 \cdot 10^5$ i najfinija mreža od $4 \cdot 10^5$ kontrolnih volumena. Najgrublja mreža od $0,6 \cdot 10^5$ i mreža od $1,1 \cdot 10^5$ kontrolnih volumena imaju odstupanje rezultata od 5,3 %. Mreža od $1,1 \cdot 10^5$ i najfinija mreža od $4 \cdot 10^5$ kontrolnih volumena nisu imale značajnu razliku rezultata (2,21%). S ciljem postizanja kvalitetne i vremenski efikasne simulacije, domena je aproksimirana s $1,1 \cdot 10^5$ kontrolnih volumena. Domena je diskretizirana s 20 jednako razmaknutih kontrolnih volumena po visini. Mreža je profinjena u graničnom sloju kao i u blizini spoja separatora strujanja i priključnih cijevi. Iznos najmanje ortogonalne kvalitete mreže je 0,62, pri čemu 0 označava mrežu niske kvalitete dok 1 predstavlja mrežu visoke kvalitete.

U numeričkoj simulaciji su korištena dva modela turbulencije $k - \varepsilon$ i $k - \omega$ SST model [111]. Krv je aproksimirana njutnovskim fluidom konstantne gustoće 1050 kg/m^3 te koeficijentom dinamičke viskoznosti $0,0035 \text{ kg/(m s)}$ [106]. Pretpostavljeno je stacionarno strujanje.

Pomoću numeričkih simulacija rađena je analiza strujanja za više verzija oblika pumpe. Postepeno je poboljšana slika strujanja s ciljem izbjegavanja zona recirkulacije i zastoja strujanja. Kroz geometrijske verzije, razmatrane su različite pozicije ulazne i izlazne cijevi. Također su razmatrane različite geometrije ulazne i izlazne cijevi te separatora strujanja.

Numerička analiza strujanja kroz osnovnu geometriju BSP pumpe je prikazana na slici (Slika 41). U osnovnom geometrijskom dizajnu se pojavljuju dvije zone recirkulacije (Slika 41 a). Manja zona recirkulacije je u dovodnoj cijevi, a veća u odvodnoj cijevi. Zone recirkulacije iznimno su nepovoljne jer krv dugo ostaje u pumpi i vjerojatnost stvaranja tromba značajno raste. Glavni cilj je izbjeći sve zone recirkulacije i stagnacije s uvođenjem geometrijskih poboljšanja. Poprečni presjek A-A na slici (Slika 41 a) označava poprečni presjek separatora strujanja prikazanog na slici (Slika 34).

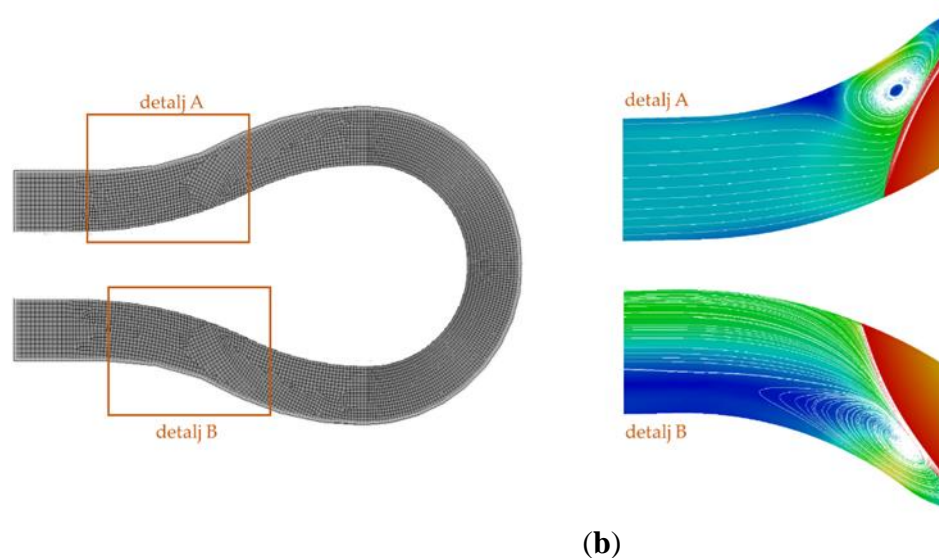
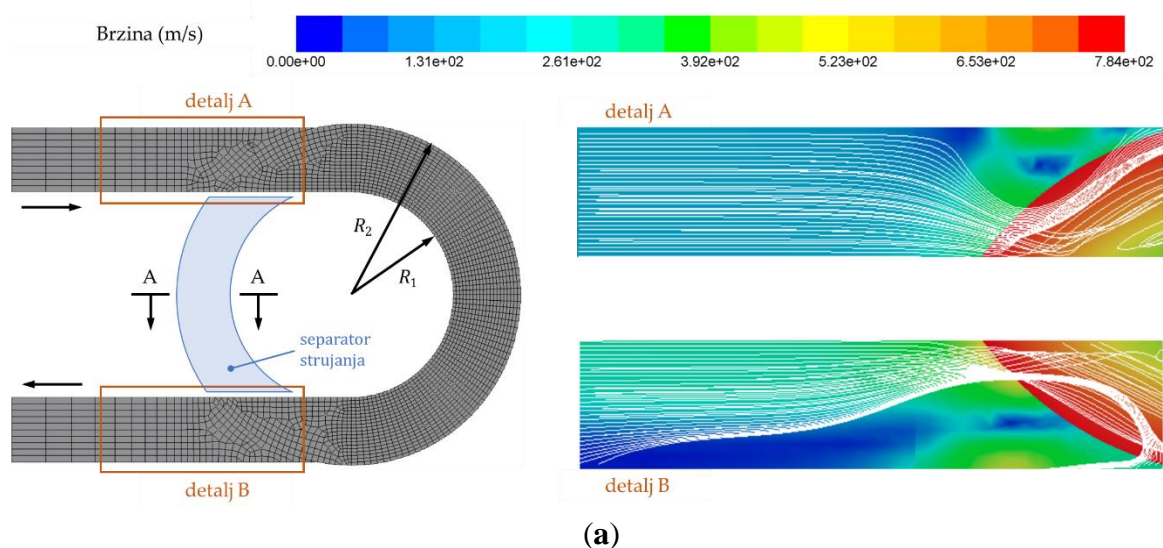
Prvo poboljšanje osnovnog dizajna (Slika 41 b) je uklanjanje zona recirkulacije. Na temelju prikazanih strujnica promijenjeno je spajanje ulazne i izlazne cijevi s rotorom. Spoj je izveden pomoću kružnih lukova, na način da se tok postupno usmjerava u kružnom smjeru. Osim toga, smanjena je udaljenost između ulaznih i izlaznih cijevi.

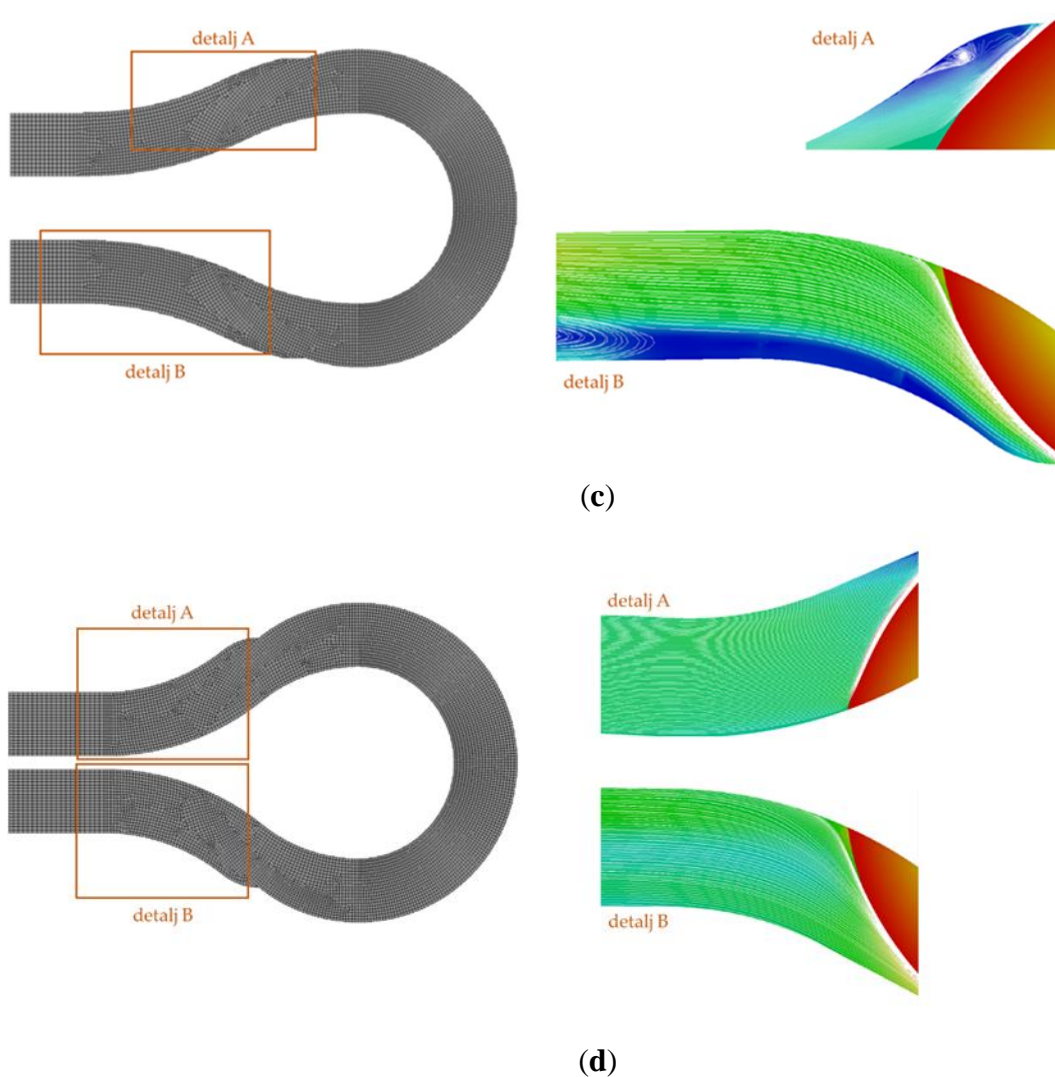
Kad je priključak izlazne cijevi zakrivljen kao što je prikazano na slici (Slika 41 b), dolazi do odvajanja strujanja u izlaznoj cijevi te se pojavljuje zona recirkulacije [141]. Stoga je ponovno promijenjen način spoja ulazne i izlazne cijevi s rotorom. Tangencijalni spoj je promijenjeni u

spoj kao što je prikazan na slici (Slika 41 c). Ovo poboljšanje rezultiralo je uklanjanjem zona recirkulacije za zadan nominalni protok.

Daljnja numerička analiza strujanja je pokazala da se pri smanjenju protoka pojavljuje zona recirkulacije na spoju ulaza i rotora. Stoga je mjesto spajanja izlazne i ulazne cijevi premješteno kako je prikazano na slici (Slika 41 d). Dodatno, udaljenost između spojnih cijevi dodatno se smanjuje. Geometrijska konfiguracija prikazana na slici (Slika 41 d) postiže glatko strujanje pri širokom rasponu protoka.

Pri iznimno smanjenim protocima u izlaznoj cijevi se pojavljuje zona recirkulacije. Daljnje poboljšanje postiže se smanjenjem presjeka spoja. Ulazna i izlazna cijev su u finalnoj varijanti geometrije duže i smanjenog presjeka u odnosu na osnovnu geometriju. Kroz navedena varijacije je pronađena finalna geometrijska konstrukcija BSP pumpe koja nema zone stagnacije i recirkulacije strujanja.





Slika 41. Računalna domena a) osnovna geometrija, b) prva verzija geometrije, c) druga verzija geometrije, d) treća verzija geometrije

Numeričkom simulacijom je izračunata $\Delta p - Q$ karakteristika za konačnu verziju konstrukcije BSP pumpe. Također su izračunate vrijednosti tangencijalnog naprezanja na zidu i skalara smičnog naprezanja za cijelu računalnu domenu. Navedene vrijednosti omogućuju usporedbu hemokompatibilnosti u odnosu na referentnu srčanu pumpu HM2.

3. REZULTATI I DISKUSIJA

Na temelju opisanih problema napravljeni su numerički proračuni i eksperimentalna mjerenja sukladno metodologiji te su dobiveni rezultati izneseni u sljedećim potpoglavljima.

3.1. Analiza referentnih parametara srčane pumpe

Dimenzijska analiza nekih osnovnih parametara pumpe razvijena je u poglavlju 2.2.2 Protokol mjerenja za potrebe procjene pogreške mjerenja. Izvedene Π parametre treba prestrukturirati da bi odgovarali definiranoj konstrukciji BSP pumpe.

Jednadžba (130) govori o zavisnosti protoka i tlaka za jedan prostor između diskova te ju je potrebno zapisati u obliku za n diskova.

$$Q = (n - 1) \left[\frac{1}{2\mu} \frac{\Delta p}{1,5 \pi} \left[-\frac{h^3}{6} \right] \ln \frac{R_2}{R_1} + \omega \frac{(R_2^2 - R_1^2)}{2} h \right] \quad (133)$$

Navedenu jednadžbu se dijeli s $\frac{\omega h R_2^2}{2} (n - 1)$,

$$2 \frac{Q}{(n - 1) \omega h R_2^2} = \frac{-1}{12\pi} \frac{\Delta p \cdot h^2}{\mu \omega R_2^2} \cdot \ln \left(\frac{R_2}{R_1} \right) + \left(1 - \frac{R_1^2}{R_2^2} \right) \quad (134)$$

Definiramo Reynoldsov broj kao bezdimenzijsku značajku

$$\text{Re} = \frac{\rho \cdot \omega R_2 \cdot h}{\mu} \quad (135)$$

Reynoldsov broj uvrštavamo u jednadžbu (133)

$$2 \frac{Q}{(n - 1) \omega h R_2^2} = \frac{-1}{12\pi} \frac{\Delta p \cdot h}{\rho \cdot \omega^2 R_2^3} \cdot \text{Re} \cdot \ln \left(\frac{R_2}{R_1} \right) + \left(1 - \frac{R_1^2}{R_2^2} \right) \quad (136)$$

Iz jednadžba (136) definiramo bezdimenzijske Π parametre [140]

$$\text{Bezdimenzijski protok } \Pi_Q = \frac{Q}{(n-1)\omega h R_2^2} \quad (137)$$

$$\text{Bezdimenzijski tlak } \Pi_p = \frac{\Delta p}{\rho \omega^2 R_2^2} \quad (138)$$

$$\text{Bezdimenzijski razmak diskova } \Pi_h = \frac{h}{R_2} \quad (139)$$

$$\text{Bezdimenzijska širina diskova } \Pi_R = \frac{R_1}{R_2} \quad (140)$$

Jednadžba (136) u bezdimenzijskom obliku izgleda

$$2 \cdot \Pi_Q = \frac{1}{12\pi} \cdot \Pi_p \cdot \Pi_h \cdot \text{Re} \cdot \ln(\Pi_R) + (1 - \Pi_R^2) \quad (141)$$

U teoriji turbostrojeva bezdimenzijski parametar tlaka se izražava kao funkcija ostalih bezdimenzijskih parametara, stoga jednadžba (141) dalje presložena na drugačiji način [138], [139]

$$\Pi_p = 12\pi \cdot \frac{(\Pi_R^2 - 1) + 2 \cdot \Pi_Q}{\Pi_h \cdot \text{Re} \cdot \ln(\Pi_R)} \quad (142)$$

Bezdimenzijski parametar tangencijalnog naprezanja može se izvesti na više načina. Ukoliko bezdimenzijski parametar tangencijalnog naprezanja definiramo pomoću osnovnog skupa definiranog u poglavlju 2.2.2 izvodi se parametar oblika

$$\text{Bezdimenzijski parametar tangencijalnog naprezanja } \Pi_\tau = \frac{\tau_w}{\rho \omega^2 R_2^2} \quad (143)$$

Isto tako moguće je izvesti bezdimenzijski parametar tangencijalnog naprezanja iz izraza (118).

$$\Pi_\tau = \frac{\tau_w \cdot R_2}{\Delta p \cdot h} \quad (144)$$

Tangencijalno naprezanje je jedan od glavnih parametara na temelju koga se odlučuje o hemokompatibilnosti konstrukcije. Maksimalno dopušteno tangencijalno naprezanje definira se iz Hellum-ovog dijagrama [92]. U dijagramu je dana zavisnost dozvoljenog naprezanja τ_w od vremena izloženosti iznosu tangencijalnog naprezanja. Vrijeme izloženosti se određuje dijeleći volumen V u kome postoji takovo naprezanje s protokom Q kroz pumpu, izraz (2). Shodno tome može se definirati bezdimenzijski parametar tangencijalnog naprezanja

$$\Pi_\tau = \frac{\tau_w \cdot V}{\mu \cdot Q} \quad (145)$$

Tablica 5. Usporedba bezdimenzijskih parametara referentne pumpe HM2 i BSP pumpe

	Bezdimenzijski parametar	HM2	BSP
1.	$\Pi_Q = \frac{Q}{(n-1)\omega h R_2^2}$	-	0,128
2.	$\Pi_Q = \frac{Q}{\omega R_2^3}$	$9,6 \cdot 10^{-4}$	-
3.	$\Pi_p = \frac{\Delta p}{\rho \omega^2 R_2^2}$	0,159	0,093
4.	$Re = \frac{\rho \cdot \omega R_2 \cdot h}{\mu}$	-	2693
5.	$Re = \frac{\rho \cdot \omega R_2^2}{\mu}$	24780	-
6.	$\Pi_h = \frac{h}{R_2}$	-	0,0667
7.	$\Pi_R = \frac{R_1}{R_2}$	0,817	0,8
8.	$\Pi_\tau = \frac{\tau_w \cdot V}{\mu \cdot Q}$	22359	1784

Za obje srčane pumpe točka usporedbe je bila na radnoj točki definiranoj sa tlakom $\Delta p = 65$ mmHg i kutnoj brzini $\omega = 6000$ o/min. Protok kroz HM2 je $Q = 5$ l/min dok je protok kroz BSP pumpu je $Q = 5,43$ l/min. Parametri fluida tj. krvi su viskoznost $\mu = 3,5 \cdot 10^{-3}$ i gustoća $\rho = 1050$ kg/m³.

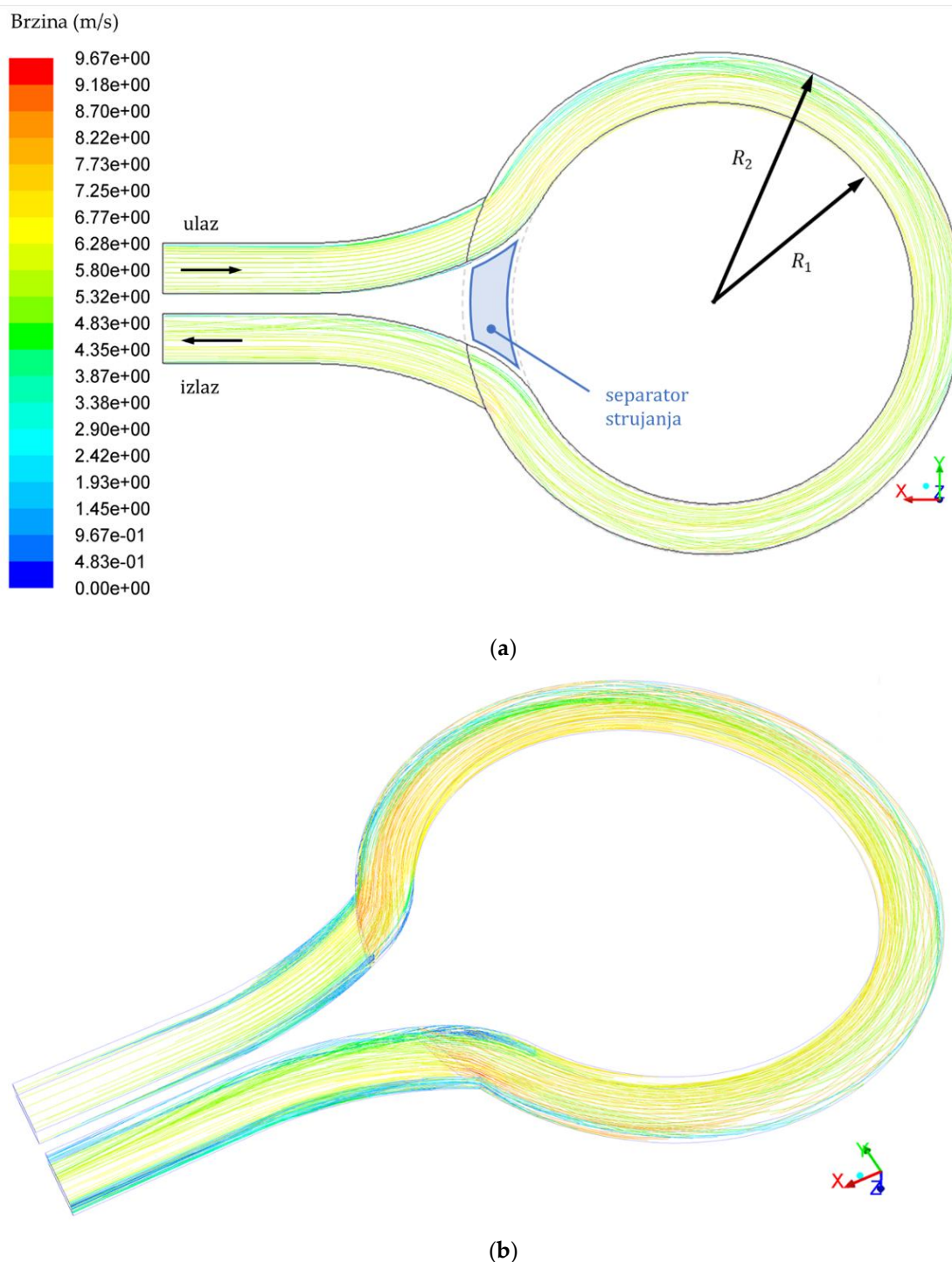
Parametri BSP pumpe su: unutarnji radijus $R_1 = 12$ mm, vanjski radijus $R_2 = 15$ mm, udaljenost između diskova $h = 1$ mm, broj diskova $n = 6$, volumen fluida je $V = 1,7374 \cdot 10^{-6}$ m³ i tangencijalno naprezanje na zidu $\tau_w = 308$ Pa.

Parametri HM2 pumpe su: unutarnji radijus $R_1 = 9,6$ mm, vanjski radijus $R_2 = 11,75$ mm, volumen fluida je $V = 6,36 \cdot 10^{-6}$ m³ i maksimalno tangencijalno naprezanje na zidu $\tau_w = 1025$ Pa.

Srčane pumpe HM2 i BSP su konstrukcijski potpuno različite, stoga su bezdimenzijski parametri također drugačije definirani pa onda i neusporedivi. Kao na primjer bezdimenzijski protok i Reynoldsov broj. Usporediv je bezdimenzijski parametar tangencijalnog naprezanja zida koji je na BSP pumpi cijeli red veličine manji.

3.2. Rezultati numeričke simulacije

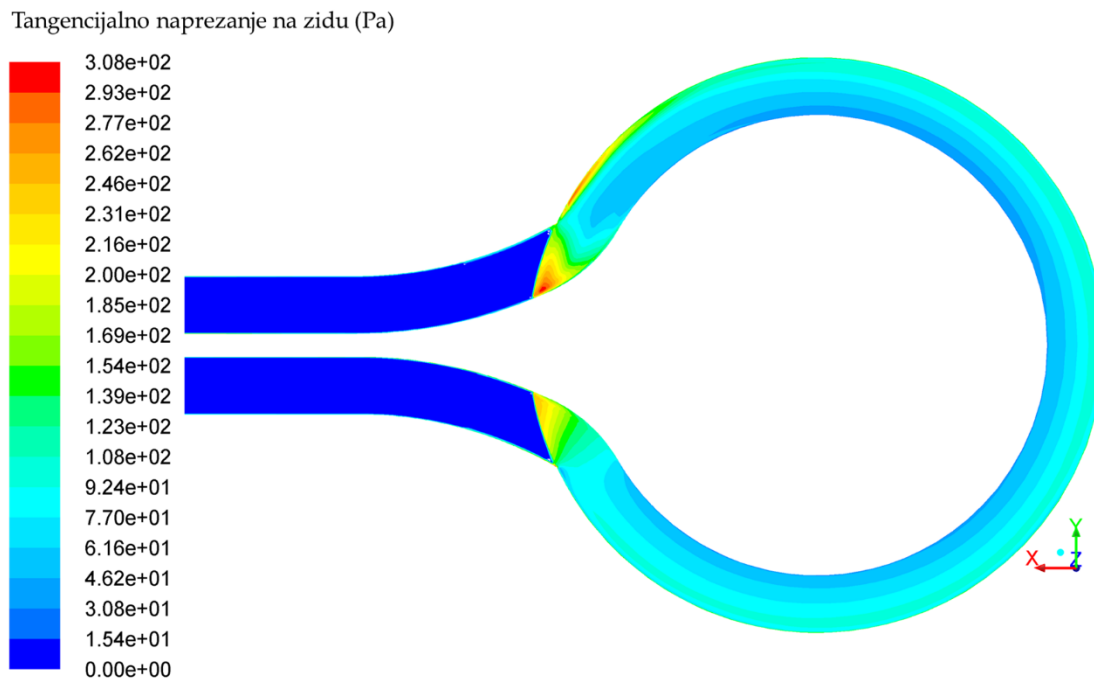
Konačni dizajn BSP pumpe s kontinuiranim protokom je prikazan na slici (Slika 42). Prikazane su strujnice u boji iznosa brzine za definiranu radnu točku BSP pumpe ($\Delta p = 65$ mmHg, $Q = 5.43$ l/min i $\omega = 6000$ o/min), pri čemu ne postoje zone recirkulacije strujanja.



Slika 42. Konačni dizajn BSP pumpe s prikazanim strujnicama u boji iznosa brzine (m/s):

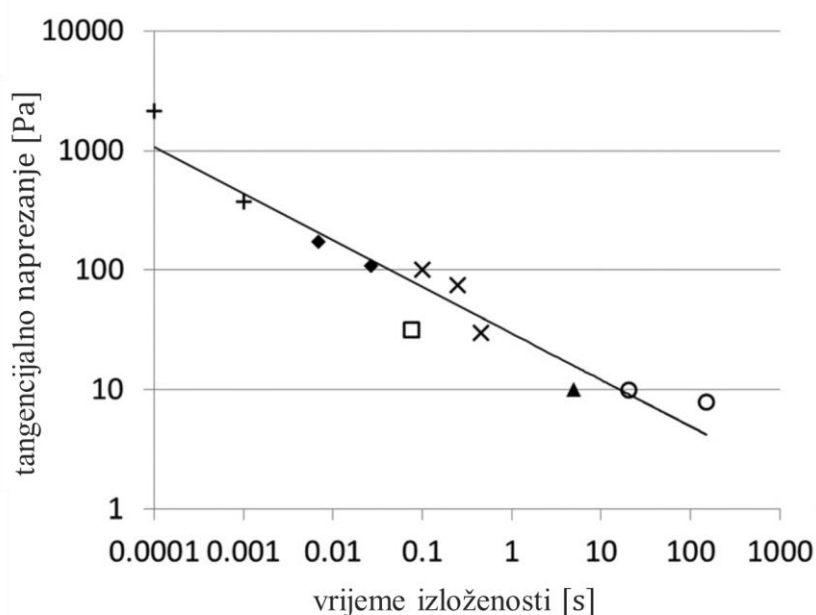
a) xy ravnina, b) 3D prikaz

Iznos tangencijalnog naprezanja na zidu (WSS) u rotoru se nalazi u rasponu od 46 – 108 Pa. Iznosi tangencijalnog naprezanja na zidu su unutar dopuštenog raspona u više od 95% volumena pumpe [92].



Slika 43. Raspodjela tangencijalnog naprezanja na zidu (Pa)

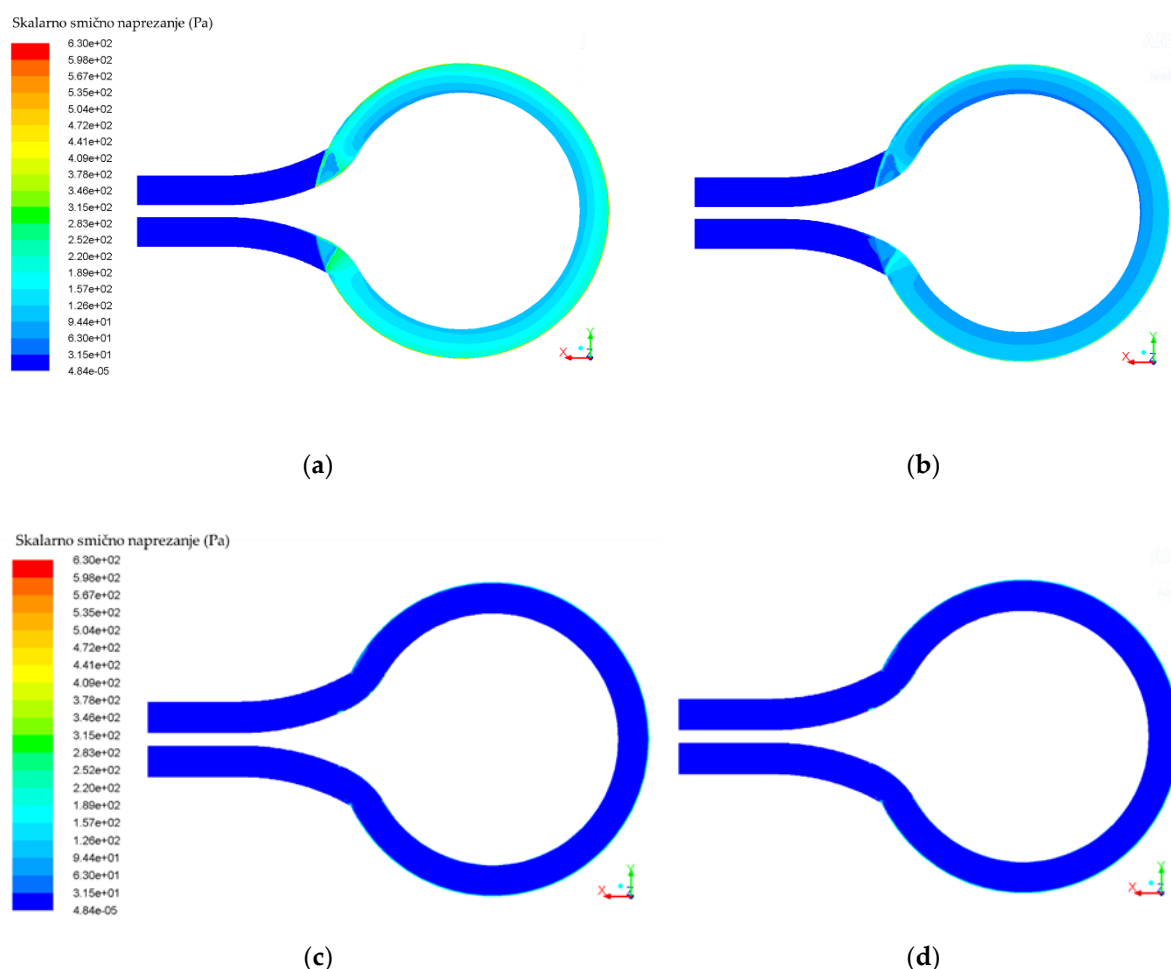
Vrijeme prolaska fluida u pumpi iznosi 0,0194 sekunde, dok je vrijeme prolaska fluida između dva diska tj. u rotoru 0,0127 sekundi. U blizini separatora strujanja postoji mala površina gdje iznos tangencijalnog naprezanja na zidu prelazi definiranu prihvatljivu vrijednost od 140 Pa. Vrijeme prolaska tj. izloženosti u području s većim vrijednostima tangencijalnog naprezanja na zidu iznosi $5 \cdot 10^{-4}$ sekunde. Na slici (Slika 44) je prikazan Helling-ov dijagram tangencijalnog naprezanja i vremena izlaganja [92]. Prema Helling-ovom dijagramu, za vrijeme izloženosti od $5 \cdot 10^{-4}$ sekunde, prihvatljiva vrijednost tangencijalnog naprezanja je 700 Pa. Izračunato maksimalno tangencijalno naprezanje u BSP pumpi iznosi 308 Pa te je prihvatljivo prema Hellingu.



Slika 44. Hellum-ov dijagramu tangencijalnog naprezanja i vremena izlaganja [92]

Skalarno smično naprezanje (SSS) za računalnu domenu prikazano je na slici (Slika 45). SSS u rotoru je unutar raspona između $4,8 \cdot 10^{-5}$ – 667,85 Pa. Slika (Slika 45) prikazuje SSS na više ravnina između dva diska s različitim pomak u smjeru osi z . Površina prvog diska je u ravnini $z = 0$, površina drugog diska je u ravnini $z = h = 1$ mm. Na slici (Slika 45) prva ravnina je na površini diska $z = 0$, druga ravnina je na $z = 0,05$ mm, treća ravnina je na $z = 0,2$ mm i četvrta ravnina je središnja ravnina između dva diska na $z = 0,5$ mm.

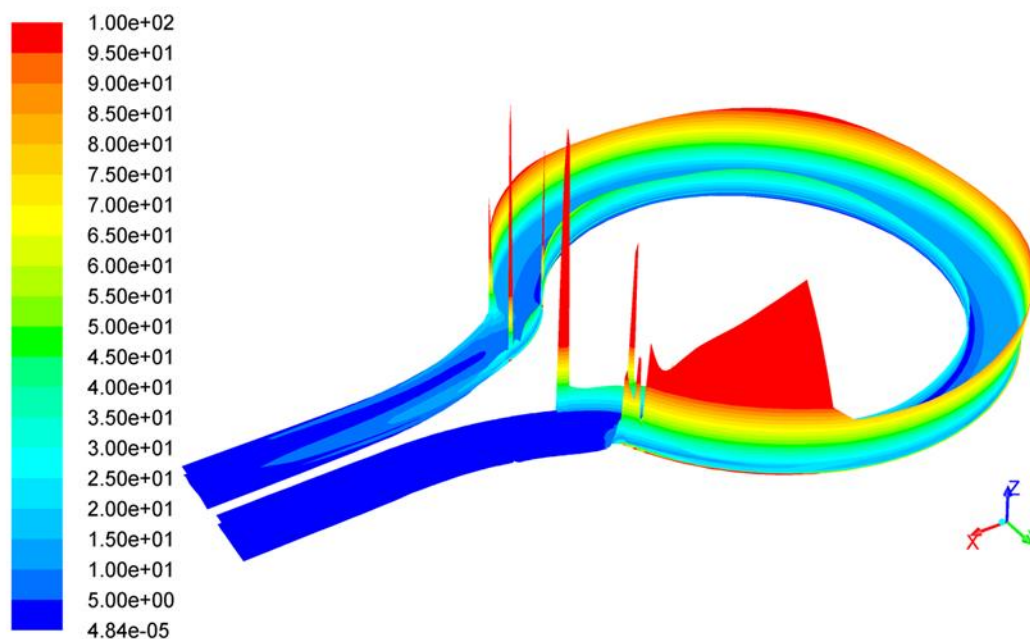
Niski SSS je u rasponu od 0 – 10 Pa, srednji SSS 10 – 100 Pa i visoki SSS >100 Pa. Visoki SSS je u 10%, srednji SSS je u drugih 10%, a niski SSS je u ostatku 80% volumena između diskova.



Slika 45. Raspodjela skalarnih smičnih naprezanja (Pa): a) ravnina diska $z = 0$ mm, b) paralelna ravnina $z = 0,05$ mm, c) paralelna ravnina $z = 0,2$ mm, d) središnja ravnina $z = 0,5$ mm (sredina između dva diska)

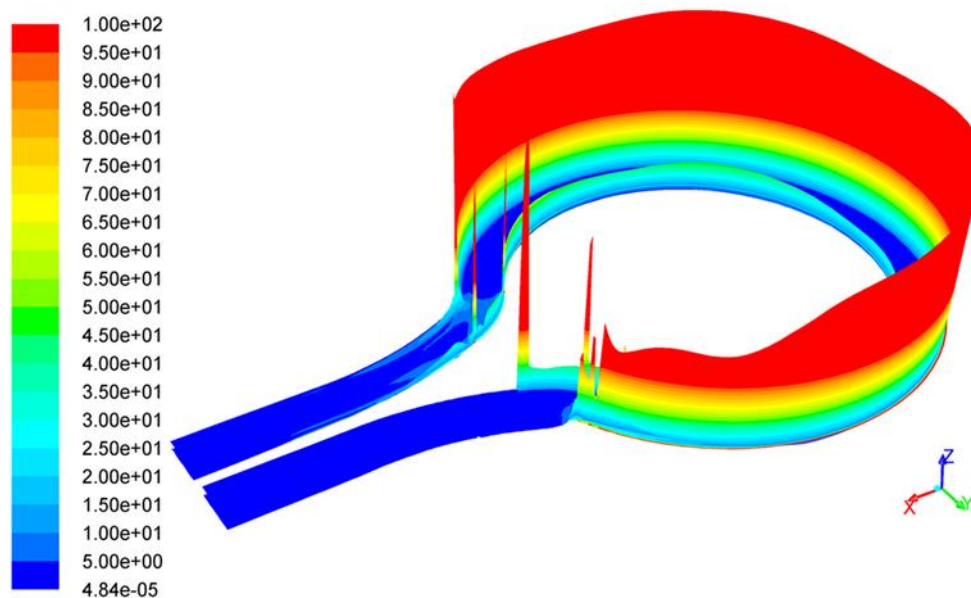
Raspodjela skalarnih smičnih naprezanja na ravnini $z = 0,2$ mm i središnjoj ravnini $z = 0,5$ mm (Slika 45 c, d) u rasponu 0 – 630 Pa je cijela obojana plavom bojom te se manje promjene SSS na slici nisu razlučive. Stoga su, radi bolje vidljivosti, na slici (Slika 46) prikazani iznosi SSS pomoću profila u z smjeru te u rasponu 0 – 100 Pa, za ravnine $z = 0,2$ mm i $z = 0,5$ mm.

Skalarno smično naprežanje (z profili)



(a)

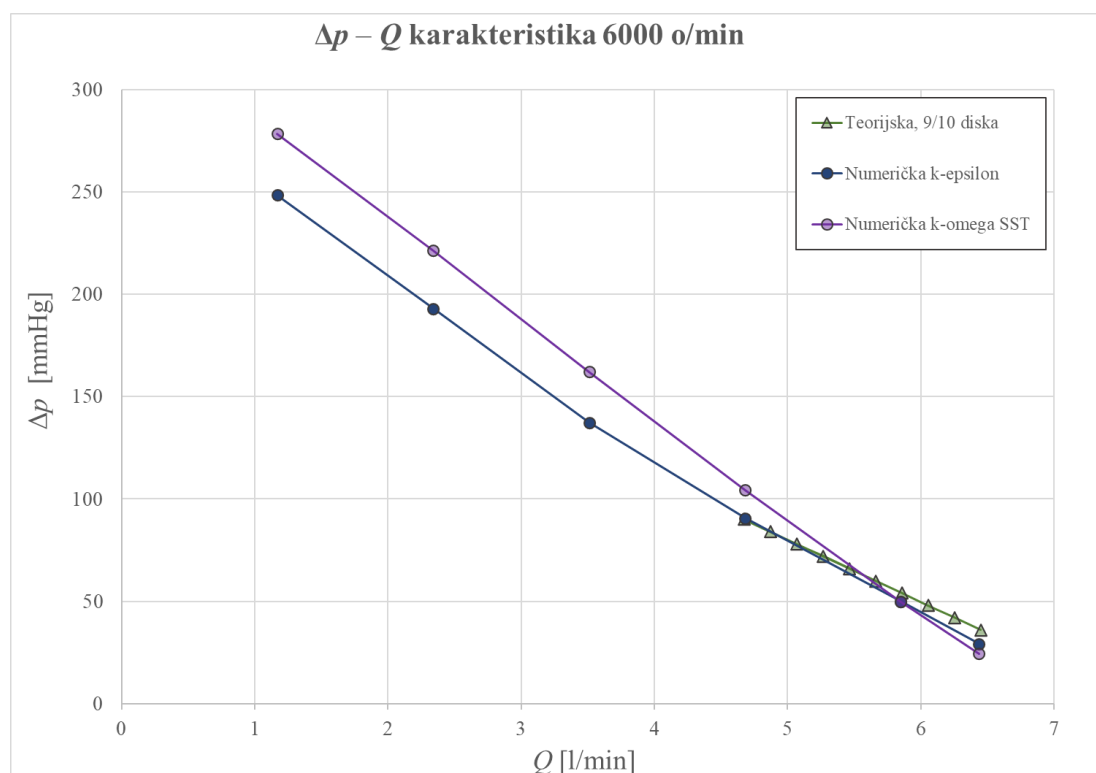
Skalarno smično naprežanje (z profili)



(b)

Slika 46. Profili raspodjele skalarnih smičnih naprežanja (Pa): a) paralelna ravnina $z = 0,2$ mm, b) središnja ravnina $z = 0,5$ mm (sredina između dva diska)

Nadalje, $\Delta p - Q$ karakteristika BSP pumpe prikazana je na slici (Slika 47). Na dijagramu su prikazane numerički izračunate $\Delta p - Q$ karakteristike za $k - \varepsilon$ i $k - \omega$ model turbulencije. Također je prikazana teorijski izračunata $\Delta p - Q$ karakteristika BSP pumpe, prema izrazu (130) kad je aktivno 9/10 diska. U teorijskoj analizi početna pretpostavka je da je 3/4 diska aktivno, a 1/4 diska neaktivno što predstavlja veličinu separatora strujanja. U konačnoj geometriji BSP pumpe postignuto je da je 9/10 diska aktivno, a svega 1/10 diska neaktivno zbog separatora strujanja.



Slika 47. $\Delta p - Q$ karakteristika BSP pumpe

3.3. Analiza rezultata i diskusija

U doktorskom radu je predložen dizajn novog tipa srčane pumpe s kontinuiranim protokom nazvane bezlopatična srčana pumpa. Teorijska i numerička analiza su korištene za određivanje projektnih parametara srčane BSP pumpe. Parametri BSP pumpe su definirani pomoću rješenja pojednostavljenih Navier–Stokesovih jednadžbi. Za radnu točku pumpe $\Delta p = 65$ mmHg, $Q = 5,43$ L/min i $\omega = 6000$ o/min, parametri su unutarnji radijus $R_1 = 12$ mm, vanjski radijus $R_2 = 15$ mm, razmak između diskova od $h = 1$ mm i broj diskova je $n = 6$. Snaga potrebna za rotaciju diskova je $P = 1,324$ W.

Računalna dinamika fluida se koristi za definiranje konačnog geometrijskog dizajna bezlopatične srčane pumpe. Evolucija BSP pumpe je izvedena nizom poboljšanja geometrijskih aspekata kako bi se eliminirala recirkulacija strujanja u spojnim cijevima. Turbulentno strujanje je modelirano $k - \varepsilon$ i $k - \omega$ SST modelom turbulencije. Krv je aproksimirana kao nestlačiva njutnovska tekućina s gustoćom 1050 kg/m³ i viskoznošću $0,0035$ kg/(m·s). Postignuta je konačna geometrija BSP pumpe bez zona stagnacije i recirkulacije strujanja, što je važno sa stajališta hemokompatibilnosti.

Tangencijalno naprezanje na zidu, skalarno smično naprezanje i vrijeme prolaska fluida (vrijeme izloženosti) su izračunati te se koriste za predviđanje hemokompatibilnosti BSP pumpe. Također se nadziru zone stagnacije i recirkulacije strujanja. Tangencijalno naprezanje u rotoru je u rasponu $46 - 108$ Pa, a vrijeme prolaska fluida kroz pumpu je $0,0194$ sekundi. Prihvatljiva količina tangencijalnog napreznja na zidu se postiže u više od 95% volumena pumpe. Vrijeme izloženosti u području s većim vrijednostima posmičnog napreznja zida je $5 \cdot 10^{-4}$ sekunde. Prema Hellum-ovom dijagramu tangencijalnog napreznja – vremenu izloženosti, prihvatljiv iznos tangencijalnog napreznja je 700 Pa za vrijeme izloženosti od $5 \cdot 10^{-4}$ sekunde. Izračunato maksimalno tangencijalno naprezanje je 308 Pa i manje je od Hellum-ovog.

Skalarno smično naprezanje (SSS) u rotoru je u rasponu između $4,8 \cdot 10^{-5} - 667,85$ Pa. Visoki SSS (>100 Pa) je u 10% volumena, srednji SSS ($10 - 100$ Pa) je u drugih 10% volumena i niski SSS ($0 - 10$ Pa) je u preostalih 80% volumena između diskova.

Također je izračunata $\Delta p - Q$ karakteristika BSP pumpe. Teorijski i numerički izračunate $\Delta p - Q$ karakteristike se podudaraju, kao što je prikazano na slici (Slika 47). Numerička $\Delta p - Q$ karakteristika izračunata je uzimajući u obzir protok u računalnoj domeni (sa separatorom strujanja

i priključnim cijevima), dok je teorijska $\Delta p - Q$ karakteristika izračunata samo za rotor tj. prostor između diskova. Navedeno je uzrok nepotpunog poklapanja između teorijske i numeričke $\Delta p - Q$ karakteristike.

Ocjena hemokompatibilnosti srčane pumpe moguća je samo kroz kliničke studije i usporedbu s postojećom srčanom pumpom u upotrebi. Kvaliteta srčane BSP pumpe se ne može u potpunosti procijeniti bez eksperimentalnog istraživanja. U ovoj fazi istraživanja je moguće usporediti kriterije hemokompatibilnosti dobivenih numeričkim simulacijama za dvije srčane pumpe. Napravljena je usporedba numeričkih rezultata između BSP i HM2 pumpe. Referentna pumpa HM2 je pumpa koja ima klinički dokazanu prihvatljivu hemokompatibilnost i općenito dobru kvalitetu [124], [125], [126].

Srčane pumpe su numerički uspoređene u radnoj točki $\Delta p = 65$ mmHg i kutnoj brzini $\omega = 6000$ o/min. Protok kroz HM2 pumpu je $Q = 5$ l/min, dok je protok kroz BSP pumpe $Q = 5,43$ l/min.

HM2 pumpa ima tangencijalno naprezanje na zidu u rasponu od 0 – 1025 Pa i skalarno smično naprezanje u rasponu od 0,0632 – 3302 Pa. BSP pumpa ima tangencijalno naprezanje na zidu u rasponu od 0 – 308 Pa i skalarno smično naprezanje u rasponu od 0 – 667 Pa. Razvijena BSP srčana pumpa nema zona zastoja i recirkulacije strujanja, što je iznimno povoljno sa stajališta hemokompatibilnosti. Nadalje, iznosi tangencijalnog naprezanja na zidu i skalarnog smičnog naprezanja u BSP pumpe su niži od HM2, što pozitivno utječe na performanse srčane pumpe sa stajališta hemokompatibilnosti.

U daljnjim istraživanjima više pozornosti će bit usmjereno na prepoznata ograničenja ovog istraživanja. Numerička analiza izvedena je za radnu točku ($\Delta p = 65$ mmHg i $\omega = 6000$ o/min), stoga je preporučljiva daljnja analiza BSP pumpe na različitim radnim točkama.

Rezultati ovog rada pokazuju da su tangencijalna naprezanja i vrijeme izloženosti u srčanoj BSP pumpi relativno niski i prihvatljivi. Međutim, zbog pretpostavke idealnog separatora strujanja, utjecaj zračnosti između separatora i diskova nije uzet u obzir. BSP pumpa je numerički promatrana kao pet zasebnih računalnih domena (5 prostora između dva diska). U budućem istraživanju je potrebno numerički analizirati cjelokupnu računalnu domenu s malim razmacima i zračnostima kako bi se odredio njihov utjecaj na tangencijalo i skalarno smično naprezanje. Nadalje, udaljenost između dva rotirajuća diska je relativno mala pa treba uzeti u obzir efekte strujanja u uskim kanalima [142], [143].

Uvedeno je pojednostavljenje da se krv promatra kao jednofazni njutnovski fluid konstantne gustoće i viskoznosti [98], [99]. U stvarnosti je krv višefazna nenjutnovska tekućina. U reologiji krvi razvijeni su različiti modeli krvi [106], [110]. Do danas ne postoji najbolji općeprihvaćeni model te niti jedan model ne može u potpunosti izraziti složenu reologiju krvi i zavisnost o mnogim parametrima. U daljnjem istraživanju više pozornosti će biti usmjereno na realističniji model krvi. Kod krvi se viskoznost smanjuje kako se povećava brzina smicanja, što se naziva smično stanjivanje (eng. shear thinning), a takve fluide nazivamo pseudoplastičnim fluidima. Ukoliko tekućina nije izložena visokim smičnim naprezanjima, razlika između nenjutnovskih i njutnovskih modela je minimalna [110], ali postoji. Stoga je potrebno uzeti u obzir i efekte smičnog stanjivanja te njihov utjecaj na vrijednosti tangencijalnih naprezanja. Nenjutnovska svojstva krvi se najčešće modeliraju pomoću Carreau–Yasudinog modela (Bird–Carreau modela) [144], [145]. Potrebno je numeričkom analizom odrediti odstupanja iznosa tangencijalnih naprezanja kada je krv modelirana kao nenjutnovska tekućina i kao njutnovska tekućina konstantne gustoće i viskoznosti. U numeričkoj analizi, ulazna brzina je konstantna iako postoji pulsiranje zbog otkucaja desne strane srca. Stoga se treba razmotriti i utjecaj pulsirajućeg ulaznog profila brzine. Štoviše, potrebno je razmotriti i vremenski ovisan nenjutnovski model krvi.

U graničnom sloju između diskova dolazi do odvajanja čestica krvi i plazme tzv. efekt separacije krvi, što negativno utječe na samu krv. Krv i diskovi rotiraju uglavnom poput krutog tijela, a relativna brzina između diska i krvi je mala (82). Stoga se očekuje mali utjecaj razdvajanja čestica krvi i plazme. U daljnjim istraživanjima potrebno je istražiti efekte separacije krvi i njezin utjecaj na hemokompatibilnost BSP pumpe.

Rezultati numeričke analize prikazani u ovom radu zahtijevaju eksperimentalnu validaciju. S tehnološkog stajališta, BSP pumpa je jednostavna za proizvodnju, što omogućuje jednostavnu izradu prototipa. Eksperimentalna studija prototipa BSP pumpe na mjernoj stazi za ispitivanje srčanih pumpi bi dala vrijedne rezultate te omogućila validaciju numeričkih rezultata predstavljenih u ovom doktorskom radu.

Uvjeti rada BSP pumpe se mogu lako promijeniti promjenom brzine vrtnje ili dodavanjem jednog ili više diskova. Zbog nabrojanih pozitivnih svojstava, ideja bezlopatične srčane pumpe zaslužuje daljnji numerički i eksperimentalni razvoj.

4. ZAKLJUČAK

U radu je realizirano:

- U uvodnom poglavlju dan je pregled znanstvenih radova razmatranog područja srčanih pumpi. Navedenim je definirano neistraženo područje, a u tom području se nalazi i tema obrađena ovom radom.
- Kao referentna srčana pumpa izabrana je HM2 pumpa. Provedena je eksperimentalna i numerička analiza strujanja te analiza parametara hemokompatibilnosti srčane pumpe HM2.
- Za potrebe eksperimentalne analize u Laboratoriju za umjetnu kardiovaskularnu cirkulaciju, Fakulteta strojarstva i brodogradnje, razvijena je i izvedena eksperimentalna mjerna staza za ispitivanje srčanih pumpi na 'open-loop' principu.
- Mjerni uređaji koji se koriste na mjernoj stazi za ispitivanje srčane pumpe su umjereni u Laboratoriju za procesna mjerenja te u Laboratoriju za hidrodinamiku i hidrauličke strojeve. Definirana je mjerna nesigurnost svakog od mjernih lanaca te je napravljena ocjena pogreške mjerenja.
- Pumpa HM2 je eksperimentalno mjerena na 9000 o/min sa dva različita fluida: vodom te otopinom glicerola i vode koja se koristi kao zamjena za krv. Eksperimentalno je izmjerena $h - Q$ karakteristika HM2 pumpe.
- U Laboratoriju za precizna mjerenja dužina pomoću CT-a je skenirana HM2 pumpa. Pomoću obrade oblaka točaka napravljena je potpuna 3D konstrukcija koja je korištena za numeričke simulacije.
- Na 3D konstrukciji je napravljena mreža kontrolnih volumena. Provedena je numerička simulacija strujanja kroz pumpu HM2 za 9000 o/min za različite protoke.
- Potvrđena je kvaliteta i primjenjivost postavki numeričke simulacija iz usporedbe eksperimentalnih i numeričkih rezultata za HM2 pumpu. Navedene postavke numeričke simulacije se koriste i u numeričkoj analizi BSP pumpe.
- Provedena je teorijska analiza parametara BSP pumpe. Usvojen je model laminarnog strujanja njutnovskog fluida u rotoru pumpe. Analizom Navier-Stokesovih jednadžbi su određene funkcionalne zavisnosti parametara srčane pumpe: tlak, protok, tangencijalno naprezanje, moment i snaga u zavisnosti o unutarnjem i vanjskom radijusu, broju okretaja, razmaku te broju diskova.

- Odabrana je radna točka BSP pumpe za zadani tlak $\Delta p = 65$ mmHg, protok $Q = 5.43$ l/min i broj okretaja $\omega = 6000$ o/min. Definirani su kriteriji za izračun parametara BSP pumpe. Prvi i najvažniji kriterij je da pumpa dobavlja krv unutar zadanih granica da bi se osigurala normalna cirkulacija krvi po tijelu. Drugi kriterij je visoka hemokompatibilnost te minimalan negativan utjecaj BSP na krv (bez zona zastoja i recirkulacije strujanja, unutar prihvatljivog raspona tangencijalnog naprezanja). Također je bitno postići pumpu minimalnog volumena.
- Teorijskom analizom uz uvažavanje kriterija i na temelju izvedenih zavisnosti parametara je utvrđena osnovna konstrukcija BSP pumpe. Parametri BSP pumpe su unutarnji radijus $R_1 = 12$ mm, vanjski radijus $R_2 = 15$ mm, razmak između diskova $h = 1$ mm, i broj diskova $n = 6$ za definiranu radnu točku BSP pumpe.
- Sliku strujanja unutar BSP pumpe nemoguće je izračunati teorijski te je provedena daljnja numerička analiza. Numeričkom analizom osnovne BSP geometrije su uočene zone zastoja i recirkulacije strujanja. Provedena je prilagodba geometrije ulaznih i izlaznih grana te separatora strujanja. Navedenim je postignuta finalna geometrija BSP pumpe bez zona zastoja i recirkulacije strujanja.
- Usporedba kvalitete srčanih pumpe je moguća jedino kliničkim ispitivanjima. U ovom radu je provedena usporedba BSP i HM2 pumpi na temelju dopuštenih tangencijalnih naprezanja. Analizom tangencijalnog naprezanja na zidu i skalarnog tangencijalnog naprezanja te slike strujanja je utvrđeno da BSP pumpa ostvaruje povoljnije iznose navedenih kriterija na istoj radnoj točki pumpe.
- Slijedom navedenog istraživanja, utvrđeno je da konstrukcija BSP pumpe ima potencijal ostvariti dobra hemokompatibilna svojstva. Daljnja eksperimentalna i klinička istraživanja su potrebna kako bi se navedeni potencijal potvrdio.
- Prva hipoteza doktorskog rada potvrđena je numeričkom analizom BSP pumpe. Tangencijalno naprezanje na zidu u rotoru pumpe je u rasponu 46 – 108 Pa. Tangencijalno naprezanje je u zadanom dozvoljenom rasponu na više od 95% volumena BSP pumpe. Postoji mjesto kod separatora strujanja gdje tangencijalno naprezanje prelazi zadanu vrijednost od 140 Pa. Maksimalno tangencijalno naprezanje u BSP pumpi je 308 Pa, što je znatno niže od dopuštenih 700 Pa prema Hellumu.
- Druga hipoteza doktorskog rada potvrđena je teorijskom analizom i eksplicitno je izražena izrazom (117).

5. POPIS LITERATURE

- [1] Whitaker RH. Anatomy of the heart. Vol. 46, Medicine (United Kingdom). Elsevier Ltd; 2018. p. 423–6.
- [2] Shah S, Gnanasegaran G, Sundberg-Cohon J, Buscombe JR. The heart: Anatomy, physiology and exercise physiology. In: Integrating Cardiology for Nuclear Medicine Physicians: A Guide to Nuclear Medicine Physicians. Springer Berlin Heidelberg; 2009. p. 3–22.
- [3] Krmpotić-Nemanić J, Marušić A. Anatomija čovjeka. 2. izdanje. Padovan I, Štulhofer M, Bobinac D, editors. Zagreb: Medicinska naklada; 2007.
- [4] McMurray JJV, Adamopoulos S, Anker SD, Auricchio A, Böhm M, Dickstein K, et al. ESC Guidelines for the diagnosis and treatment of acute and chronic heart failure 2012: The Task Force for the Diagnosis and Treatment of Acute and Chronic Heart Failure 2012 of the European Society of Cardiology. Developed in collaboration with the Heart Failure Association (HFA) of the ESC. Eur Heart J. 2012;33(14):1787–847.
- [5] Karimov JH, Polakowski AR, Fukamachi K, Miyamoto T. Progress in mechanical circulatory support: Challenges and opportunities. Artif Organs. 2019 Sep;43(9):818–20.
- [6] World Heart Federation (WHF), Cardiovascular diseases (CVDs) - Global facts and figures, The World's most common cause of death, <<https://www.world-heart-federation.org/resources/cardiovascular-diseases-cvds-global-facts-figures/>>, pristup 20.12.2019.
- [7] Lippi G, Sanchis-Gomar F. Global epidemiology and future trends of heart failure. AME Med J. 2020;5.
- [8] Hrvatski zavod za javno zdravstvo, Odjel za srčano-žilne bolesti, Zadnja izmjena: 4. veljače 2019., prim. Verica Kralj, dr. med., <<https://www.hzjz.hr/sluzba-epidemiologija-prevencija-nezaraznih-bolesti/odjel-za-srcano-zilne-bolesti/>>, pristup 6.5.2020.
- [9] Hrvatski zavod za javno zdravstvo, Ministarstvo zdravlja Republike Hrvatske, Kardiovaskularne bolesti u Republici Hrvatskoj, Zagreb 2013. Prim. Verica Kralj, dr. med., Kristina Sekulić, dr. med., Mario Šekerija, dr. med., <https://www.hzjz.hr/wp-content/uploads/2018/02/KVBBilten_2011-10-5-2013-3.pdf>, pristup 15.3.2020.

- [10] Lietz K, Long JW, Kfoury AG, Slaughter MS, Silver MA, Milano CA, et al. Outcomes of left ventricular assist device implantation as destination therapy in the post-REMATCH era: Implications for patient selection. *Circulation*. 2007.
- [11] Slaughter MS, Meyer AL, Birks EJ. Destination therapy with left ventricular assist devices: Patient selection and outcomes. *Curr Opin Cardiol*. 2011.
- [12] Long EF, Swain GW, Mangi AA. Comparative survival and cost-effectiveness of advanced therapies for end-stage heart failure. *Circ Hear Fail*. 2014.
- [13] Han J, Trumble DR. Cardiac assist devices: Early concepts, current technologies, and future innovations. Vol. 6, *Bioengineering*. MDPI AG; 2019.
- [14] Cohn WE, Timms DL, Frazier OH. Total artificial hearts: past, present, and future. *Nat Rev Cardiol* 2015;1–9.
- [15] Schmid Daners M, Kaufmann F, Amacher R, Ochsner G, Wilhelm MJ, Ferrari A, et al. Left Ventricular Assist Devices: Challenges Toward Sustaining Long-Term Patient Care. Vol. 45, *Annals of Biomedical Engineering*. Springer New York LLC; 2017. p. 1836–51.
- [16] Stewart GC, Givertz MM. Mechanical circulatory support for advanced heart failure: Patients and technology in evolution. *Circulation*. 2012.
- [17] Wikipedia, The Free Encyclopedia, Ventricular assist device <https://en.wikipedia.org/wiki/Ventricular_assist_device>, pristup 20.3.2019.
- [18] Thompson DH. The artificial heart. *Cent Afr J Med*. 1958;4(9):381–4.
- [19] Smith PA, Cohn WE, Frazier OH. Chapter 7 - Total artificial hearts. In: Gregory SD, Stevens MC, Fraser JF, editors. *Mechanical Circulatory and Respiratory Support* Academic Press; 2018. p. 221–44.
- [20] SynCardia, how does the SynCardia total artificial heart work?, <<https://syncardia.com/patients/home/>>, prisup 18.9.2019.
- [21] Campbell LJ. Chapter 16 - Circulatory Assist Devices. In: Parsons PE, Wiener-Kronish JP, editors. *Critical Care Secrets (Fourth Edition)* Fourth Edition. Philadelphia: Mosby; 2007. p. 96–103.
- [22] Wu EL, Kleinheyer M, Ündar A. Chapter 12 - Pulsatile vs. continuous flow. In: Gregory SD, Stevens MC, Fraser JF, editors. *Mechanical Circulatory and Respiratory Support* Academic Press; 2018. p. 379–406.
- [23] Slaughter MS, Rogers JG, Milano CA, Russell SD, Conte J V., Feldman D, et al. Advanced heart failure treated with continuous-flow left ventricular assist device. *N Engl J Med* 2009;361(23):2241–51.

- [24] Lawrence S Lee, Ravi K Ghanta, Suyog A Mokashi, Otavio Coelho-Filho, Raymond Y Kwong, R Morton Bolman 3rd, Frederick Y Chen. Ventricular restraint therapy for heart failure: The right ventricle is different from the left ventricle. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2010.
- [25] Gregory SD, Ng BC, Nadeem K. Chapter 6 - Biventricular assist devices. In: Gregory SD, Stevens MC, Fraser JF, editors. *Mechanical Circulatory and Respiratory Support Academic Press*; 2018. p. 187–219.
- [26] Joseph A R Englert, Jennifer A Davis, Selim R Krim. Mechanical circulatory support for the failing heart: Continuous-flow left ventricular assist devices. *Ochsner J.* 2016.
- [27] Takayama H, Naka Y, Kodali SK, Vincent JA, Addonizio LJ, Jorde UP, et al. A novel approach to percutaneous right-ventricular mechanical support. *Eur J Cardiothoracic Surg.* 2012.
- [28] Dandel M, Krabatsch T, Falk V. Left ventricular vs. biventricular mechanical support: Decision making and strategies for avoidance of right heart failure after left ventricular assist device implantation. *Int J Cardiol.* 2015.
- [29] Prinzing A, Herold U, Berkefeld A, Krane M, Lange R, Voss B. Left ventricular assist devices-current state and perspectives. Vol. 8, *Journal of Thoracic Disease.* AME Publishing Company; 2016. p. E660–6. 1.
- [30] SlideShare, The Artificial Heart, Types of Vad, Naveen Kumar D., Madhav Reddy CH., <<https://www.slideshare.net/dasarapu1/the-artificially-prepared-heart>>, pristup 30.3.2019.
- [31] Koprivanac M, Kelava M, Sirić F, Cruz VB, Moazami N, Mihaljević T. Predictors of right ventricular failure after left ventricular assist device implantation. *Croat Med J.* 2014;55(6):587–95.
- [32] Wikipedia, The Free Encyclopedia, SynCardia Systems <https://en.wikipedia.org/wiki/SynCardia_Systems>, pristup 20.3.2019.
- [33] Trumble DR, McGregor WE, Kerckhoffs RCP, Waldman LK. Cardiac assist with a twist: Apical torsion as a means to improve failing heart function. *J Biomech Eng.* 2011.
- [34] Cook JA, Shah KB, Quader MA, Cooke RH, Kasirajan V, Rago KK, Smallfield, MC, Tchoukina I; Tang DG. The total artificial heart. *J. Thorac. Dis.* 2015, 7, 2172–2180.

- [35] Leprince P, Bonnet N, Rama A, Léger P, Bors V, Levasseur JP, et al. Bridge to transplantation with the Jarvik-7 (CardioWest) total artificial heart: A single-center 15-year experience. *J Hear Lung Transplant*. 2003.
- [36] Gerosa G, Scuri S, Iop L, Torregrossa G. Present and future perspectives on total artificial hearts. *Ann Cardiothorac Surg*. 2014.
- [37] Zareba KM. The artificial heart - Past, present, and future. *Medical Science Monitor*. 2002.
- [38] Torregrossa G, Morshuis M, Varghese R, Hosseinian L, Vida V, Tarzia V, et al. Results With Syncardia Total Artificial Heart Beyond 1 Year. *Asaio J*. 2014;60(6):626–34.
- [39] Torregrossa G, Anyanwu A, Zucchetta F, Gerosa G. SynCardia: the total artificial heart. *Ann Cardiothorac Surg*. 2014.
- [40] Wu EL, Stevens MC, Pauls JP, Steinseifer U. Chapter 3 - First-generation ventricular assist devices. In: Gregory SD, Stevens MC, Fraser JF, editors. *Mechanical Circulatory and Respiratory Support*. Academic Press; 2018. p. 93–115.
- [41] Prinzing A, Herold U, Berkefeld A, Krane M, Lange R, Voss B. Left ventricular assist devices-current state and perspectives. Vol. 8, *Journal of Thoracic Disease*. AME Publishing Company; 2016. p. E660–6.
- [42] Chair SY, Yu DSF, Ng MT, Wang Q, Cheng HY, Wong EML, et al. Evolvement of left ventricular assist device: The implications on heart failure management. In: *Journal of Geriatric Cardiology*. 2016.
- [43] Rodriguez LE, Suarez EE, Loebe M, Bruckner BA. Ventricular assist devices (VAD) therapy: new technology, new hope? *Methodist DeBakey cardiovascular journal*. 2013.
- [44] Gregory SD, Timms D, Gaddum N, Mason DG, Fraser JF. Biventricular assist devices: A technical review. *Annals of Biomedical Engineering*. 2011.
- [45] Kiernan MS, Wilson Grandin E, Brinkley M, Kapur NK, Pham DT, Ruthazer R, et al. Early Right Ventricular Assist Device Use in Patients Undergoing Continuous-Flow Left Ventricular Assist Device Implantation: Incidence and Risk Factors from the Interagency Registry for Mechanically Assisted Circulatory Support. *Circ Hear Fail*. 2017.
- [46] Kilic A. The future of left ventricular assist devices. *Journal of Thoracic Disease*. 2015.

- [47] Graefe R, Groß-Hardt S. Chapter 4 - Second-generation ventricular assist devices. In: Gregory SD, Stevens MC, Fraser JF, editors. Mechanical Circulatory and Respiratory Support [Internet]. Academic Press; 2018. p. 117–50.
- [48] Haneya A, Philipp A, Puehler T, Rupprecht L, Kobuch R, Hilker M, et al. Temporary percutaneous right ventricular support using a centrifugal pump in patients with postoperative acute refractory right ventricular failure after left ventricular assist device implantation. *Eur J Cardio-thoracic Surg*. 2012.
- [49] Rigatelli G, Santini F, Faggian G. Past and present of cardiocirculatory assist devices: A comprehensive critical review. *Journal of Geriatric Cardiology*. 2012.
- [50] Shah SP, Mehra MR. Durable left ventricular assist device therapy in advanced heart failure: Patient selection and clinical outcomes. *Indian Heart J*. 2016.
- [51] Mancini D, Colombo PC. Left ventricular assist devices: A rapidly evolving alternative to transplant. *Journal of the American College of Cardiology*. 2015.
- [52] HeartMate™ LVAD, Over 26,600 patients implanted with the HeartMate II™ LVAD, <<https://www.heartmate.com/healthcare-provider/heartmate-ii-lvad>>, pristup 20.1.2020.
- [53] Brennen CE. Cavitation in medicine. *Interface Focus*. 2015.
- [54] Garbade J, Bittner HB, Barten MJ, Mohr FW. Current trends in implantable left ventricular assist devices. *Cardiology Research and Practice*. 2011.
- [55] Foster G. Chapter 5 - Third-generation ventricular assist devices. In: Gregory SD, Stevens MC, Fraser JF, editors. Mechanical Circulatory and Respiratory Support [Internet]. Academic Press; 2018. p. 151–86.
- [56] FDA, Recently - Approved Devices - HeartWare™ HVAD™ - P100047/S090, <<https://www.fda.gov/MedicalDevices/ProductsandMedicalProcedures/DeviceApprovalsandClearances/Recently-ApprovedDevices/ucm581473.htm>>, pristup 18.12.2019.
- [57] FDA, Recently - Approved Devices - HeartMate 3 Left Ventricular Assist System (LVAS) - P160054/S008, <<https://www.fda.gov/MedicalDevices/ProductsandMedicalProcedures/DeviceApprovalsandClearances/Recently-ApprovedDevices/ucm624155.htm>>, pristup 18.12.2019.
- [58] FDA, Recently - Approved Devices - CentriMag Circulatory Support System - P170038, <<https://www.fda.gov/medical-devices/recently-approved->

- [devices/centrimag-circulatory-support-system-p170038](#)> , pristup 18.12.2019.
- [59] Whitson BA. Surgical implant techniques of left ventricular assist devices: An overview of acute and durable devices. *Journal of Thoracic Disease*. 2015.
- [60] The Telegraph, World's smallest heart pump fitted to British man, <<https://www.telegraph.co.uk/news/health/news/11773866/Worlds-smallest-heart-pump-fitted-to-British-man.html>>, pristup 12.12.2019.
- [61] Cheung A, Chorpensing K, Tamez D, Shambaugh C, Dierlam AE, Taskin ME, et al. Design Concepts and Preclinical Results of a Miniaturized HeartWare Platform: The MVAD System. *Innov Technol Tech Cardiothorac Vasc Surg*. 2015.
- [62] Slaughter MS, Sobieski MA, Tamez D, Horrell T, Graham J, Pappas PS, et al. HeartWare miniature axial-flow ventricular assist device: Design and initial feasibility test. *Texas Hear Inst J*. 2009.
- [63] CISION, HeartWare International Announces First Human Implants Of The MVAD® System In CE Mark International Clinical Trial, <<https://www.prnewswire.com/news-releases/heartware-international-announces-first-human-implants-of-the-mvad-system-in-ce-mark-international-clinical-trial-300115392.html>>, pristup 18.12.2019.
- [64] U.S. National Library of Medicine, ClinicalTrials.gov, A Clinical Trial to Evaluate the HeartWare MVAD® System (MVAdvantage) <<https://clinicaltrials.gov/ct2/show/results/NCT01831544>>, pristup 18.12.2019.
- [65] Long JW, Kfoury AG, Slaughter MS, Silver M, Milano C, Rogers J, et al. Long-term destination therapy with the HeartMate XVE left ventricular assist device: improved outcomes since the REMATCH study. *Congest Heart Fail*. 2005.
- [66] Jaquiss RDB, Humpl T, Canter CE, Morales DLS, Rosenthal DN, Fraser CD. Postapproval Outcomes: The Berlin Heart EXCOR Pediatric in North America. In: *ASAIO Journal*. 2017.
- [67] Pennington DG, Lohmann DP. Novacor LVAS implantation technique. *Oper Tech Thorac Cardiovasc Surg*. 1999.
- [68] Lad V, Elhenawy A, Harwood S, MacIver J, Badiwala M V., Vallelonga M, et al. Mechanical circulatory support with the ABIOMED BVS 5000: The Toronto General Hospital experience. *Can J Cardiol*. 2010.
- [69] Levinson MM, Smith RG, Cork RC, Gallo J, Emery RW, Icenogle TB, et al. Thromboembolic Complications of the Jarvik-7 Total Artificial Heart: Case Report.

- Artif Organs. 1986.
- [70] Gilotra NA, Stevens GR. Temporary mechanical circulatory support: A review of the options, indications, and outcomes. *Clinical Medicine Insights: Cardiology*. 2015.
- [71] Schroder JN, Milano CA. A tale of two centrifugal left ventricular assist devices. *Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*. 2017.
- [72] Dal Sasso E, Bagno A, Scuri STG, Gerosa G, Iop L. The Biocompatibility Challenges in the Total Artificial Heart Evolution. Vol. 21, *Annual Review of Biomedical Engineering*. Annual Reviews Inc.; 2019. p. 85–110.
- [73] Malchesky PS. Artificial Organs 2019: A year in review. *Artificial Organs*. 2020.
- [74] Aksenov A, Zhlukov S, Zietak W, Cotton R, Vučinić D. Human Heart Blood Flow Numerical Modelling and Simulations. In: *Lecture Notes in Mechanical Engineering*. 2020.
- [75] Seyfert UT, Biehl V, Schenk J. In vitro hemocompatibility testing of biomaterials according to the ISO 10993-4. In: *Biomolecular Engineering*. 2002. p. 91–6.
- [76] Adatya S, Bennett MK. Anticoagulation management in mechanical circulatory support. Vol. 7, *Journal of Thoracic Disease*. Pioneer Bioscience Publishing; 2015. p. 2129–38.
- [77] Joyce DL, Joyce LD. *Mechanical Circulatory Support: Principles and Applications*. Oxford University Press, Incorporated; 2020;72-73.
- [78] Booth J. A short history of blood pressure measurement. *Proc R Soc Med*. 1977;70(11):793-799.
- [79] Dorland. *Dorland's Illustrated Medical Dictionary*. 32nd Editi. Philadelphia, PA: ELSEVIER SAUNDERS; 1950. 2176 p.
- [80] Marinescu KK, Uriel N, Adatya S. The future of mechanical circulatory support for advanced heart failure. *Curr Opin Cardiol*. 2016 May;31(3):321–8.
- [81] Raikhelkar J, Uriel N. Contemporary Perspectives in Durable Mechanical Circulatory Support: What Did We Learn in the Last 3 Years? *Curr Cardiol Rep*. 2018 Jan;20(1).
- [82] Pya Y, Maly J, Bekbossynova M, Salov R, Schueler S, Meyns B, et al. First human use of a wireless coplanar energy transfer coupled with a continuous-flow left ventricular assist device. *J Hear LUNG Transplant*. 2019 Apr;38(4):339–43.
- [83] Kirklin JK, Naftel DC, Pagani FD, Kormos RL, Myers S, Acker MA, et al. Pump

- thrombosis in the Thoratec HeartMate II device: An update analysis of the INTERMACS Registry. *J Hear Lung Transplant*. 2015;
- [84] Klodell CT, Massey HT, Adamson RM, Dean DA, Horstmanshof DA, Ransom JM, et al. Factors Related to Pump Thrombosis with the Heartmate II Left Ventricular Assist Device. In: *Journal of Cardiac Surgery*. 2015.
- [85] Pagani FD. Continuous-Flow Left Ventricular Assist Device Thrombosis: A Solvable Problem. *Asaio J*. 2016;62(1):3–5.
- [86] Schmidt T, Rosenthal D, Reinhartz O, Riemer K, He F, Hsia TY, et al. Superior performance of continuous over pulsatile flow ventricular assist devices in the single ventricle circulation: A computational study. *J Biomech*. 2017;52:48–54.
- [87] Fujii Y, Ferro G, Kagawa H, Centola L, Zhu LQ, Ferrier WT, et al. Is Continuous-flow Superior to Pulsatile Flow in Single Ventricle Mechanical Support? Results from a Large Animal Pilot Study. *Asaio Journal*. 2015;61(4):443-7.
- [88] Yazdchi F, Rajab TK, Rinewalt D, Loberman D, Shekar P, Percy E, et al. Comparison of heart transplant outcomes between recipients with pulsatile- vs continuous-flow LVAD. *J Card Surg*. 2019;34(10):1062–8.
- [89] Schibilsky D, Lenglinger M, Avci-Adali M, Haller C, Walker T, Wendel HP, et al. Hemocompatibility of Axial Versus Centrifugal Pump Technology in Mechanical Circulatory Support Devices. *Artificial Organs*. 2015;39(8):723-8.
- [90] Goldstein DJ, Meyns B, Xie R, Cowger J, Pettit S, Nakatani T, et al. Third Annual Report From the ISHLT Mechanically Assisted Circulatory Support Registry: A comparison of centrifugal and axial continuous-flow left ventricular assist devices. *J Hear LUNG Transplant*. 2019 Apr;38(4):352–63.
- [91] Kannojiya V, Das AK, Das PK. Comparative assessment of different versions of axial and centrifugal LVADs: A review. *Artificial Organs*. Blackwell Publishing Inc.; 2021.
- [92] Fraser KH, Zhang T, Taskin ME, Griffith BP, Wu ZJ. A Quantitative Comparison of Mechanical Blood Damage Parameters in Rotary Ventricular Assist Devices: Shear Stress, Exposure Time and Hemolysis Index. *Journal of Biomechanical Engineering-Transactions of the Asme*. 2012;134(8):11.
- [93] Boehning F, Mejia T, Schmitz-Rode T, Steinseifer U. Hemolysis in a Laminar Flow-Through Couette Shearing Device: An Experimental Study. *Artificial Organs*. 2014;38(9):761-5.

- [94] Chan CHH, Hilton A, Foster G, Hawkins KM, Badiei N, Thornton CA. The Evaluation of Leukocytes in Response to the In Vitro Testing of Ventricular Assist Devices. *Artificial Organs*. 2013;37(9):793-801.
- [95] Klodell CT, Massey HT, Adamson RM, Dean DA, Horstmannshof DA, Ransom JM, et al. Factors Related to Pump Thrombosis with the Heartmate II Left Ventricular Assist Device. *Journal of Cardiac Surgery*. 2015;30(10):775-80.
- [96] Amaral F, Gross-Hardt S, Timms D, Egger C, Steinseifer U, Schmitz-Rode T. The Spiral Groove Bearing as a Mechanism for Enhancing the Secondary Flow in a Centrifugal Rotary Blood Pump. *Artificial Organs*. 2013;37(10):866-74.
- [97] Amaral F, Egger C, Steinseifer U, Schmitz-Rode T. Differences Between Blood and a Newtonian Fluid on the Performance of a Hydrodynamic Bearing for Rotary Blood Pumps. *Artificial Organs*. 2013;37(9):786-92.
- [98] Boyd J; Buick JM; Green S. Comparison of Newtonian and Non-Newtonian Oscillatory Flows Using the Lattice Boltzmann Method. *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, IFMBE Proceedings*, 2007;14:3395-3399.
- [99] Prokop V; Kozela K. Numerical simulation of Newtonian and non-Newtonian flows in bypass. *Mathematics and Computers in Simulation*, 2010;80(8):1725-1733.
- [100] Wong KC, Busen M, Benzinger C, Gang R, Bezema M, Greatrex N, et al. Effect of Inflow Cannula Tip Design on Potential Parameters of Blood Compatibility and Thrombosis. *Artificial Organs*. 2014;38(9):810-7.
- [101] Su BY, Chua LP, Zhong L. NUMERICAL STUDIES OF AN AXIAL FLOW BLOOD PUMP WITH DIFFERENT DIFFUSER DESIGNS. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*. 2013;13(3):16.
- [102] Kang C, Huang QF, Li YX. Fluid dynamics aspects of miniaturized axial-flow blood pump. *Bio-Medical Materials and Engineering*. 2014;24(1):723-9.
- [103] Basciano C, Kleinstreuer C, Hyun S, Finol EA. A Relation Between Near-Wall Particle-Hemodynamics and Onset of Thrombus Formation in Abdominal Aortic Aneurysms. *Ann Biomed Eng*. 2011;39(7):2010–26.
- [104] Di Achille P, Tellides G, Figueroa CA, Humphrey JD. A haemodynamic predictor of intraluminal thrombus formation in abdominal aortic aneurysms. *Proc R Soc a-Mathematical Phys Eng Sci [Internet]*. 2014;470(2172):22.
- [105] Zambrano BA, Gharahi H, Lim C, Jaber FA, Choi J, Lee W, et al. Association of Intraluminal Thrombus, Hemodynamic Forces, and Abdominal Aortic Aneurysm

- Expansion Using Longitudinal CT Images. *Ann Biomed Eng* [Internet]. 2016;44(5):1502–14.
- [106] Heng Y, Han Y, Zhang H, Zhang W, Bois G, Jiang Q, et al. Tesla Bladed Pump (Disc Bladed Pump) Preliminary Experimental Performance Analysis. *ENERGIES*. 2020 Sep;13(18).
- [107] Habhab M-B, Ismail T, Lo JF. A Laminar Flow-Based Microfluidic Tesla Pump via Lithography Enabled 3D Printing. *SENSORS*. 2016 Nov;16(11).
- [108] Jhun C-S, Newswanger R, Cysyk J, Lukic B, Weiss W, Rosenberg G. Tesla-Based Blood Pump and its Applications. 2013.
- [109] Yilmaz F, Gundogdu MY. A critical review on blood flow in large arteries; relevance to blood rheology, viscosity models, and physiologic conditions. *KOREA-AUSTRALIA Rheol J*. 2008 Dec;20(4):197–211.
- [110] Cho YI, Kensey KR. Effects of the non-Newtonian viscosity of blood on flows in a diseased arterial vessel. Part 1: Steady flows. *Biorheology*. 1991;28(3–4):241–62.
- [111] Al-Azawy MG, Turan A, Revell A. Assessment of turbulence models for pulsatile flow inside a heart pump. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 2016;19(3):271-85.
- [112] Thamsen B, Bluemel B, Schaller J, Paschereit CO, Affeld K, Goubergrits L, et al. Numerical Analysis of Blood Damage Potential of the HeartMate II and HeartWare HVAD Rotary Blood Pumps. *Artificial Organs*. 2015;39(8):651-9.
- [113] Hariharan P, D'Souza G, Horner M, Malinauskas RA, Myers MR. Verification Benchmarks to Assess the Implementation of Computational Fluid Dynamics Based Hemolysis Prediction Models. *Journal of Biomechanical Engineering-Transactions of the Asme*. 2015;137(9):10.
- [114] Ozturk M, O'Rear EA, Papavassiliou DV. Hemolysis Related to Turbulent Eddy Size Distributions Using Comparisons of Experiments to Computations. *Artificial Organs*. 2015;39(12):E227-E39.
- [115] Carswell D, McBride D, Croft TN, Slone AK, Cross M, Foster G. A CFD model for the prediction of haemolysis in micro axial left ventricular assist devices. *Applied Mathematical Modelling*. 2013;37(6):4199-207.
- [116] Ishii K, Hosoda K, Nishida M, Isoyama T, Saito I, Ariyoshi K, et al. Hydrodynamic characteristics of the helical flow pump. *Journal of Artificial Organs*. 2015;18(3):206-12.

- [117] Snyder TA. Device hemocompatibility: New frontiers. *Artif Organs*. 2017;41(9):A88.
- [118] Bludszuweit C. Model for a general mechanical blood damage prediction. *Artif Organs*. 1995 Jul;19(7):583–9.
- [119] Apel J, Paul R, Klaus S, Siess T, Reul H. Assessment of hemolysis related quantities in a microaxial blood pump by computational fluid dynamics. *Artif Organs*. 2001;25(5):341-347.
- [120] Cuenca-Navalon E, Finocchiaro T, Laumen M, Fritschi A, Schmitz-Rode T, Steinseifer U. Design and evaluation of a hybrid mock circulatory loop for total artificial heart testing. *International Journal of Artificial Organs*. 2014;37(1):71-80.
- [121] Nestler F, Bradley AP, Wilson SJ, Timms DL, Frazier OH, Cohn WE. A Hybrid Mock Circulation Loop for a Total Artificial Heart. *Artificial Organs*. 2014;38(9):775-82.
- [122] Ferrari G, Kozarski M, Fresiello L, Di Molfetta A, Zielinski K, Gorczynska K, et al. Continuous-flow pump model study: the effect on pump performance of pump characteristics and cardiovascular conditions. *Journal of Artificial Organs*. 2013;16(2):149-56.
- [123] Stanfield JR, Selzman CH, Pardyjak ER, Bamberg S. Flow Characteristics of Continuous-Flow Left Ventricular Assist Devices in a Novel Open-Loop System. *Asaio Journal*. 2012;58(6):590-6.
- [124] Eisen HJ, Hankins SR. Continuous Flow Rotary Left Ventricular Assist Device. *Journal of the American College of Cardiology*. 2009;54 (4): 322–324.
- [125] Kittipibul V, Xanthopoulos A, Hurst TE, Fukamachi K, Blackstone EH, Soltesz E, et al. Clinical Courses of HeartMate II Left Ventricular Assist Device Thrombosis. *ASAIO J*. 2020 Feb;66(2):153–9.
- [126] Demirozu ZT, Critsinelis A, Cohn WE, Radovancevic R, Ho J, Hernandez R, et al. Experience with the HeartMate II Left Ventricular Assist Device in Patients Older than 60 Years. *Heart Surg Forum*. 2019;22(2):E124–30.
- [127] Starling RC, Naka Y, Boyle, AJ et al. Initial FDA Post-Approval Study INTERMACS Registry Results with a Continuous Flow Left Ventricular Assist Device as a Bridge to Heart Transplantation. *Journal of Cardiac Failure*. 2009;15(6):S46.

- [128] ISO IEC 9906:2012 Rotodynamic pumps — Hydraulic performance acceptance tests — Grades 1, 2 and 3 <<https://www.iso.org/standard/41202.html>>, pristup 15.3.2019.
- [129] ISO IEC 5167-1:2003 Measurement of fluid flow by means of pressure differential devices inserted in circular cross-section conduits running full — Part 1: General principles and requirements: ISO, 2003.
- [130] ISO IEC 5167-4:2003 Measurement of fluid flow by means of pressure differential devices inserted in circular cross-section conduits running full — Part 4: Venturi tubes: ISO, 2003.
- [131] Franjić K. Mjerenje u mehanici fluida - INŽENJERSKI PRIRUČNIK IP1, Školska knjiga, p. 1015 – 1034, 1996.
- [132] Mihalić T. Hidrodinamičke pojave u centrifugalno vrtložnoj pumpi [Disertacija]. Zagreb: Sveučilište u Zagrebu, Fakultet strojarstva i brodogradnje; 2011.
- [133] Runje B. Predavanja iz kolegija Teorija i tehnika mjerenja, Sveučilište u Zagrebu, Fakultet strojarstva i brodogradnje; 2014.
- [134] International Organization for Standardization. Guide to the expression of uncertainty in measurement (ISO GUM): ISO, 2008.
- [135] Pennings KAMA, Martina JR, Rodermans BFM, Lahpor JR, Van De Vosse FN, De Mol BAJM, et al. Pump flow estimation from pressure head and power uptake for the heartassist5, heartmate II, and heartware vads. ASAIO J. 2013;59(4).
- [136] Horvat M. Heart pump h-Q characteristic calculation [Bachelor Thesis]. University of Zagreb, Faculty of Mechanical Engineering and Naval Architecture, Croatia, 2015.
- [137] Kucur M, Uzal E. Controlling critical Reynolds number of plate flow by boundary input parallel. Aircr Eng Aerosp Technol. 2007;79(5):507–10.
- [138] Virag Z, Šavar M, Džijan I. Mehanika fluida II, Manualia Universitatis studiorum Zagrabiensis, Faculty of Mechanical Engineering and Naval Architecture 2017.
- [139] Schobeiri MT. Fluid Mechanics for Engineers, Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2010.
- [140] Gibbings JC. Dimensional Analysis, Springer Science & Business Media 2011.
- [141] Katavić J. Improvement of flow pattern in friction pump [bachelor thesis], University of Zagreb, Faculty of Mechanical Engineering and Naval Architecture; 2016.
- [142] Yan S-R, Zarringhalam M, Toghraie D, Foong LK, Talebizadehsardari P.

Numerical investigation of non-Newtonian blood flow within an artery with cone shape of stenosis in various stenosis angles. *Comput Methods Programs Biomed.* 2020;192:105434.

- [143] Chien L-H, Cheng Y-T, Lai Y-L, Yan W-M, Ghalambaz M. Experimental and numerical study on convective boiling in a staggered array of micro pin-fin microgap. *Int J Heat Mass Transf.* 2020 Mar;149.
- [144] Gijsen FJH, Van De Vosse FN, Janssen JD. Wall shear stress in backward-facing step flow of a red blood cell suspension. *Biorheology.* 1998.
- [145] Pak B, Cho YI, Choi SUS. Separation and reattachment of non-newtonian fluid flows in a sudden expansion pipe. *J Nonnewton Fluid Mech.* 1990.

6. PRILOG

6.1. Tablica umjeravanja pretvornika tlaka

Tablica 6. Podatci umjeravanja pretvornika ATM Z0

broj mjerjenja	tlak etalona		srednje očitanje		odstupanje	mjerna nesigurnost
	p_e		I	\bar{p}	$p_e - \bar{p}$	
	bar		mA	bar	bar	$u_{p_i} = \sqrt{u_e^2 + u_R^2 + u_p^2 + u_h^2}$
1.	0		4,00	0	0	0,0013
2.	0,4		7,20	0,4	0	0,0013
3.	0,8		10,40	0,8	0	0,0013
4.	1,2		13,60	1,2	0	0,0013
5.	1,6		16,80	1,6	0	0,0013
6.	2		20,00	2	0	0,0013

Tablica 7. Podatci umjeravanja pretvornika ATM Z1

broj mjerjenja	tlak etalona		srednje očitanje		odstupanje	mjerna nesigurnost
	p_e		I	\bar{p}	$p_e - \bar{p}$	
	mmAl	Pa	mA	Pa	Pa	$u_{p_i} = \sqrt{u_e^2 + u_R^2 + u_p^2 + u_h^2}$
1.	1,00	7,74	4,31	8,47	-0,73	1,6049
2.	10,00	77,40	5,74	69,30	8,11	1,6049
3.	20,00	154,80	7,65	150,54	4,27	1,6049
4.	30,00	232,20	9,46	227,52	4,68	1,6049
5.	40,00	309,60	11,27	304,51	5,10	1,6049
6.	50,00	387,00	13,23	387,87	-0,87	1,6049
7.	60,00	464,41	15,00	463,16	1,25	1,6049
8.	70,00	541,81	16,84	541,42	0,38	1,6049
9.	80,00	619,21	18,81	625,21	-6,01	1,6049
10.	1,00	7,74	4,32	8,90	-1,16	1,6049
11.	85,00	657,91	19,52	655,41	2,49	1,6049
12.	75,00	580,51	17,64	575,45	5,06	1,6049
13.	65,00	503,11	15,97	504,42	-1,31	1,6049
14.	55,00	425,70	14,13	426,16	-0,45	1,6049
15.	45,00	348,30	12,41	353,00	-4,69	1,6049
16.	35,00	270,90	10,54	273,46	-2,56	1,6049
17.	25,00	193,50	8,84	201,15	-7,65	1,6049
18.	15,00	116,10	6,86	116,93	-0,83	1,6049
19.	5,00	38,70	5,10	42,07	-3,37	1,6049
20.	1,00	7,74	4,33	9,32	-1,58	1,6049

Tablica 8. Podatci umjeravanja pretvornika ATM Z2

broj mjerjenja	tlak etalona		srednje očitavanje		odstupanje	mjerna nesigurnost
	p_e		I	\bar{p}	$p_e - \bar{p}$	$u_{p_i} = \sqrt{u_e^2 + u_R^2 + u_p^2 + u_h^2}$
	mmAl	Pa	mA	Pa	Pa	Pa
1.	1	7,74	4,32	-25,91	33,65	1,6049
2.	20	154,80	5,03	128,11	26,69	1,6049
3.	30	232,20	5,39	206,20	26,00	1,6049
4.	40	309,60	5,72	277,78	31,82	1,6049
5.	50	387,00	6,04	347,20	39,81	1,6049
6.	60	464,41	6,37	418,78	45,63	1,6049
7.	70	541,81	6,83	518,56	23,24	1,6049
8.	80	619,21	7,13	583,64	35,57	1,6049
9.	90	696,61	7,45	653,05	43,55	1,6049
10.	100	774,01	7,82	733,31	40,69	1,6049
11.	110	851,41	8,12	798,39	53,02	1,6049
12.	120	928,81	8,59	900,34	28,47	1,6049
13.	130	1006,21	8,86	958,91	47,30	1,6049
14.	140	1083,61	9,3	1054,36	29,26	1,6049
15.	150	1161,01	9,64	1128,11	32,90	1,6049
16.	160	1238,41	10,02	1210,54	27,88	1,6049
17.	170	1315,82	10,35	1282,12	33,69	1,6049
18.	180	1393,22	10,82	1384,07	9,14	1,6049
19.	190	1470,62	11,02	1427,46	43,16	1,6049
20.	200	1548,02	11,4	1509,89	38,13	1,6049
21.	1,5	11,61	4,36	-17,23	28,84	1,6049
22.	1	7,74	4,33	-23,74	31,48	1,6049
23.	1,5	11,61	4,33	-23,74	35,35	1,6049
24.	1	7,74	4,3	-30,24	37,98	1,6049
25.	195	1509,32	11,24	1475,18	34,14	1,6049
26.	185	1431,92	10,91	1403,60	28,32	1,6049
27.	175	1354,52	10,61	1338,52	15,99	1,6049
28.	165	1277,11	10,2	1249,58	27,53	1,6049
29.	155	1199,71	9,75	1151,97	47,74	1,6049
30.	145	1122,31	9,49	1095,57	26,74	1,6049
31.	135	1044,91	9,15	1021,82	23,09	1,6049
32.	125	967,51	8,72	928,54	38,97	1,6049
33.	115	890,11	8,35	848,28	41,83	1,6049
34.	105	812,71	8,03	778,87	33,84	1,6049
35.	95	735,31	7,67	700,78	34,53	1,6049
36.	85	657,91	7,33	627,02	30,88	1,6049
37.	72	557,29	6,86	525,07	32,22	1,6049
38.	65	503,11	6,67	483,86	19,25	1,6049
39.	55	425,70	6,3	403,60	22,11	1,6049
40.	45	348,30	5,87	310,32	37,98	1,6049

broj mjerenja	tlak etalona		srednje očitavanje		odstupanje	mjerna nesigurnost
	p_e		I	\bar{p}	$p_e - \bar{p}$	$u_{p_i} = \sqrt{u_e^2 + u_R^2 + u_p^2 + u_h^2}$
	mmAl	Pa	mA	Pa	Pa	Pa
41.	35	270,90	5,51	232,23	38,67	1,6049
42.	25	193,50	5,17	158,48	35,03	1,6049
43.	15	116,10	4,85	89,06	27,04	1,6049
44.	5	38,70	4,49	10,97	27,73	1,6049
45.	1	7,74	4,37	-15,06	22,80	1,6049

6.2. Rezultati eksperimentalnog mjerenja

U nastavku su prikazani rezultati svih eksperimentalnih mjerenja u tabličnom obliku (Tablica 9, Tablica 10).

Tablica 9. Rezultati eksperimentalnog mjerenja za vodu pri 8990 do 9000 okr/min

Fluid:	voda		
Z1	Z0	Z2	
p	p	p	ω
mA	mA	mA	okr/min
4,91	4,68	10,62	9000
4,83	4,72	10,63	8990
4,74	4,74	10,63	8990
4,76	4,78	10,63	8990
4,73	4,82	10,63	8990
4,67	4,85	10,63	8990
4,64	4,88	10,63	9000
4,58	4,91	10,64	8990
4,52	4,93	10,64	8990
4,44	4,96	10,64	8990
4,45	4,97	10,64	8990
5,07	4,62	10,62	9000
5,06	4,57	10,62	8990
4,40	5,02	10,65	8990
4,33	5,06	10,65	9000
4,31	5,10	10,65	8990

Tablica 10. Rezultati eksperimentalnog mjerenja za otopinu glicerola i vode
pri 8990 do 9000 okr/min

Fluida:	otopina glicerola i vode		
Z1	Z0	Z2	
p	p	p	ω
mA	mA	mA	okr/min
5,08	4,54	10,93	8990
5,03	4,57	10,93	8990
4,98	4,60	10,94	9000
4,90	4,63	10,94	9000
4,86	4,67	10,94	8990
4,80	4,69	10,94	8990
4,78	4,73	10,94	8990
4,70	4,76	10,95	8990
4,65	4,79	10,95	9000
4,62	4,82	10,95	8990
4,59	4,86	10,95	8990
4,55	4,89	10,95	8990
4,51	4,93	10,96	8990
4,44	4,96	10,96	9000
4,40	4,98	10,96	8990
4,38	5,02	10,96	9000
4,36	5,05	10,96	8990
4,31	5,12	10,97	9000

7. ŽIVOTOPIS

Vedrana Markučić (broj znanstvenika: 349873), rođena je 28.03.1990. u Zagrebu, Hrvatska. Završava prirodoslovno-matematičku gimnaziju (XV. gimnazija) u Zagrebu 2008. godine, kada upisuje Fakultet strojarstva i brodogradnje Sveučilišta u Zagrebu koji završava 2015. godine s najvećim počastima (Summa cum laude). Od 2015. godine je na poslijediplomskom sveučilišnom (doktorskom) studiju na Fakultetu strojarstva i brodogradnje Sveučilišta u Zagrebu s temom doktorata "Hemokompatibilnost centrifugalne bezlopatične srčane pumpe". Od 2015. godine radi kao asistent na Zavodu za mehaniku fluida na Fakultetu strojarstva i brodogradnje Sveučilišta u Zagrebu.

Njezino područje stručnosti uključuje računalnu dinamiku fluida, numeričke analize strujanja, hidrodinamiku, hemodinamiku, interdisciplinarno područje srčanih pumpi te temeljna znanja mehanike fluida. Voditeljica je Laboratorija za umjetnu kardiovaskularnu cirkulaciju.

Do sada ima objavljena dva znanstvena rada u časopisima s međunarodnom recenzijom, od čega je jedan u časopisu indeksiranom u Current Contents bazi, tri rada u zbornicima s konferencija s međunarodnom recenzijom te jedan rad u zborniku s domaćih skupova. Također, sudjelovala je na tri ostala znanstvena skupa (bez objave ili su objavljeni samo sažeci radova).

Znanstveni radovi:

- [1] Markučić V, Šavar M, Krizmanić S, Biočina B. Bladeless Heart Pump Design: Modeling and Numerical Analysis. *Applied Sciences*. 2021. 11(21):10177.
<https://doi.org/10.3390/app112110177>
- [2] Markučić V, Krizmanić S, Volarić F. Optimization parameters of the heart pump design. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*. 2018 Aug 10;393:012125.
- [3] Šavar M, Krizmanić S, Markučić V, Korbar R. Analiza puknuća cjevovodne mreže od sivog lijeva. In: *Plin2018 / Raos, Pero - Osijek : Strojarski fakultet u Slavanskom Brodu*. 2018. p. 310–7.
- [4] Markučić V, Krizmanić S, Jurčević A. Hemodynamics of Abdominal Aortic Aneurysm. In: prof. dr. Mileta Janjić prof. dr. MV, editor. *XIV International Conference Maintenance and Production Engineering KODIP-2017*. Copy Centre - Podgorica,; 2017. p. 307–12.

- [5] Markučić V, Krizmanić S, Jurčević A. Hemodynamics of Abdominal Aortic Aneurysm. Eng power Bull Croat Acad Eng. 2017;12(3):16–7.
- [6] Markučić V, Cindori M, Krizmanić S. Hidrodinamički otpor trupa jedrilice klase Optimist. In: Penava, Davorin ; Guljaš, Ivica ; Bošnjak Klečina M, editor. 8 susret Hrvatskog društva za mehaniku. Osijek, Hrvatska, 7.- 8.7.2017: Grafika d.o.o.; 2017. p. 143–8.

Cjelokupan popis radova dostupan na Hrvatskoj znanstvenoj bibliografiji:

<https://www.bib.irb.hr/pregled/profil/32933>