Ocjena primjenjivosti frikcijskih pumpi u ljudskom krvotoku

Starčević, Martin

Master's thesis / Diplomski rad

2015

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:235:324778

Rights / Prava: In copyright / Zaštićeno autorskim pravom.

Download date / Datum preuzimanja: **2024-03-28**

Repository / Repozitorij:

Repository of Faculty of Mechanical Engineering and Naval Architecture University of Zagreb







SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

DIPLOMSKI RAD

Martin Starčević

Zagreb, 2015.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

DIPLOMSKI RAD

Mentor:

Prof. dr. sc. Zdravko Virag, dipl. ing.

Student:

Martin Starčević

Zagreb, 2015.

Izjavljujem da sam ovaj rad izradio samostalno koristeći stečenaznanja tijekom studija i navedenu literaturu.

Zahvaljujem se mentoru dr. sc. Zdravku Viragu na podršci, korisnim savjetima i razumijevanju tokom izrade diplomskog rada.

Posebnu zahvalu dugujem svojim roditeljima i obitelji na potpori kroz cijeli studij.

Martin Starčević

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU

FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

Središnje povjerenstvo za završne i diplomske ispite

Povjerenstvo za diplomske ispite studija strojarstva za smjerove:

procesno-energetski, konstrukcijski, brodostrojarski i inženjersko modeliranje i računalne simulacije

Sveučilište u Zagrebu Fakultet strojarstva i brodogradnje	
Datum	Prilog
Klasa:	
Ur.broj:	

DIPLOMSKI ZADATAK

Student: **Martin Starčević** Mat. br.: 0035170797

Naslov rada na hrvatskom jeziku: **Ocjena primjenjivosti frikcijskih pumpi u ljudskom krvotoku**

Naslov rada na engleskom jeziku: **Assessment of applicability of friction pumps in human circulatory system**

Opis zadatka:

Srčane pumpe su se u prošlosti koristile samo kao vanjske jedinice, u fazi čekanja transplantacije srca, a danas se, s obzirom na razvoj tehnike i tehnologije, sve češće ugrađuju kao trajno rješenje (alternativa transplantaciji srca). U Njemačkoj je zadnjih godina broj ugrađenih srčanih pumpi trostruko premašio broj transplantacija srca. U Hrvatskoj se godišnje obavi oko 50-tak transplantacija, a procjenjuje se da je broj srčanih bolesnika oko 10000 (oko 2% populacije). Jedna od varijanti srčanih pumpi koje se danas uglavnom koriste, kao vanjske srčane jedinice su frikcijske pumpe, dok se u tijelo uglavnom ugrađuju centrifugalne pumpe. Ovdje je potrebno procijeniti mogućnost upotrebe frikcijskih pumpi, koje bi se ugrađivale u tijelo.

U radu je potrebno:

- opisati funkciju ljudskog krvotoka, te navesti glavne fiziološke parametre tog sustava;
- definirati probleme ugradnje umjetnih srčanih pumpi;
- definirati svojstva krvi i kriterije nastanka tromba;
- analizirati dvije varijante frikcijske pumpe (na principu rotirajućeg cilindra i na principu rotirajućeg diska), uz korištenje analitičkog rješenja stacionarnog, laminarnog strujanja krvi ustaljenim profilom brzine;
- varijante usporediti sa stajališta stupnja korisnosti (potrošnje energije), potrebne brzine vrtnje i gabarita potrebnih za ostvarenje fizioloških vrijednosti protoka i potrebnog prirasta tlaka;
- rezultate prikazati tablično i grafički.

Potrebno je navesti korištenu literaturu i eventualno dobivenu pomoć.

Zadatak zadan: 7. svibnja 2015.

Rok predaje rada: 9. srpnja 2015.

Predviđeni datumi obrane: 15., 16. i 17. srpnja 2015.

Zadatak zadao: Prof. dr. sc. Zdravko Virag

Predsjednica Povjerenstva: Prof. dr. sc. Tanja Jurčević Lulić

SADRŽAJ

SADRŽAJ I
POPIS SLIKA II
POPIS TABLICA IV
POPIS OZNAKA V
SAŽETAK VI
SUMMARY VII
1. UVOD 1
2. Krv 2
3. SRČANE PUMPE 19
3.1. Ljudsko srce 19
3.2. Vrste srčanih pumpi 23
3.2.1. Potporne srčane pumpe 23
3.2.2. Umjetno srce 26
4. ANALIZA FRIKCIJSKIH PUMPI 29
4.1. Fiziološki podatci 29
4.2. Cilindrična frikcijska pumpa 31
4.2.1. Dijagrami za dimenzioniranje cilindrične frikcijske pumpe 35
4.2.2. Radna karakteristika cilindrične frikcijske pumpe 41
4.3. Frikcijska pumpa s rotirajućim diskom 50
4.3.1. Dijagrami za dimenzioniranje frikcijske pumpe s rotirajućim diskom 53
4.3.2. Radna karakteristika frikcijske pumpe s rotirajućim diskom 59
5. ZAKLJUČAK 68
LITERATURA 69
PRILOZI 71

POPIS SLIKA

Slika 1. Dijagramski prikaz sastav krvi u epruveti[5] 2
Slika 2. Odnos gradijenta brzine i smičnog naprezanja [7] 3
Slika 3. Viskoznost u zavisnosti o hematrokritu u krvi [7] 4
Slika 4. Fåhræusov dijagram utjecaja promjera cijevi na viskoznost krvi[7] 5
Slika 5. Strujanje eritrocita kroz cijev malog promjera [7] 5
Slika 6. Shematki prikaz pokusa hemolize [10] 6
Slika 7. Deformacija L / W svinjske krvi u ovisnosti o vremenu [10] 7
Slika 8. Video slike kontroliranog i pumpanog uzorka eritrocita u vremenskim intervalima 0, 7 i 8 sati prije smicanja uzrokovanog cikličkim promjenama smičnog naprezanja[10] 8
Slika 9. Maksimalno izdužene eritrocita kontrolnih i pumpanih uzoraka u vremenskim točkama od 0 i 4 i 8 sati. [10] 9
Slika 10. Prosječan L/W eritrocita [10] 9
Slika 11. Koncentracija hemoglobina bez plazme kroz proces hemolize [10] 10
Slika 12. Hipoteza I pucanja crvenih krvnih stanica [10] 10
Slika 13. Hipoteza II pucanja crvenih krvnih stanica [10] 11
Slika 14. Nastanak tromba u arteriji[11] 11
Slika 15. Krvni ugrušak [13] 12
Slika 16. Prostorni razvoj koncentracije fibrina tijekom formiranja, rasta i lize ugruška [14] 12
Slika 17. Vremenski razvoj koncentracije fibrina tijekom formiranja, rasta i lize ugruška [14] 13
Slika 18. Predviđanje profila brzine krvi-ugruška 0.05s nakon primjene kriterija zamjene [14] 14
Slika 19. Predviđanje profila smičnog naprezanja krvi-ugruška 0.05s nakon primjene kriterija zamjene [14] 14
Slika 20. Utjecaj smičnog naprezanja na aktivaciju platela [15] 15
Slika 21. Ovisnost vremena izloženosti smičnim naprezanjima na aktivaciju platela [15] 16
Slika 22. Krvožilni sustav [17] 20
Slika 23. Shema srca [18] 21
Slika 24. Ciklus rada srca [19] 22
Slika 25. Srce tijekom sistole (a) i dijastole (b) [20,21] 22
Slika 26. Srčana potporna pumpa s vanjskom baterijom [2] 23
Slika 27. Centrifugalna pumpa [2] 24
Slika 28. Aksijalna pumpa [2] 25
Slika 29. Jarvik-7 [2,22] 26
Slika 30. Shema Jarvik-7 [23] 27
Slika 31. Shema AbioCor umjetnog srce [24] 28
Slika 32. AbioCor umjetno srce [25] 28
Slika 33.Krvni tlak [27] 30
Slika 34. Shema cilindrične frikcijske pumpe [29] 31
Slika 35. Maksimalna i minimalna smična naprezanja u cilindričnoj frikcijskoj pumpi 36
Slika 36. Dijagram za određivanja minimalnih i maksimalnih brojeva okretaja cilindrične frikcijske pumpe 37
Slika 37. Odnos indeksa uništenja k_{max} i duljine L cilindrične frikcijske pumpe 38
Slika 38. Odnos promjera cilindra *D* i proreza *b* cilindrične frikcijske pumpe 39

Slika 39. Odnos maksimalne snage pumep Pmax i gabaritnog volumena V 40
Slika 40. Radni dijagram s odnosom brzine okretaja ω i iskristivosti pumpe η za pumpu49x49 i zračnošću b=0.83 44
Slika 41. Radni dijagram s odnosom maksimalne snage pumpe P i smičnih naprezanja τ za pumpu49x49 i zračnošću b=0.83 45
Slika 42. Radni dijagram s odnosom brzine okretaja ω i iskristivosti pumpe η za pumpu42x42 i zračnošću b=0.81 46
Slika 43. Radni dijagram s odnosom maksimalne snage pumpe P i smičnih naprezanja τ za pumpu42x42 i zračnošću b=0.81 47
Slika 44. Radni dijagram s odnosom brzine okretaja ω i iskristivosti pumpe η za pumpu48x48 i zračnošću b=0.83 48
Slika 45. Radni dijagram s odnosom maksimalne snage pumpe P i smičnih naprezanja τ za pumpu48x48 i zračnošću b=0.83 49
Slika 46. Shema frikcijske pumpe s rotirajućim diskom [29] 50
Slika 47.Maksimalna i minimalna smična naprezanja u frikcijskoj pumpi s rotirajučim diskom 55
Slika 48. Maksimalni i minimalni potreban broj okretaja kod frikcijske pumpe s rotirajućim diskom 56
Slika 49. Odnos indeksa oštećenja k_{max} i zračnosti b frikcijske pumpe s rotirajućim diskom 57
Slika 50. Odnos maksimalne snage P_{max} i gabaritnog volumena V frikcijske pumpe s rotirajućim diskom 58
Slika 51.Odnos između brzine okretanja ωi iskoristivosti η pumpe 75X25 s zračnošću $b=0.75$ 62
Slika 52. Odnoss između maksimalne snage P i smičnog naprezanja τ u pumpi 75X25 s zračnošću $b=0.75$ 63
Slika 53. Odnos između brzine okretanja ωi iskoristivosti η pumpe 50X25 s zračnošću $b=0.87$ 64
Slika 54. Odnoss između maksimalne snage P i smičnog naprezanja τ u pumpi 50X25 s zračnošću $b=0.87$ 65
Slika 55. Odnos između brzine okretanja ωi iskoristivosti η pumpe 50X25 s zračnošću $b=0.67$ 66
Slika 56. Odnoss između maksimalne snage P i smičnog naprezanja τ u pumpi 50X25 s zračnošću $b=0.67$ 67

POPIS TABLICA

Tablica 1. Podaci za tri varijante cilindrične frikcijske pumpe u radnoj točki $\Delta p=90$ mmHg, i protok $Q=90$ ml/s 43
Tablica 2 . Podaci za tri varijante frikcijske pumpe s rotirajućim diskom u radnoj točki $\Delta p=90$ mmHg, i protok $Q=90$ ml/s 61

POPIS OZNAKA

Oznaka	Jedinica	Opis
ρ	kg/m^3	Gustoća krvi
μ	Pas	Viskoznost krvi
Q_{sr}	ml/s	Srednji protok u pumpi
Q_{max}	ml/s	Maksimalni protok u pumpi
Q_{min}	ml/s	Minimalni protok u pumpi
Δp_{max}	Pa	Maksimalni prirast tlaka u pumpi
Δp_{min}	Pa	Minimalni prirast tlaka u pumpi
P_u	W	Uložena snaga za pokretanje pumpe
P_d	W	Snaga koju pumpa proizvodi
P_{max}	W	Maksimalna potrebna snaga za rad pumpe
D	mm	Promjer pogonske jedinice u pumpi
L	mm	Dužina pogonske jedinice u pumpi
d	mm	Promjer ulaza krvi u pumpu
L/D	-	Parametar koji definira oblik pogonskog cilindra u cilindričnoj frikcijskoj pumpi
D/d	-	Parametar koji definira odnos između promjera pogonskog diska i promjera ulaza krvi cilindra frikcijskoj pumpi s rotirajućim diskom
b	mm	Zračnost u pumpi kroz koju krv prolazi
b_{opt}	mm	Optimalna zračnost u pumpi kroz koju krvi prolazi
ω	okretaja/min	Brzina vrtnje pogonske jedinice u pumpi
η	-	Stupanj iskoristivosti pumpe
t	s	Vrijeme koje krvna stanica provede u pumpi
k	-	Indeks uništenja krvih stanica
V	cm^3	Gabaritni volumen
N_{min}	okretaja/min	Minimalni potreban broj okretaja za rad pumpe
N_{max}	okretaja/min	Maksimalni potreban broj okretaja za rad pumpe

SAŽETAK

U ovom radu opisana je problematika i proračunavane su radne karakteristike srčanih pumpi. U uvodnom poglavlju opisana je opća problematika modernog društva vezanog za srčane bolesti i rastuća potreba za srčanim pumpama koje će pružiti potporu srcu, ili ga u potpunosti zamijeniti. U prvom poglavlju je opisana krv i njezine karakteristike, kao i problemi koji su vezani uz krv. Također su opisani mehanizmi hemolize i tromboze, temeljem koje su definirani kriteriji za rad pumpi (dopušteno područje smičnih naprezanja i indeks oštećenja crvenih krvnih zrnaca). U drugom poglavlju je opisano srce i njegov rad. Isto tako su analizirane srčane pumpe koje se koriste u praksi. U nastavku rada definirano je radno područje srčane pumpe na temelju fizioloških podataka vezanih uz stvarno srce.

Za dva tipa frikcijskih pumpi: cilindrične frikcijske pumpe i frikcijske pumpe s rotirajućim diskom su izvedeni analitički izrazi koji povezuju prirast tlaka i protok kroz pumpu, te definiraju potrebnu snagu za pogon pumpe, te minimalna i maksimalna smična naprezanja, stupanj korisnosti pumpe i indeks oštećenja crvenih krvnih stanica. Definirane su dvije vrste dijagrama: jedni koji služe za izbor pumpe (gabarita i brzine vrtnje), a drugi za analizu karakteristike odabrane pumpe (zadanih gabarita) u zadanom radnom području. Usporedbom dvaju pumpi zaključilo se da bi pumpa s rotirajućim diskom bila povoljnija, ali taj bi zaključak bilo nužno provjeriti kroz numeričko rješavanje potpunih Navier-Stokesovih jednadžbi koje opisuju strujanje kroz ove dvije pumpe, budući da je korišteno analitičko rješenje za pumpu s rotirajućim diskom vjerojatno fizikalno nerealno, zbog pretpostavki koje je bilo nužno uvesti da bi se rješenje moglo naći.

Ključne riječi: Umjetno srce, Frikcijske pumpe, Krv, Hemoliza, Tromboza, Indeks oštećenje krvi

SUMMARY

This paper describes the issues and calculated the performance of the heart pumps. The introductory chapter describes the general problems of modern society related to heart disease and a growing need for cardiac pumps that will support the heart, or completely replaced it. The first chapter describes the blood and its characteristics, as well as problems related to blood. It also describes mechanisms of hemolysis and thrombosis, which are based on defined criteria for the operation of the pump (permissible area of the shear stress and damage index of red blood cells). The second chapter describes the heart and how it works. Heart pumps that are used in practice are also analyzed in this chapter. Further in this work working field of heart pump is defined based on physiological data related to the actual heart.

For two types of friction pumps: cylindrical friction pump and friction pump with rotating disc are derived by analytical expressions that connect the growth pressure and flow through the pump, define the power required to drive the pump, the minimum and maximum shear stress, efficiency pump and damage index of red blood cells. There are two types of diagrams defined: one that is used for selection of the pump (size and speed), and the second to analyze the characteristics of the selected pump (of selected dimensions) in the default working field. Comparing the two pump types it was found that pump with a rotating disc was favorable, but it would be necessary to check this conclusion with complete numerical solution of the Navier-Stokes equations for the flow through the two pumps, since the used analytical solution of a pump with a rotating disc is probably physically unrealistic, because of the introduction of assumptions that was necessary to find a solution.

Key words: Artificial heart, Friction pumps, Blood, Hemolysis, Thrombosis, Blood damage index

1. UVOD

Od svih organa koje posjeduje, čovjek je najviše svjestan srca i najviše pazi na njegov pravilan rad. Može se reći da su spekulacije o srcu stare kao i pisana povijest. Neki od drevnih učenjaka iz drvenog Egipta, Grčke, Kine i Rimskog carstva su točno sumirali ulogu srca kao pumpu koja pumpa krv kroz žile. Aristotelov pogled je doveo do krivo zaključka da je srce i centar emocija, uvjerenje koje je trajalo čitavi srednji vijek. U 16 st. disekcijama i Vesalusevim anatomskim slikama, došlo je do znatno boljeg razumijevanja kardiovaskularne anatomije i razvoja znanosti koja je proučavala rad srca i liječenje njegovog poremećaja, danas poznate kao kardiologija. U prvim desetljećima 20 st. nije se mogla prepisati nikakva posebna njega za liječenje srca osim ležanja u krevetu. Tek otkrićem nitroglicerina se je počela razvijati njega za srčane bolesnike. [1]

U današnje vrijeme pojavljuju se jako velika potreba za razvojem novih tehnika liječenja kardiovaskularnih bolesti kao i razvoj novih uređaja i alata vezanih za isti problem. U tu problematiku nas može uputiti primjer istraživanja od strane *National Center for Chronic Disease Prevention* koja pokazuje kako u Americi preko 61 miliona ljudi boluje od teških srčanih bolesti, a oko 950 000 umire godišnje od posljedica srčanih bolesti. [2] Istraživanja od strane *European Heart Network* organizacije pokazuju kako u Europi oko 4 milijuna smrti uzrokovano kardiovaskularnim bolestima, od kojih je 1,9 milijuna u području Europske Unije. Iz ovih statističkih podataka se može uočiti potreba za razvojem srčanih pumpi, i njihova uloga pri smanjenju broja preminulih uzrokovanim bolestima srca. [3]

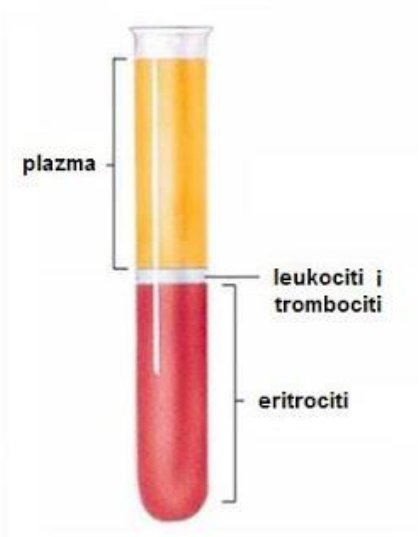
Danas se umjetne srčane pumpe koriste kao ugradbene (bilo kao pomoćne jedinice koje zamjenjuju samo funkciju lijeve klijetke ili cijelog srca) ili vanjske jedinice koje se koriste u fazi čekanja na operaciju ili tijekom same operacije srca. U ovom radu se analiziraju i uspoređuju dva tipa frikcijskih pumpi sa stajališta primjene za pumpanje krvi, bilo za ugradbene ili vanjske jedinice. Prvi tip je cilindrična pumpa (rotor je oblika cilindra čijom rotacijom se ostvaruje željeni prirast tlaka), a drugom slučaju je rotor oblika diska. Za obje varijante će se temeljem analitičkih rješenja laminarnog strujanja krvi (kao newtonske tekućine) odrediti dimenzije pumpe i potrebnu brzinu vrtnje rotora za ostvarivanje fizioloških vrijednosti protoka i prirasta tlaka, te smična naprezanja u krvi i indeks oštećenja crvenih krvnih zrnaca, temeljem čega će se zaključiti o primjenjivosti takvih rješenja za stvarne potrebe.

2. Krv

Krv je fluid koji struji tijelom i osigurava njegov život. Zajedno sa srcem i krvnim žilama, krv je ključni element kardiovaskularnog sustava. [4] Krv se ubraja u tekuće tkivo, a ukupni volumen krvi kod odrasle osobe iznosi oko 5 litara. Uloga krvi u tijelu je:

- transport kisika i ugljikovog dioksida - funkcija disanja
- transport hranjivih tvari iz crijeva stanicama u tijelu - funkcija prehrane
- izlučivanje štetnih tvari iz tijela
- održavanje tjelesne temperature
- održavanje količine vode u tijelu
- održavanje ionskog sastava i pH vrijednosti
- obrana tijela od infekcija
- transport ostalih tvari kao što su hormoni i vitamini [5]

Na slici 1 je prikazan sastav krvi koji se uočava nakon taloženja. Gornji sloj na dijagramu je krvna plazma. Ona se sastoji od raznih soli i proteina otopljenih u vodi. Srednji sloj se sastoji od bijelih stanica leukocita i trombocita, dok se donji sloj sastoji od crvenih krvnih stanica eritrocita koji daju krvi crvenu boju [4].



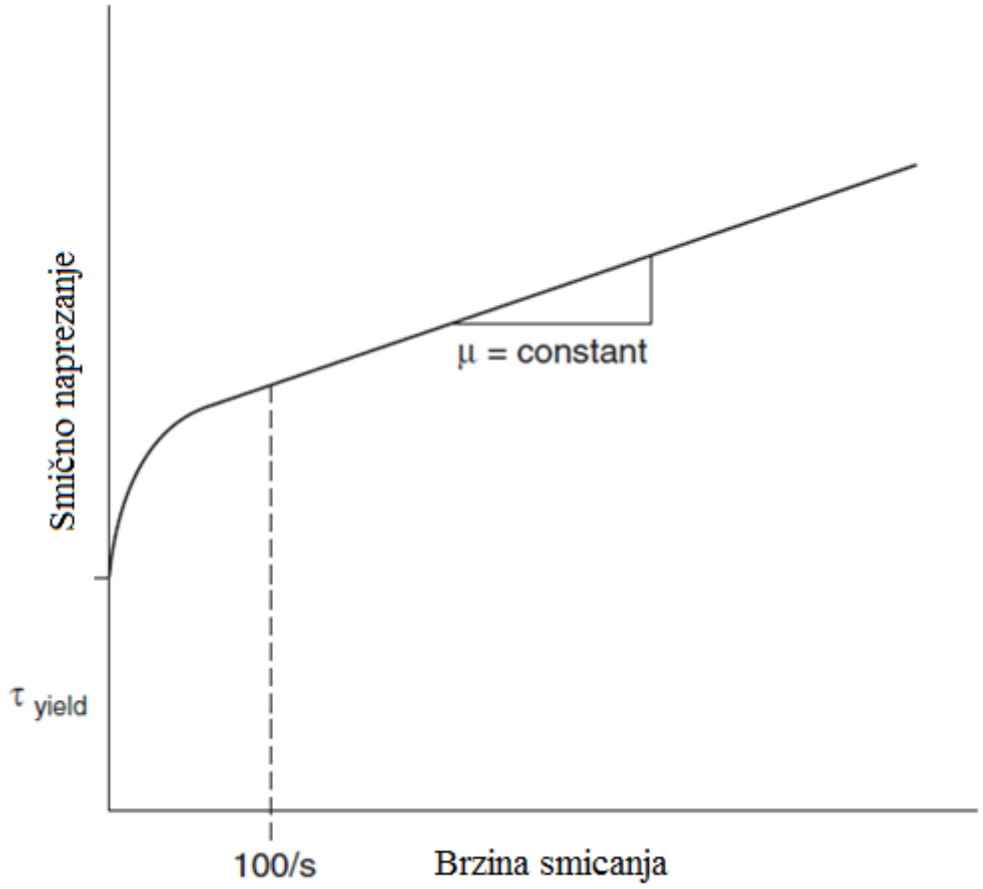
Slika 1. Dijagramski prikaz sastav krvi u epruveti[5]

Svojstva krvi

Kod prosječne zdrave osobe krv čini 6 do 8 posto tjelesne mase. Gustoća krvi je nešto veća od gustoće vode i iznosi oko *1060* kg/m^3. Tom povećanju gustoće najviše pridonose eritrociti.

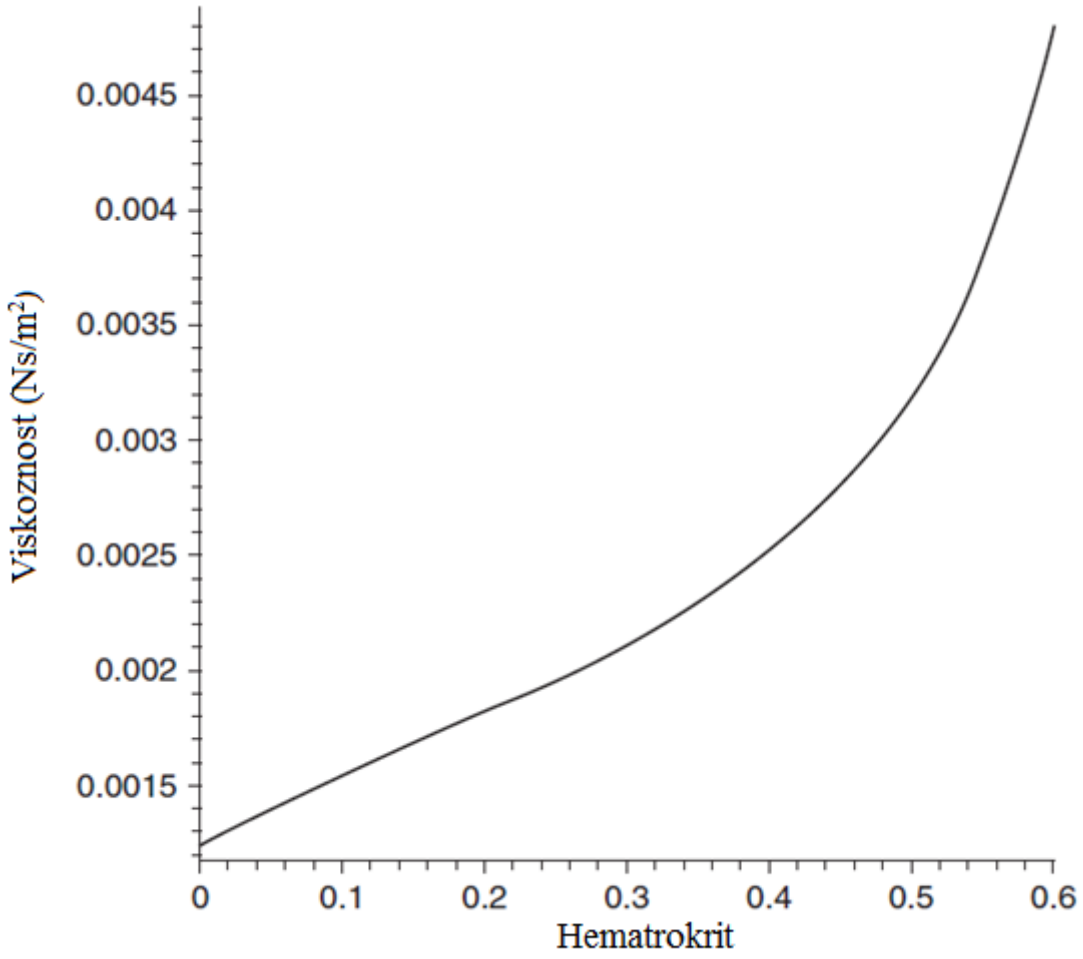
Viskoznost krvi se kreće u rasponu od *0.003* do *0.006* Ns/m^2. Krv spada u kategoriju ne newtonskih fluida, što znači da viskoznost nije konstantna uz promjenu gradijenta brzine smicanja (slika 2)[6]. Krv se ponaša kao newtonski fluid kada struji kroz cijevi promjera većeg od *1mm* i gradijentom brzine smicanja većeg od *100* s^{-1}, i veza između naprezanja i brzine deformacije se može se aproksimirati izrazom:

$$\tau = \mu \cdot \dot{\gamma} \qquad (1)$$



Slika 2. Odnos gradijenta brzine i smičnog naprezanja [7]

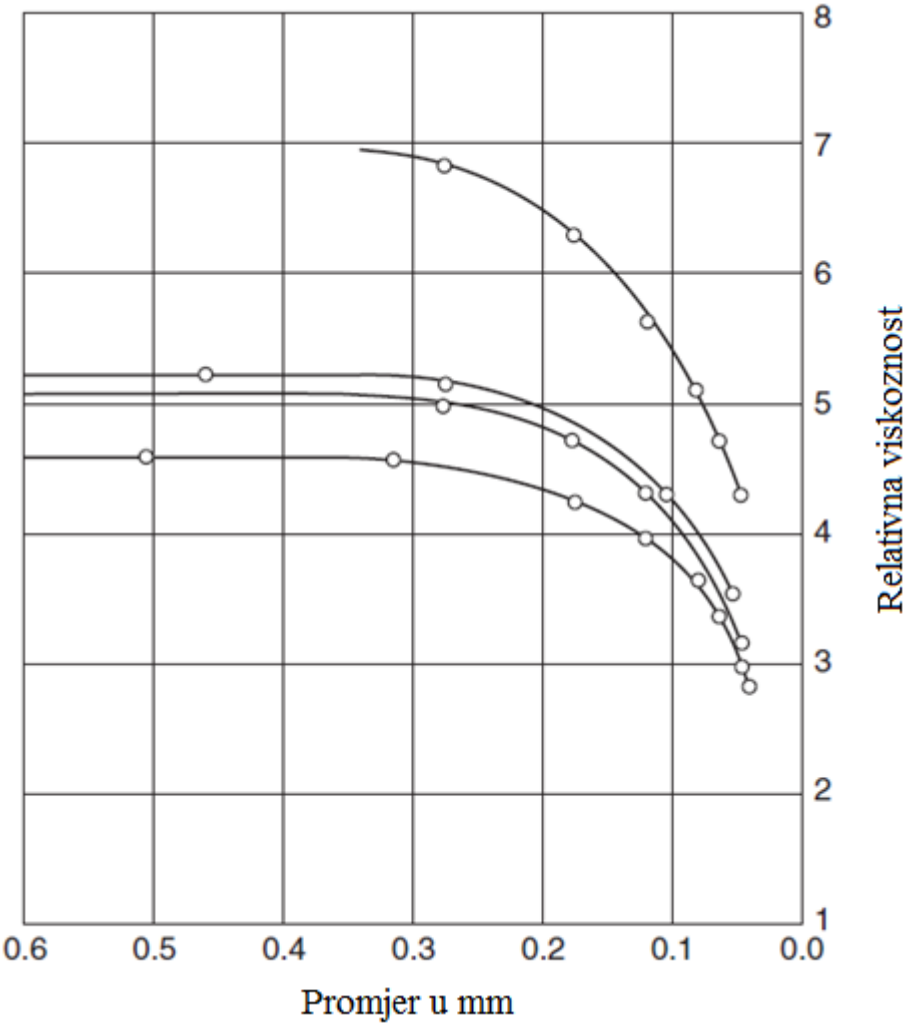
Isto tako viskoznost krvi ovisi i o promjeni temperature, no kako se ljudsko tijelo održava na konstantnoj temperaturi od *37°C* taj se utjecaj može zanemariti. Na viskoznost također utječe i hematrokrit (postotak crvenih krvnih zrnaca u krvi), što je prikazano dijagramom na slici 3.



Slika 3. Viskoznost u zavisnosti o hematrokritu u krvi [7]

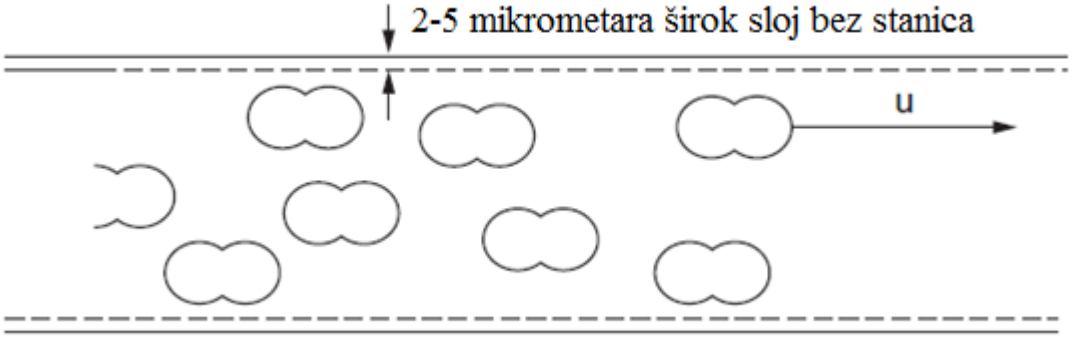
Hematrorit se definira kao volumni udio koji zauzimaju eritrociti. Pošto je uloga eritrocita transport kisika i ugljik dioksida po tijelu, hematrokrit je jako važan parametar koji utječe na sposobnost transporta tih plinova po tijelu. Kod prosječne muške osobe hematrokrit u krvi iznosi od *42* do *45%*. Vrijednosti hematrokrita ispod *40%* se vežu uz anemiju, dok se vrijednosti hematrokrita veće od *50%* vežu uz polisitemiju [6].

Švedski patologist i henatologist Robert (Robin) Sanno Fåhræusse i švedski liječnik JohanTorsten Lindqvistsu otkrili da krv, kada struji žilama promjera manjim od *1,5* mm dolazi do prividnog smanjenja viskoznosti. Ova pojava poznata je kao Fåhræusse-Lindqvistov efekt. Dijagram na slici 4 prikazuje ovisnost viskoznosti o promjeru cijevi kao što je originalno objavljen u njihovom članku 1931. godine.



Slika 4. Fåhræusov dijagram utjecaja promjera cijevi na viskoznost krvi[7]

Slika 5 prikazuje shemu strujanja krvi kroz malu cijev. Kako se promjer sloja bez stanica povećava, tako se viskoznost krvi smanjuje. Međutim, kada bi promjer cijevi približio promjeru eritrocita, viskoznost bi dramatično porasla.

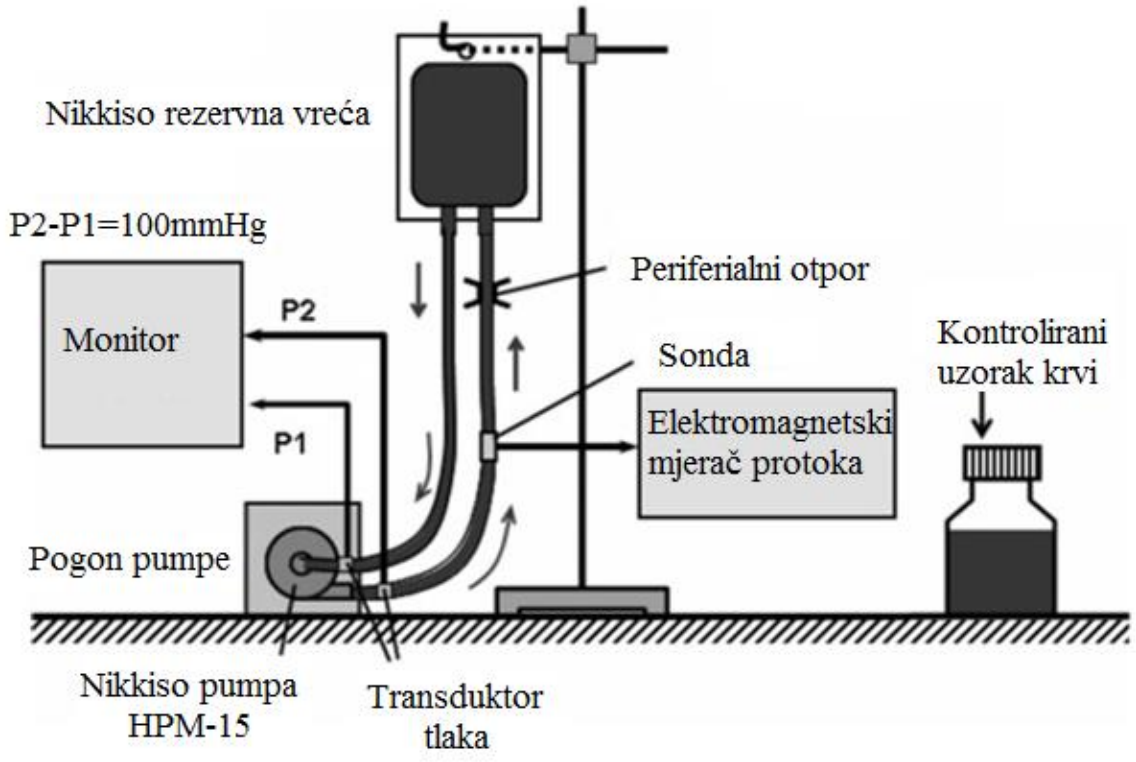


Slika 5. Strujanje eritrocita kroz cijev malog promjera [7]

Kod strujanja krvi kroz cijevi promjera manjeg od približno *1mm* viskoznost nije konstantna glede promjera cijevi. Zbog toga se u takvim krvnim žilama krv ponaša kao ne-newtonski fluid [7].

Oštećenja krvi

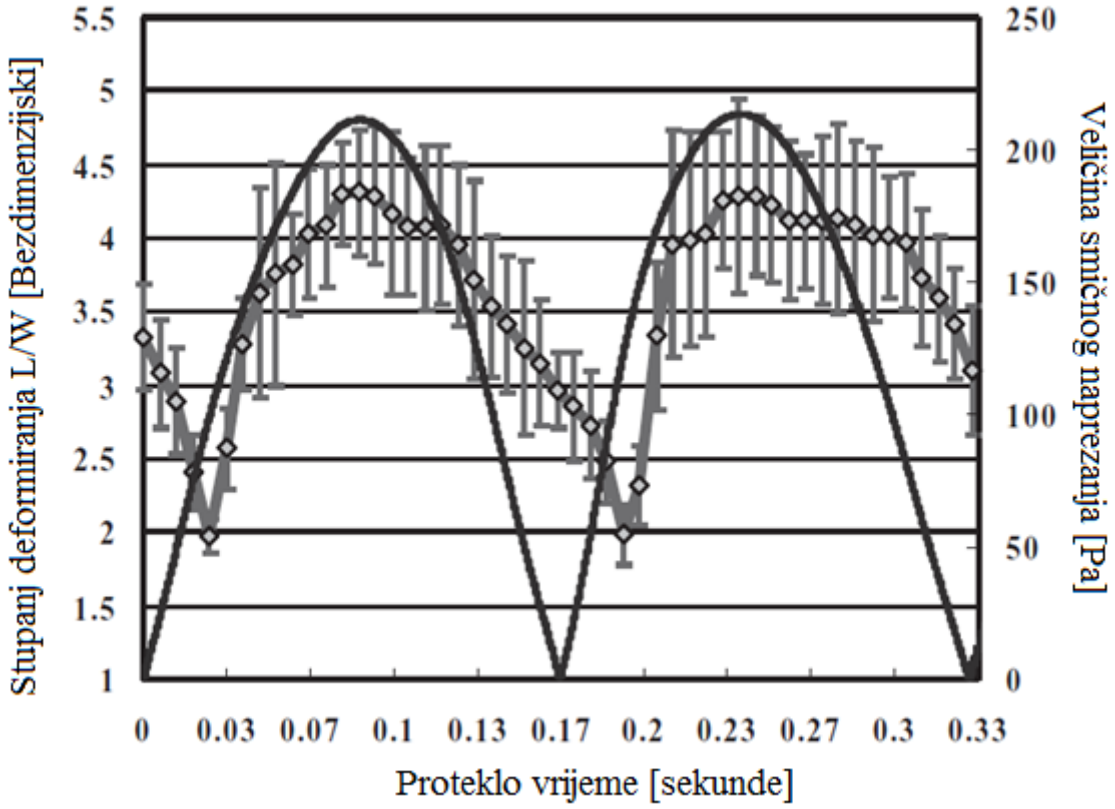
Oštećenje krvi se veže uz krvne stanice a može se podijeliti na hemolizu (oštećenjem crvenih krvnih stanica) i trombozu(stvaranjem ugruška ili tromba u krvi) [8].Hemoliza je trajno oštećenje crvenih krvnih stanica do kojeg dolazi pri velikim smičnim naprezanjima pri kojima se eritrociti deformiraju. Kod dužeg izlaganja smičnim naprezanjima dolazi do pucanja membrane eritrocita i ispuštanja hemoglobina u krvnu plazmu, što čini hemoglobin glavnim indikatorom hemolize [8,9]. Prekomjerna hemoliza može uzrokovati anemiju, a hemoglobin bez plazme je otrovan za bubrege i može uzrokovat zatajenje nekoliko organa [9].



Slika 6. Shematki prikaz pokusa hemolize [10]

Tim znanstvenika iz Tokija je 2007. godine objavio članak o eksperimentu mehanizma hemolize u rotacijskim srčanim pumpama u svrhu saznanja odnosa između deformabilnosti eritrocita i krvnog oštećenja u rotacijskim pumpama. Za eksperiment je korištena svinjska

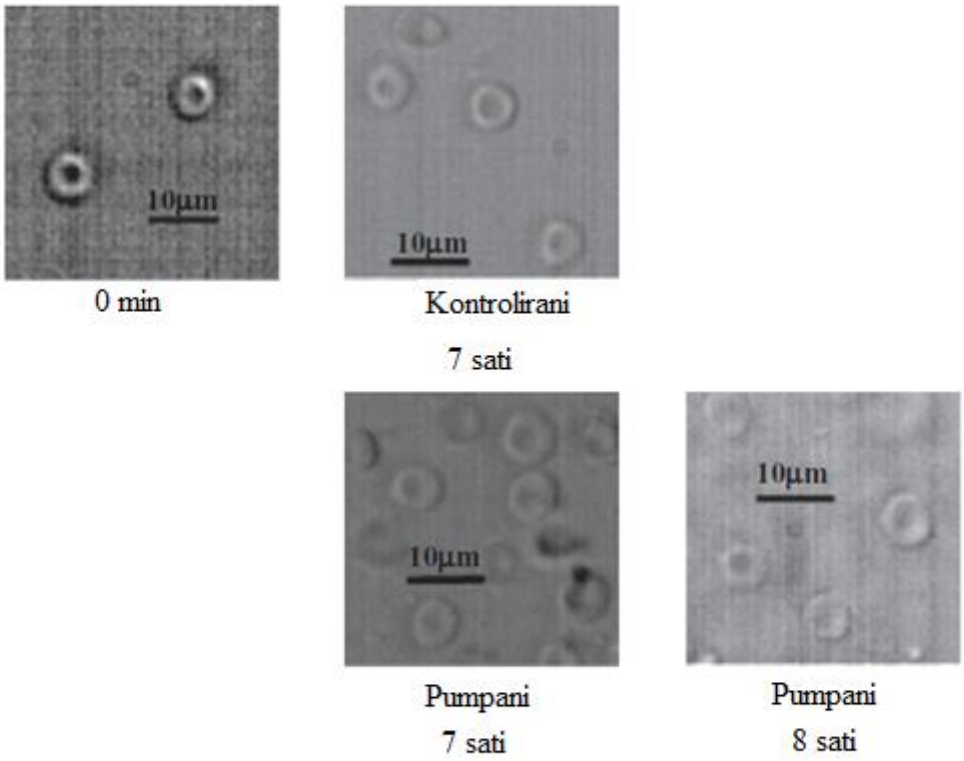
krv, koja je zadovoljavala sve zahtjeve hemolizijskog protokola. U eksperimentu se je koristila komercijalna Nikkiso HPM-15 centrifugalna pumpa za izvršavanje mehaničkih naprezanja krvnih stanica. Shema eksperimenta je prikazana slikom 6. U ovom se je eksperimentu koristilo *500* ml svinjske krvi, od kojih je *50* ml prikupljeno u staklenu posudu za kontrolu. Eksperiment je proveden pri sobnoj temperaturi. Između ulaznog i izlaznog dijela pumpe tlak je iznosio *100* mmHg, uz volumni protok od *5* l/min. Svakih sat vremena uzimalo se *1,5* ml krvnog uzorka iz hemolizijske struje i staklene posude za kontroliranje uzorka, kako bi se analizirala deformiranost crvenih krvnih stanica i razina hemoglobina.



Slika 7. Deformacija L / W svinjske krvi u ovisnosti o vremenu [10]

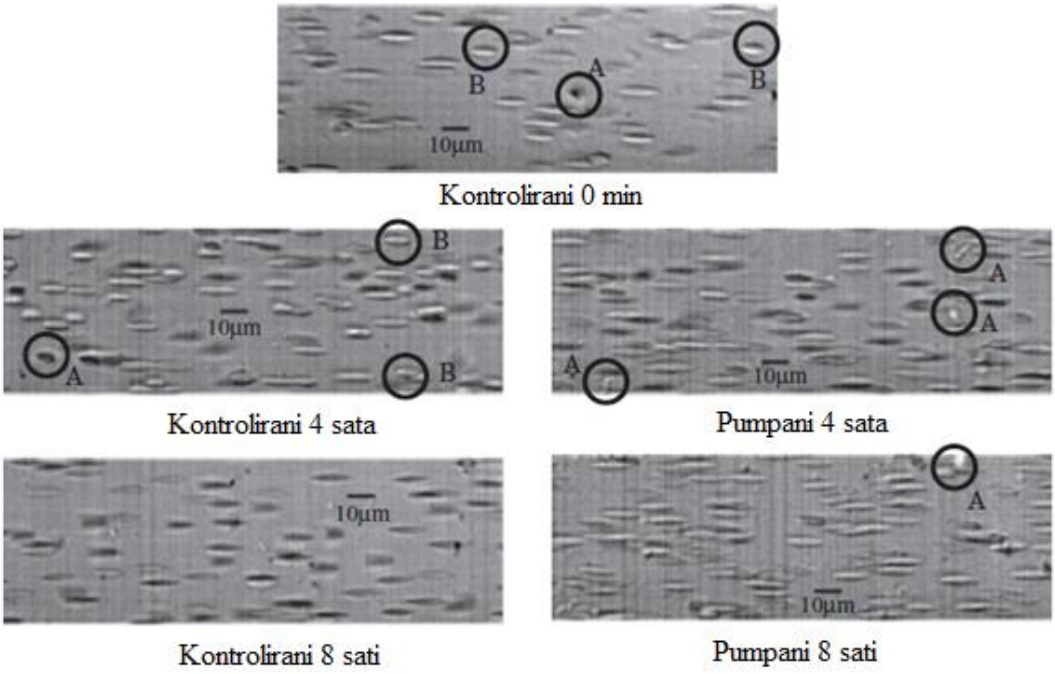
Na slici 7 je dijagramski prikaz rezultata eksperimenta hemolize, gdje je prikazan stupanje deformacije L/W vrijednosti u ovisnosti o vremenu, gdje L predstavlja dužu, a W kraću os promatrane crvene krvne stanice. Smično naprezanje na dijagramu je dobiveno množenjem trenutnih brzina smicanja izračunatih brzinom staklene posude i viskoznosti fluida *207* mPa·s. Približna vrijednost smičnog naprezanja pri frekvenciji *3* Hz iznosilo je *211* Pa. Svježe svinjske crvene krvne stanice pokazuju asimetričnu promjenu L/W kod brzih

deformacija i kratkih faza oporavka od oscilacija sinusnog smičnog naprezanja, što je u suglasnosti s ljudskom krvi, kako je izvijestio Watanabe.



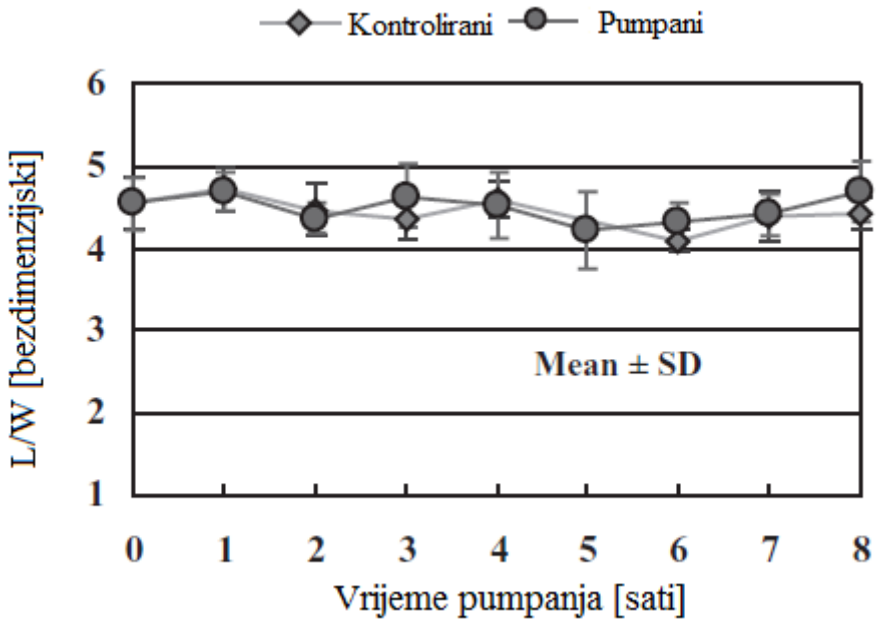
Slika 8. Video slike kontroliranog i pumpanog uzorka eritrocita u vremenskim intervalima 0, 7 i 8 sati prije smicanja uzrokovanog cikličkim promjenama smičnog naprezanja[10]

Na slici 8 je prikazan snimak crvenih krvnih stanica prije početka ispitivanja s generatorom cikličkih izmjeničnih smičnih naprezanja. Na slici je prikazan tipični izgled kontrolnog uzorka i onog koji prolazi kroz pumpu. Na slici 9 su prikazani uzorci s maksimalnim deformacijama kontrolirano i pumpanog uzorka uzorkovanog u vremenskim točkama od 0, 4 i 8 sati. Pretpostavlja se da je najviše smično naprezanje proizvedeno generatorom cikličkih izmjeničnih smičnih naprezanja *221* Pa. Na slici 9 su također zaokruženi abnormalni oblici crvenih krvnih stanica i označeni s slovom A za neobičan oblik, i slovom B za mali iznos L/W.

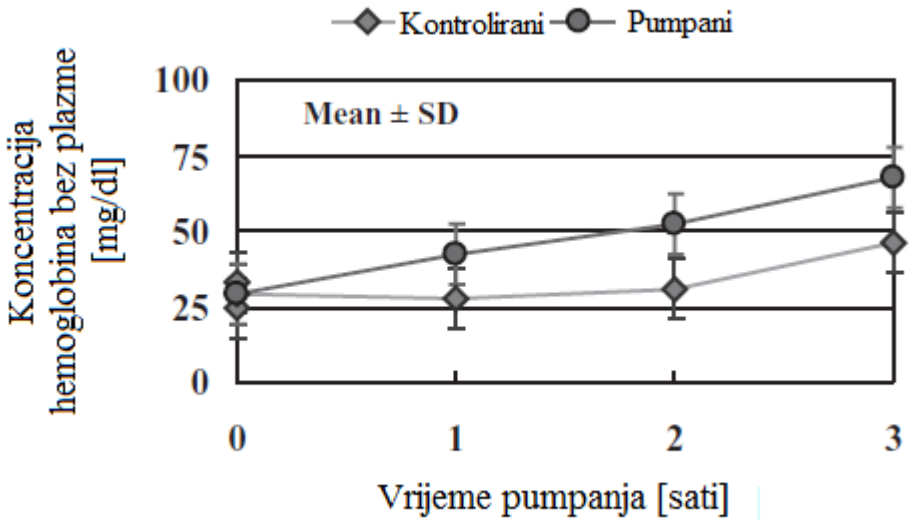


Slika 9. Maksimalno izdužene eritrocita kontrolnih i pumpanih uzoraka u vremenskim točkama od 0 i 4 i 8 sati. [10]

Na slici 10 je prikazan odnos L/W za kontrolirani i pumpani uzorak. Iz dijagrama se može vidjeti kako se kroz vrijeme trajanja eksperimenta taj omjer kreće oko *4,5*. Iz dijagrama se može vidjeti da nema značajnih razlika u deformiranju stanica u odnosu na omjer L/W.

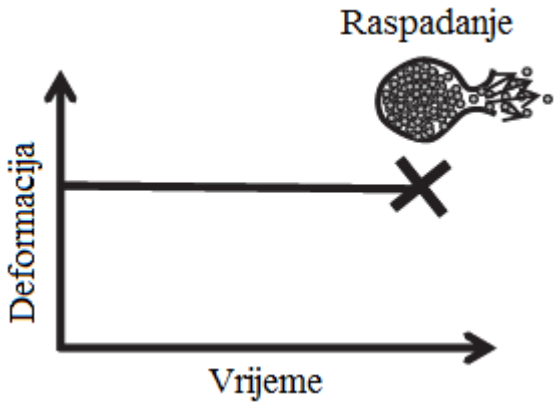


Slika 10. Prosječan L/W eritrocita [10]



Slika 11. Koncentracija hemoglobina bez plazme kroz proces hemolize [10]

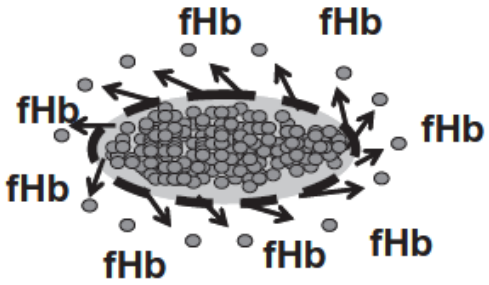
Slika 11 prikazuje koncentraciju hemoglobina bez plazme kroz proces hemolize u kontroliranim i pumpanim uzorcima. Na dijagramu se vidi kako se koncentracija hemoglobina bez plazme postupno povećavala kroz period od tri sata. Nakon tri sata ta koncentracija kontroliranog uzorka je iznosila *38* mg/dL, dok je koncentracija pumpanog uzorka iznosila *68mg/dL*. Kroz čitav eksperiment*8,8* mg hemoglobina je ispušteno u plazmu dok su kroz pumpu prolazili eritrociti koji su u sebi sadržavali sveukupno *1*kg hemoglobina.



Slika 12. Hipoteza I pucanja crvenih krvnih stanica [10]

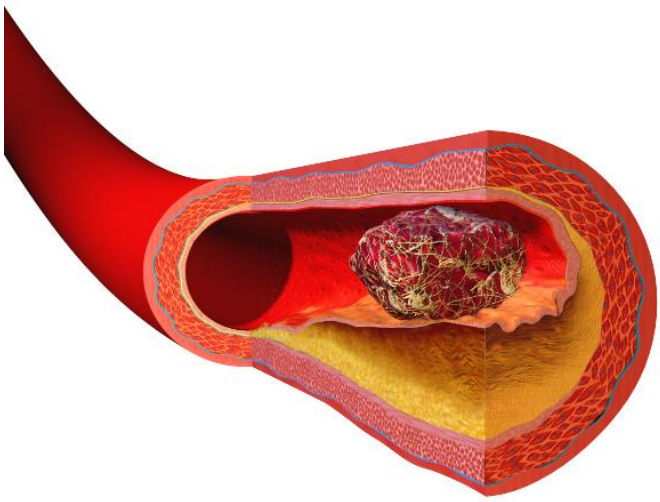
Nakon provjere rezultata i praćenja eksperimenta, znanstvenici koji su radili ovaj eksperiment su došli do dviju hipoteza vezanih za hemolizu. Prva hipoteza (slika 12) pretpostavlja da se deformabilnost crvene krvne stanice ne mijenja, već ostaje konstantna sve do trenutka naglog pucanja membrane. Kako prva hipoteza pretpostavlja zamor i naglo

pucanje membrane, druga hipoteza (slika 13.) predviđa propuštanje hemoglobina kroz mikropore uslijed smičnih naprezanja koja djeluju na crvene krvne stanice. No nijedna od ovih hipoteza u ovom eksperimentu nije dokazana [10].



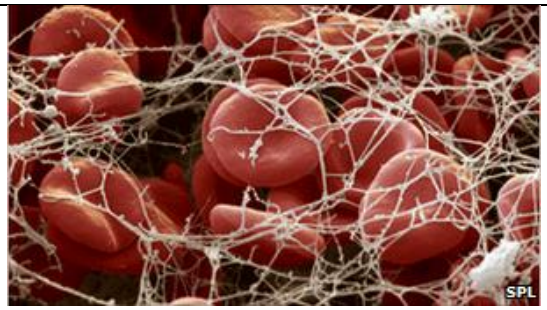
Slika 13. Hipoteza II pucanja crvenih krvnih stanica [10]

Tromboza je pojava pri kojoj dolazi do formiranja tromba unutar krvnih žila. Trombi se talože uz stijenke žila i tako smanjuju protok krvi, a daljnjim taloženjem tromba može doći do začepljenja krvnih žila. Pojava nastajanja tromba je prikazana na slici 14. Trombi najčešće nastaju pri oštećivanju krvnih žila kao obrambeni mehanizam protiv gubitka krvi. [11]



Slika 14. Nastanak tromba u arteriji[11]

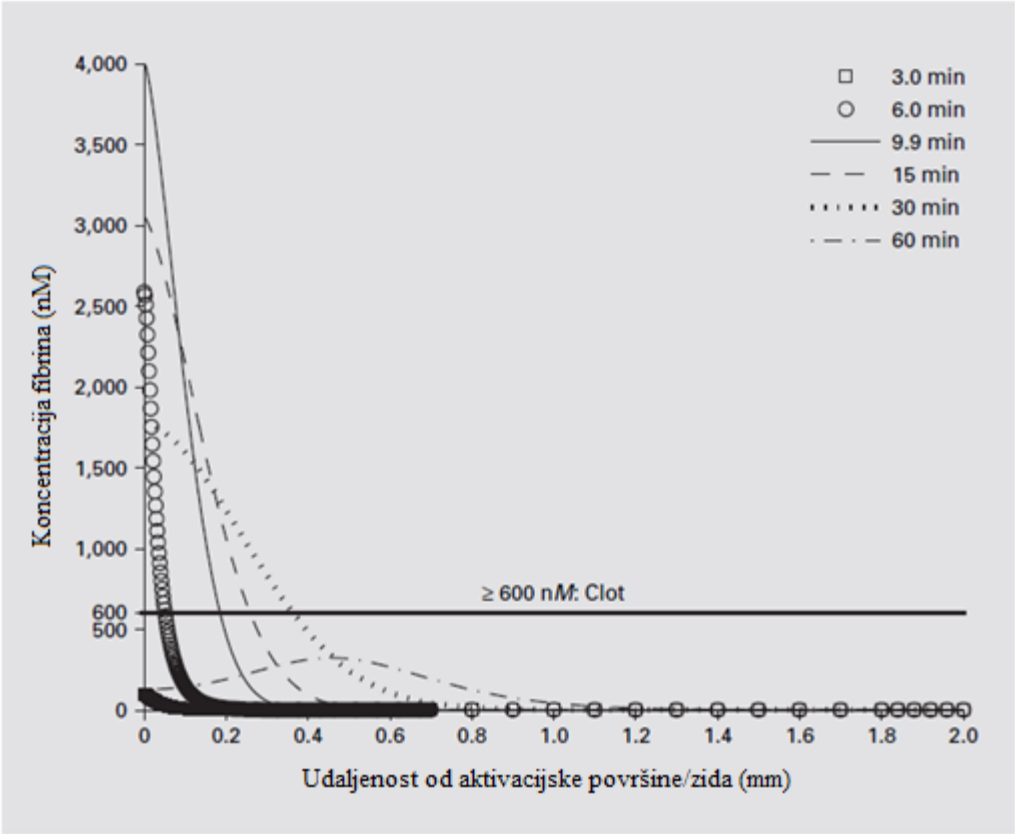
Trombi su poput krvnih ugrušaka, nakupina krvnih stanica zarobljenih u mreži fibrina koji vjerojatno nastaje istim principom kao i kod krvnih ugrušaka (slika 15). Za razliku od zgrušavanja krvi tromboza ima drukčiji mehanizam inicijacije. [12]



Slika 15. Krvni ugrušak [13]

Tri su glavna uzroka nastanku tromba: hiperkoagulacija (koja može biti inicirana npr. genetskim poremećajem), oštećenje krvnih žila i poremećaj u strujanju krvi [11].

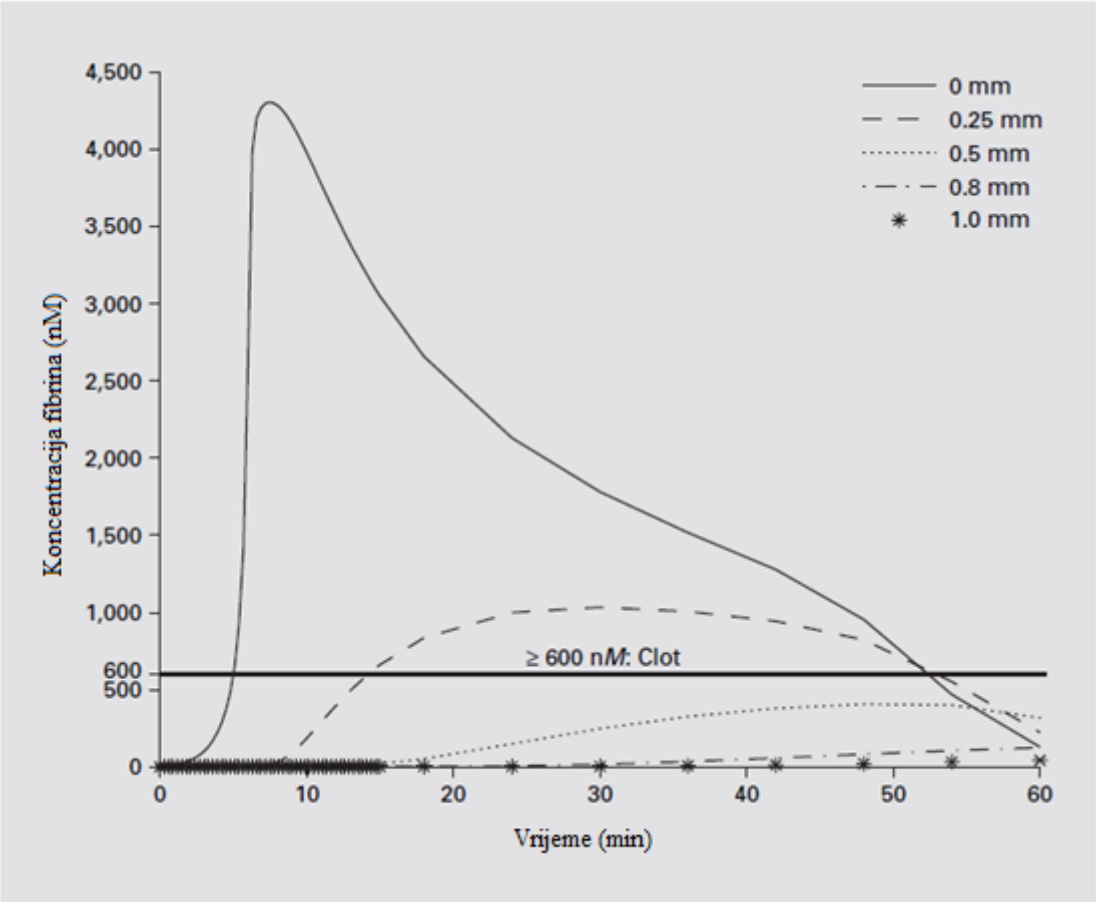
U svrhu ovog rada prva dva uzroka se mogu zanemariti. Kod srčanih pumpi, kao i kod ljudskog srca, stvaranju tromba najviše pridonosi poremećaj u strujanju krvi. Kod organskog srca, protok krvi je manji i sporiji tijekom sistoličkog izbacivanja krvi iz klijetki, što zajedno s kontrakcijom atrija dovodi do stagnacije krvi i posljedice formiranja tromba.



Slika 16. Prostorni razvoj koncentracije fibrina tijekom formiranja, rasta i lize ugruška [14]

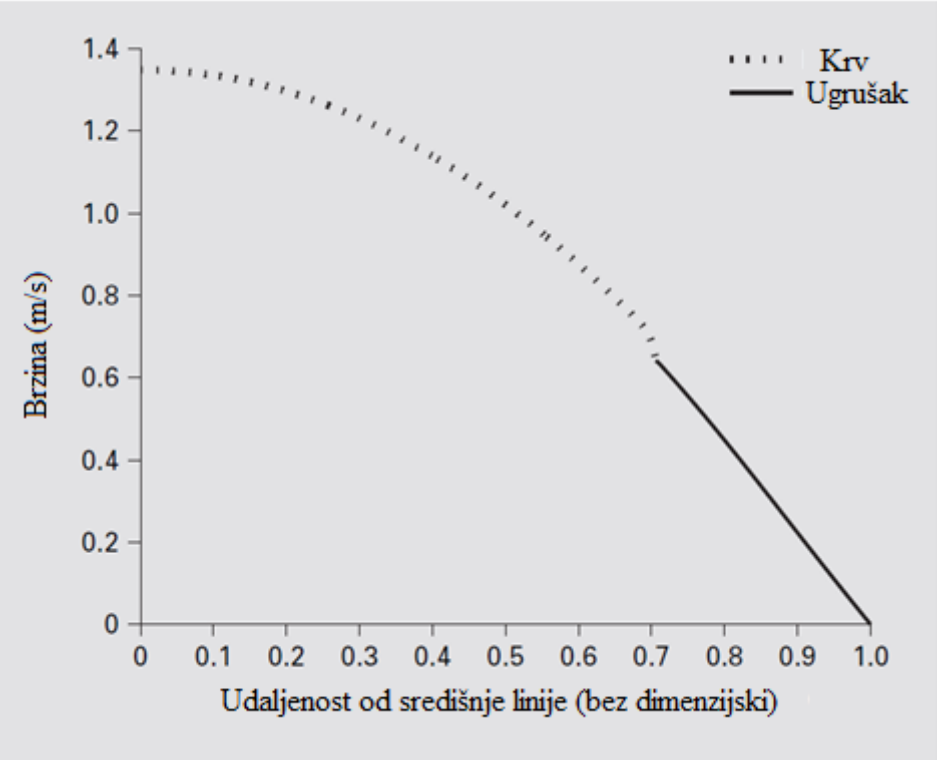
U normalnim uvjetima smatra se da nema ugruška u krvi. Kada koncentracija fibrina u području strujanja krvi prijeđe iznos od *600* nM, onda se u tom području može pratiti nastanak ugruška. Tim stručnjaka iz SAD-a je objavio članak vezan za model stvaranje krvnih

ugrušaka. Rezultati fibrinolize prikazani su u dijagramima 16 i 17 u periodu od *60* min. Na slici 16 se može vidjeti kako se ugrušci pojavljuju nakon *5.1* min. Na slici 17 se vidi kako u *30min* nakon trombogenog poticaja ugrušak postiže najveću debljinu od *0.4* mm, prije otapanja koje se događa oko *52* min na slici 16.

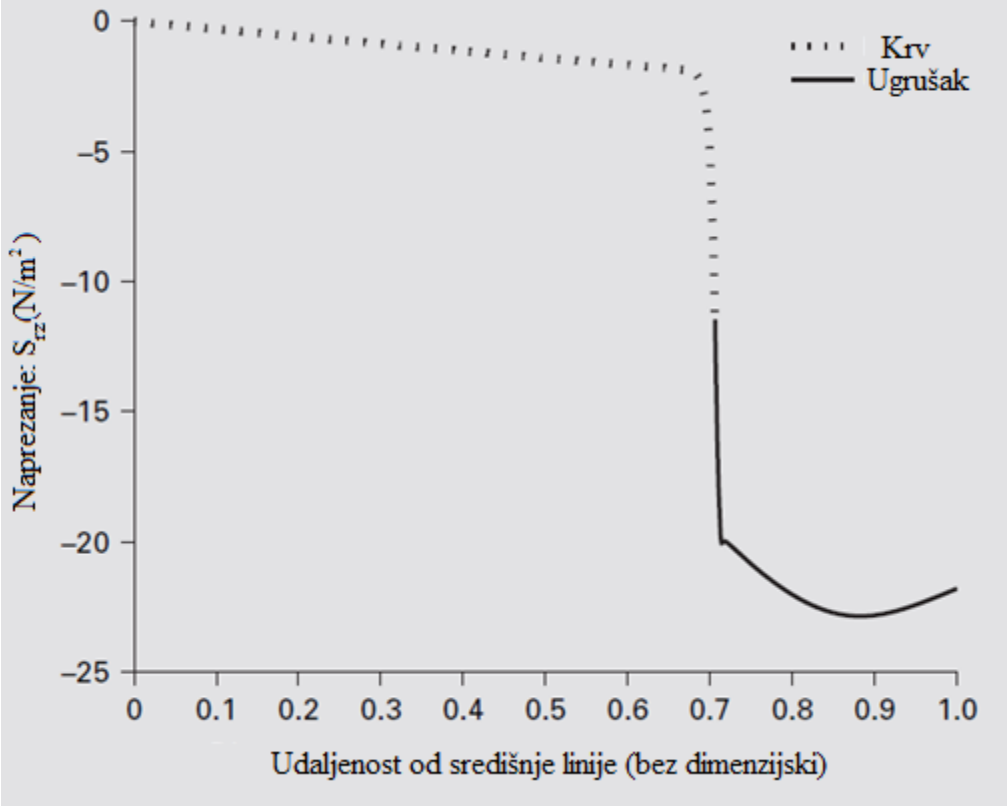


Slika 17. Vremenski razvoj koncentracije fibrina tijekom formiranja, rasta i lize ugruška [14]

Tim znanstvenika iz Teksasa koji su radili ispitivanja s modelom zgrušavanja krvi, uveli su kriterij zamijene gdje se prebacuju iz modela krvi u model ugruška (i obrnuto), na temelju aktivacija platela(trombocita) i lize (postupka razgradnje). Dijagram na slici 18 pokazuje kako kod ovog modela porast u udjelu ugruška smanjuje protok, dok dijagram na slici 19 prikazuje kako su smična naprezanja veća u području koja zauzimaju ugrušci [14].



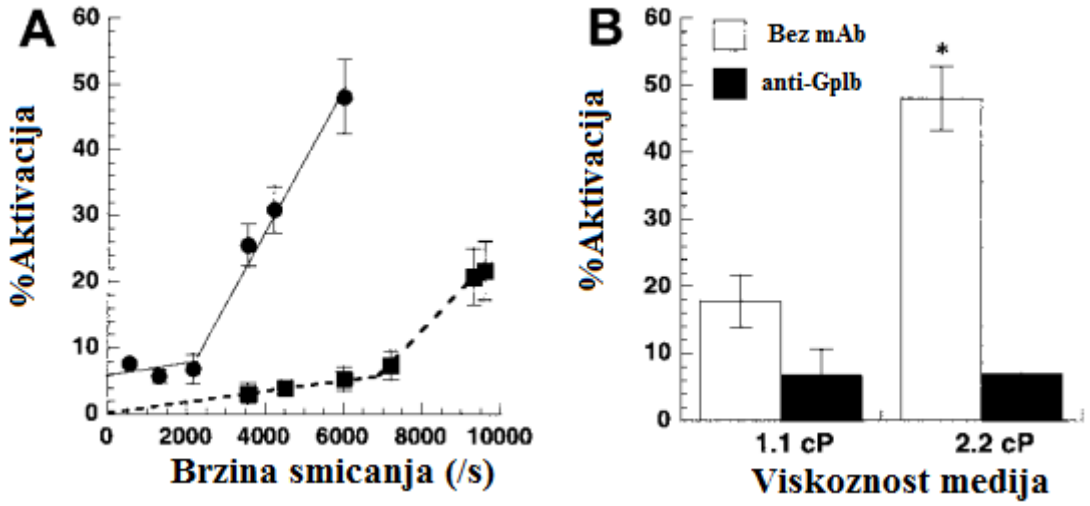
Slika 18. Predviđanje profila brzine krvi-ugruška 0.05s nakon primjene kriterija zamjene [14]



Slika 19. Predviđanje profila smičnog naprezanja krvi-ugruška 0.05s nakon primjene kriterija zamjene [14]

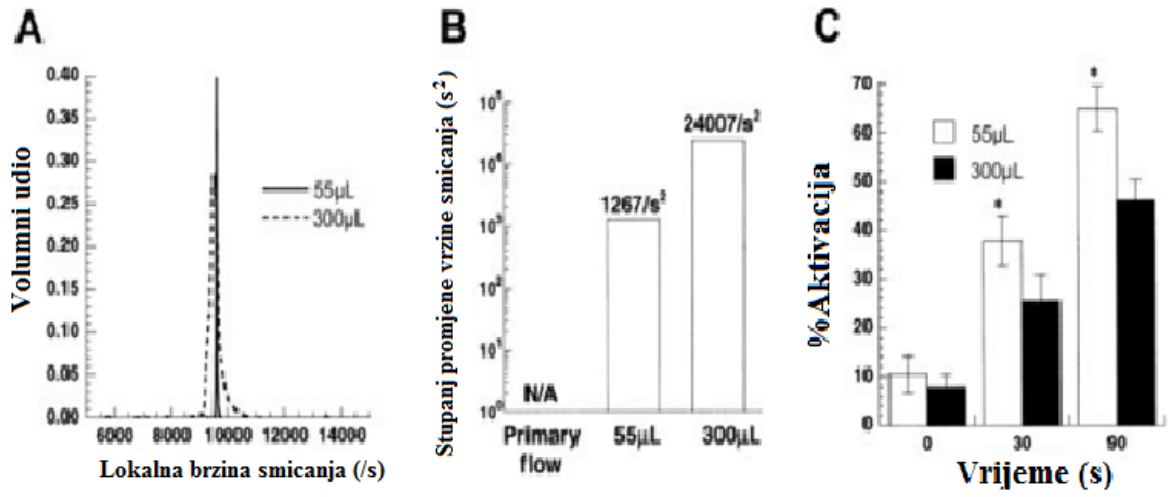
Aktivacija platela je glavni pokazatelj i inicijator stvaranja tromba. Kako su platele izložene naprezanju, one aktiviraju biokemijski mehanizam kojim započinje proces koagulacije. Brzina smicanja određuje brzinu i trajanje susreta između pojedinih stanica i molekula, smično naprezanje određuje veličinu primijenjene sile. Dijagram na slici 20 pokazuje utjecaj smičnog naprezanja na aktivaciju platela.

Na slici 20 A, s crnim kružićima je prikazana aktivacija platela u cijeloj krvi, dok s crnim kvadratićima uzorak izoliranih platela 10×10^6 stanica/ml. Krv je bila izložena brzinama smicanja od 0 do 9600 s^{-1} , dok se je minimalna aktivacija kod izoliranih platela pokazala ispod 6800 s^{-1}. Iznad tog praga brzine smicanja, aktivacija se sa smicanjem značajno povećava. Cjelokupna krv također prokazuje ponašanje, gdje aktivacija naglo raste nakon 2200 s^{-1}. Granično smično naprezanje kod izoliranih platela iznosti 7.5 N/m^2 (pri viskoznosti krvi 0.0011Pas), dok kod cijele krvi iznosi 8.3 N/m^2 (pri viskoznosti krvi 0.0038Pas). U B dijelu dijagrama prikazan je rezultat drugog eksperimenta provedenim na izoliranim platelama, udvostručena je srednja viskoznost krvi dodavanjem *1,5%* m/V dekstrana ili jednaka količina HEPES-abafera. Viskoznost u kontroliranim uzorcima je iznosila 1,1 cP (0.0011Pas), a uzorcima razrijeđenim s dekstranom 2.2 cP (0.0022Pas). Za newtonske tekućine kao što je npr. razrijeđeni uzorak suspenzije stanica, dodavanje 1.5% dekstrana udvostručuje smična naprezanje bez mijenjanja brzine smicanja. Pri brzini smicanja od 9600 1/s, to je dovelo do 3,3 puta veće aktivacije platela. U kontrolnim pokusima, primijetili smo da su inkubacije platela s dekstranom u vremenskom intervalu od 3 minute nije samo po sebi izazvalo aktivaciju platela.



Slika 20. Utjecaj smičnog naprezanja na aktivaciju platela [15]

Slika 21 pokazuje utjecaj vremenske izloženosti platela naprezanju na aktivaciju platela u dva uzorka volumena 55 µl i 300 µl. Na slici su tri dijagrama, gdje su A i B dijagrami numeričke analize eksperimenta, a C dijagram eksperimentalnih podataka. Dijagram na slici 21 A prikazuje raspodjelu lokalnog smicanja u viskozimetru za 2 volumna uzorka izračunata na temelju numeričkog rješenja strujanja u ovom uređaju. Prosječna brzina smicanja u svakom eksperimentu je jednaka (oko 9600 s^{-1}), iako je odstupanje od prosjeka veće za veći volumen uzorka. Dijagram 21 B prikazuje srednju brzinu promjene brzine smicanja primijenjene na stanice/molekule koje struje za dva navedena volumna uzorka. Vremenski ovisna smična naprezanja su oko 19 puta veća za veće volumene uzorka. Dijagram 21 C prikazuje rezultate eksperimenta gdje se vidi kako se kod manjeg volumnog uzorka pojavljuje veći udio aktivacije platela. Kod većeg volumnog uzorka ta se aktivacija smanjila za približno 30%.



Slika 21. Ovisnost vremena izloženosti smičnim naprezanjima na aktivaciju platela [15]

Modeliranje oštećenja krvi

Kod eksperimenata kod kojih su platele i eritrociti izloženi jako dobrim uvjetima kontroliranog smičnog naprezanja, pokazalo se da postoji iznos smičnog naprezanja ispod kojeg se ne može uočiti oštećenja. Kod platela i eritrocita taj prag je 10 N/m^2 i 150-400 N/m^2. Kada se taj prag prijeđe tada oštećenje postaje funkcija smičnog naprezanja i vremena izlaganja smičnom naprezanju. Najpoznatiji model prikazuje oštećenje eritrocita i platela kao funkciju smičnog naprezanja i vremena izlaganja istom:

$$HI = \frac{\Delta Hb}{Hb}(\%) = 3.62 \cdot 10^{-5} \cdot t^{0.785} \cdot \tau^{2.216} \qquad \textbf{(2)}$$

$$PLI(\%) = \frac{\Delta PI}{PI}(\%) = 3.66 \cdot 10^{-6} \cdot t^{0.77} \cdot \tau^{3.075} \quad \textbf{(3)}$$

Gdje je *HI*, indeks hemolize koji predstavlja udio hemoglobina bez plazneme u krvi u odnosu na sveukupni hemoglobin nakon smičnog opterećenja. *PLI* je indeks lizeplatela koji predstavlja relativnu promjenu sveukupne koncentracije platela. Smično naprezanje je označeno s τ, dok je vrijeme izlaganja označeno s t.

Pokazalo se je da su hemoliza i aktivacija platela do neke mjere slične (iako je aktivacija platela puno složeniji proces), pa se izraz (2) i (3) mogu zapisati:

$$Lysis\ \ index(\%) = A \cdot t^{\alpha} \cdot \tau^{\beta} \quad \textbf{(4)}$$

Jednadžbe (2) i (3) su proizašle iz eksperimenata gdje su se krvne stanice izlagale konstantnom smičnom naprezanju u fiksnim vremenskim intervalima. No, takav izraz se ne može koristiti za slučajeve gdje su krvne stanice izložene vremenski uvjetovanom smičnom naprezanju i gdje utjecaj ima povijest izlaganja smičnom naprezanju, kao kod srčanih zalistaka. Oštećenje krvnih stanica nije izravni efekt i subliteralno oštećenje će se vjerojatno dogoditi pri malim smičnim naprezanjima i/ili malim vremenskim intervalima izlaganja. Za ovakve slučajeve umjesto izraza (4), koristit će se izraz za indeks oštećenja (*DI*) koji predstavlja kumulativno oštećenje platela ili eritrocita. Taj se indeks određuje numeričkim sumiranjem svih kontribucija krvnog oštećenja:

$$DI = \sum_{i=1}^{N} C \cdot t_i^{a} \cdot \tau_i^{b} \quad \textbf{(5)}$$

$$DI = \sum_{i=1}^{N} a \cdot C \cdot t_i^{a-1} \cdot \tau_i^{b} \cdot t^{i} \quad \textbf{(6)}$$

Gdje je τ_i promatrano smično naprezanje u i-om intervalu Δt_i, a N broj korak vremenskih intervala od t_0 do t. Goubergrits i Grigoni su doveli izraz (5) i (6) u pitanje, jer ta dva izraza ne uzimaju u obzir povijest opterećenja kroz koje su krvne stanice prolazile. Tako je Grigoni predložio prikladniji model zasnovan na principu dozimetrije:

$$DI = \sum_{i=1}^{N} C \cdot a \cdot \left[\sum_{j=1}^{i} \tau(t_j)^{\frac{b}{a}} \cdot \Delta t_j + D(t_0) \right] \cdot \tau(t_i)^{\frac{b}{a}} \cdot \Delta t^{i} \quad \textbf{(7)}$$

Gdje t_j vremenski interval u kojem se pretpostavlja da je smično naprezanje konstantno. $D(t_0)$ predstavlja dozu od početnog vremena ispitivanja. $\tau(t_j)$ je smično naprezanje u promatranom j-om vremenskom intervalu Δt_j, a t_j je vrijeme potrebno da krvna čestica stigne do j-te promatrane točke. Izraz (7) je točan s teorijskog stajališta, ali zato je eksperimentalna provjera je teška.

Yereswarapu je predložio alternativni model akumulacije krvnog oštećenja, koji isto tako uzima u obzir inicijalno oštećenje, povijest oštećenja i zavisnost o brzini opterećenja:

$$D(t_i) = D(t_{i-1}) + \left(\frac{\sigma(t_j)}{\sigma_0} \right)^{\tau} \frac{\Delta t}{\left[1 - D(t_{i-1})\right]^k} \quad \textbf{(8)}$$

Gdje je $D(t_0)$ oštećenje akumulirano prijašnjim prolaženjima kroz zalistak, σ skalarno naprezanje dobiveno iz tenzora naprezanja, a k i r empirijski parametri [16].

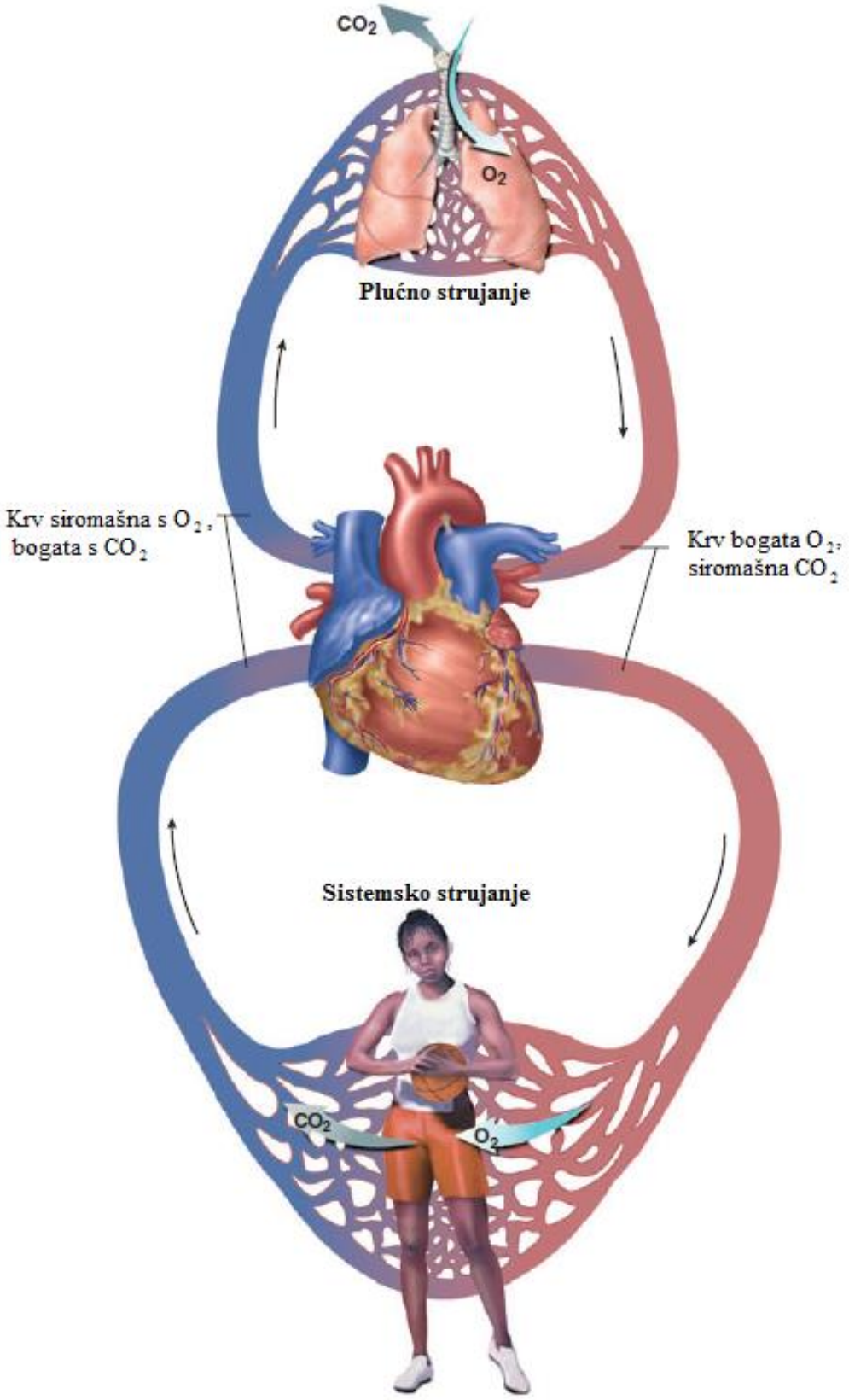
3. SRČANE PUMPE

Srčane pumpe su uređaji koji služe kao potpora za strujanje krvi kroz krvožilni sustav. Ovi uređaji se ugrađuju kao potpora srcu kod operacije teških srčanih bolesti, nakon kojih srce nije u stanju normalno obavljati svoju funkciju. Kako se je povećao broj ovakvih slučajeva (i nastavlja rasti), a broj donora srca je relativno sve manji, pojavila se je potreba za uređajima koji bi pomogli pacijentu dok čeka transplantaciju. Srčane pumpe se koriste kao potpora srcu, kako bi pomoglo preuzeti dio funkcije ili čitavu funkciju srca. Kod većih oštećenja srca, mogu u potpunosti preuzeti ulogu srca [2].

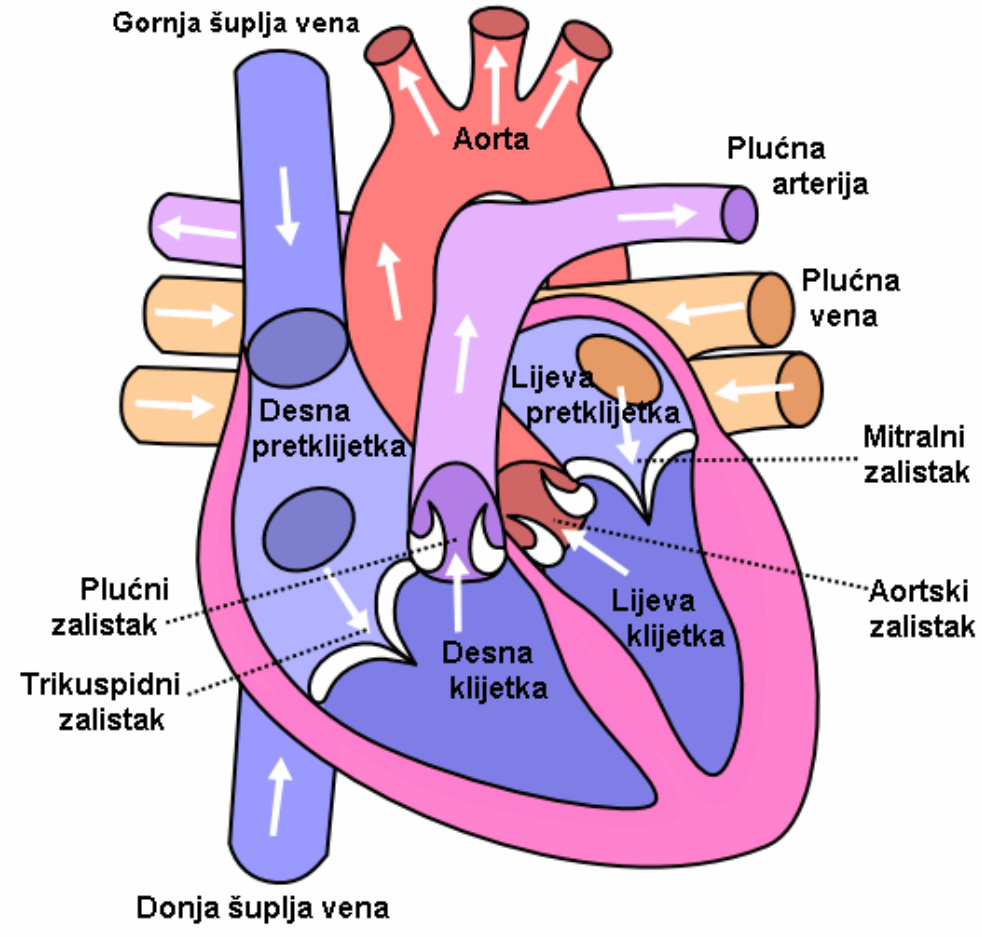
3.1. Ljudsko srce

Kako bi se uopće moglo razmišljati o razvoju srčane pumpe, prvo se treba znati uloga i glavne funkcije srca koje bi taj implantat trebao preuzeti. Zato se zahtijeva jako dobro poznavanje srca kao organa i njegova uloga u organizmu. Srce je vitalni šuplji mišić koji ima ulogu pumpe s četiri komore, koje je spojeno sa arterijama (krvnim žilama koje odvode krv iz srca) i venama (krvnim žilama koje dovode krv u srce).

Krvožilni sustav (slika 22) se dijeli na dva podsustava: plućno strujanje, kod kojega krv putuje do pluća gdje se plinovi razmjenjuju, nakon čega se vraća natrag u srce i sistemsko strujanje, koje opskrbljuje ostale organe s krvlju. Slika 23 prikazuje shemu srca. Desna strana srca izvršava funkciju plućnog strujanja. Taj segment srca zaprima krv koja je prostrujala kroz tijelo, opskrbljujući ga kisikom i hranjivim tvarima i preuzela ugljikov dioksid i ostale šetne tvari. Kisikom osiromašena krv se kroz plućnu arteriju šalje u pluća gdje se ugljikov dioksid otpušta i krv se ponovno obogaćuje kisikom, nakon čega se kroz plućne vene vraća nazad u srce. Lijevi dio srca pumpa krv sistemsku cirkulaciju. Kisikom bogata krv se kroz aortu šalje cijelom tijelu za izmjenu kisika i hranjivih tvari s ugljikovim dioksidom i štetnim tvarima, nakon čega se krv vraća nazad kroz šuplje vene u desni dio srca.



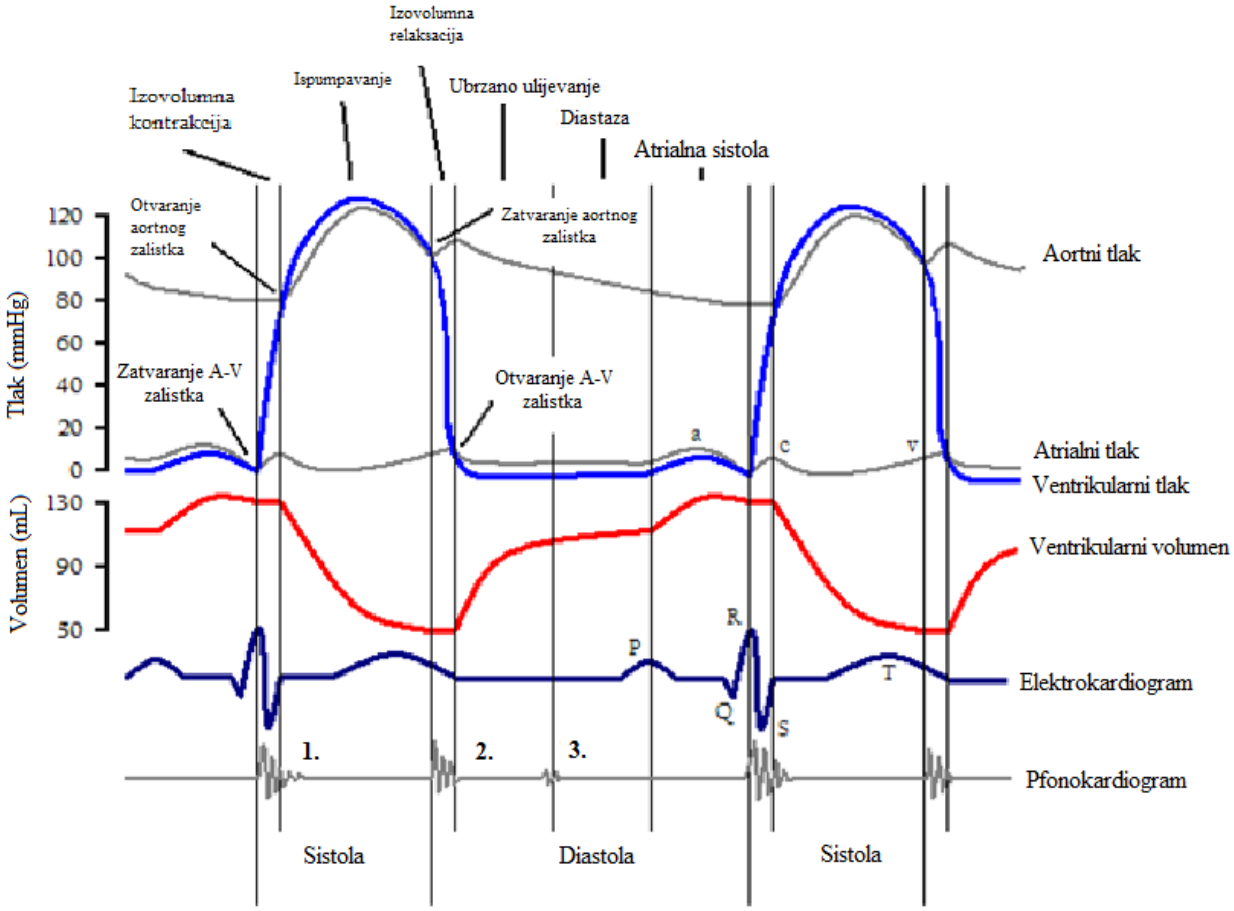
Slika 22. Krvožilni sustav [17]



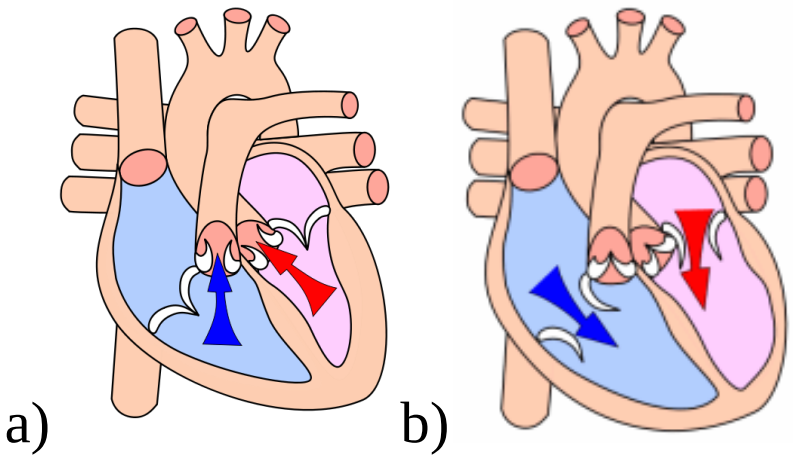
Slika 23. Shema srca [18]

Srce funkcije sistemskog i plućnog strujanja izvršava u otkucajima koji se sastoje od sistole (kontrakcije srčanog mišića) i dijastole (relaksacija). Na slici 24 je prikazan ciklus rada srca, gdje takt započinje ulaskom krvi u desnu pretklijetku. Tijekom punjenja pretklijetki, dolazi do relaksacije klijetki tako da se bikuspidalni i trikuspidalni zalistci otvaraju i dolazi do punjenja klijetki. Pri samom kraju punjenja klijetki dolazi još do dodatne kontrakcije pretklijetki. Nakon što se klijetke napune krvlju dolazi do njihovih izovolumnih kontrakcija, koje završavaju otvaranjem aortnog i plućnog ventila, kada dolazi do istjecanja krvi u aortu odnosno plućnu arteriju. Iz dijagrama na slici 24 može se vidjeti kako se u ovom taktu generira maksimalni tlak (preko 120 mmHg). Ova dva koraka spadaju pod sistolu. Idući korak je izovolumna relaksacija kod koje dolazi do zatvaranja aortnog i plućnog zaliska, čim se sprječava povrat krvi iz arterije u srce. Nakon čega slijedi relaksacija mišića, i zajedno s prethodnim korakom ovo se zove dijastola. Zalisci ovdje imaju ulogu ventila koji sprječava povratak krvi. U stvarnosti to nije slučaj, jedan mali dio krvi se uvijek vrati, ali ta količina nije toliko opasna. Kod nekih srčanih bolesti dolazi do slabljenja i trošenja zalistaka, što uzrokuje

povrat veće količine krvi nazad u prethodni segment, što može uzročiti ozbiljne poteškoće, a i smrt (pogotovo ako se krv vraća nazad u pluća) [17].



Slika 24. Ciklus rada srca [19]



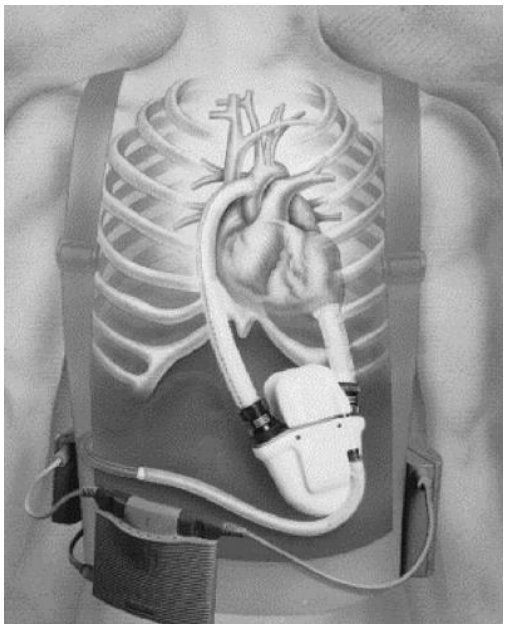
Slika 25. Srce tijekom sistole (a) i dijastole (b) [20,21]

3.2. Vrste srčanih pumpi

Srčane pumpe se mogu podijeliti u dvije glavne skupine: u pumpe koje potpuno zamjenjuju srce (umjetno srce) i u potporne pumpe koje potpomažu srcu pri izvršavanju svoje funkcije. I ako još se u medicini koriste pneumatske pumpe, sve više i više se prelazi na električni pogonjene pumpe [2].

3.2.1. Potporne srčane pumpe

Potporne srčane pumpe se koriste u svrhu preuzimanja dijela ili čitave funkcije bolesnog srca. Ova skupina srčanih pumpi se dalje dijeli u dvije podskupine: pulsacijske pumpe i pumpe konstantnog protoka.



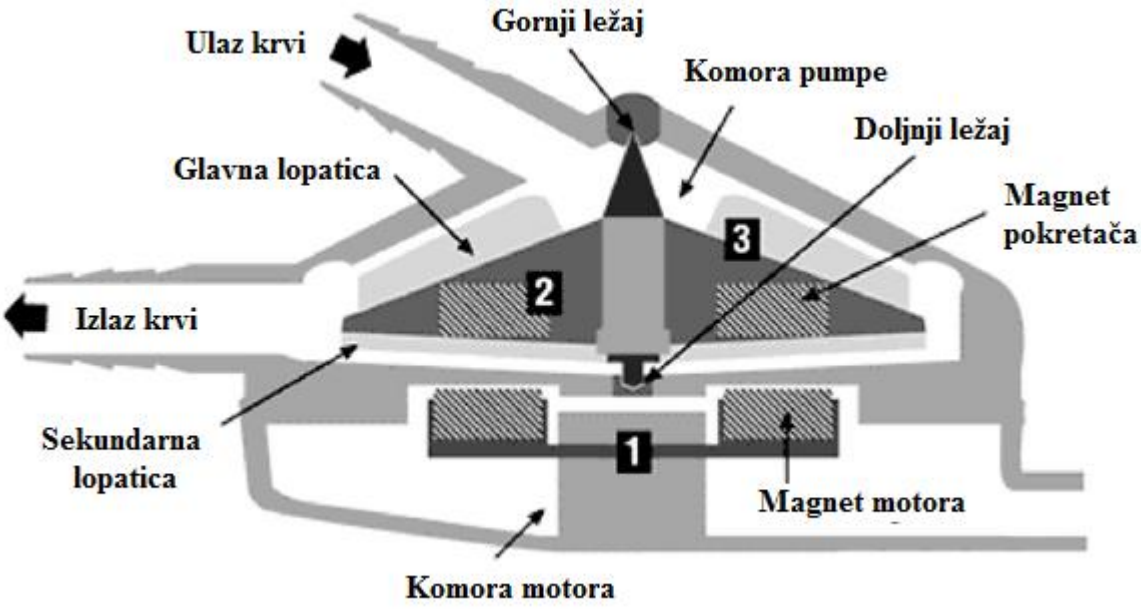
Slika 26. Srčana potporna pumpa s vanjskom baterijom [2]

Pulsacijske pumpe

Pulsacijske pumpe imitiraju pravo srce, koje isto šalje impuls pulsevima. Ova podskupina potporne pumpe koriste volumske pumpe (*eng. Positive displacment pumps*). Kod nekih tipova ovih pumpi volumen krvi ovisi o ciklusu, a ako je ugrađena u ljudsko tijelo, potrebno je ostvariti dovod zraka u pumpu. Prednost ovakvih pumpi je u oponašanju pulsacija kao kod pravog srca, te isporuci krvi neovisno o stanju u arterijama (engl *afterlaod*). Nedostatci ovih su vezani za umjetne zalistke (kalcifikacija, hemoliza, tromboza i mehanički kvar). Ovi problemi su doveli do razvoja rotacijskih pumpi (pumpi s konstantnim protokom).

Pumpe konstantnog protoka

Ove pumpe su manjih dimenzija od pulsacijskih i ostvaruju veće protoke krvi. One najčešće koriste centrifugalne ili aksijalne pumpe. No, obje imaju središnji rotor koji sadrži permanentni magnet. Za razliku od pneumatski pognojenih pumpi ove pumpe se pokreću električnom energijom, i uvijek su zatvorene izvedbe.



Slika 27. Centrifugalna pumpa [2]

Centrifugalne pumpe (slika 27) imaju ulaz s gornje dijela gdje ulaze u središte pumpe. Magneti svojim polariziranjem uzrokuju gibanje, te se krv giba sve većom brzinom i pri većim tlakom što je udaljenija od središta vrtnje, i tako putuje prema izlazu.

Prednosti centrifugalnih pumpi:

- Nedostatak problema vezan uz zaliske
- Relativno mala potrošnja energije u usporedbi s pulsacijskim pumpama (nema ubrzavanja i usporavanja dijelova pumpe)
- Mogućnost ostvarivanja većeg protoka

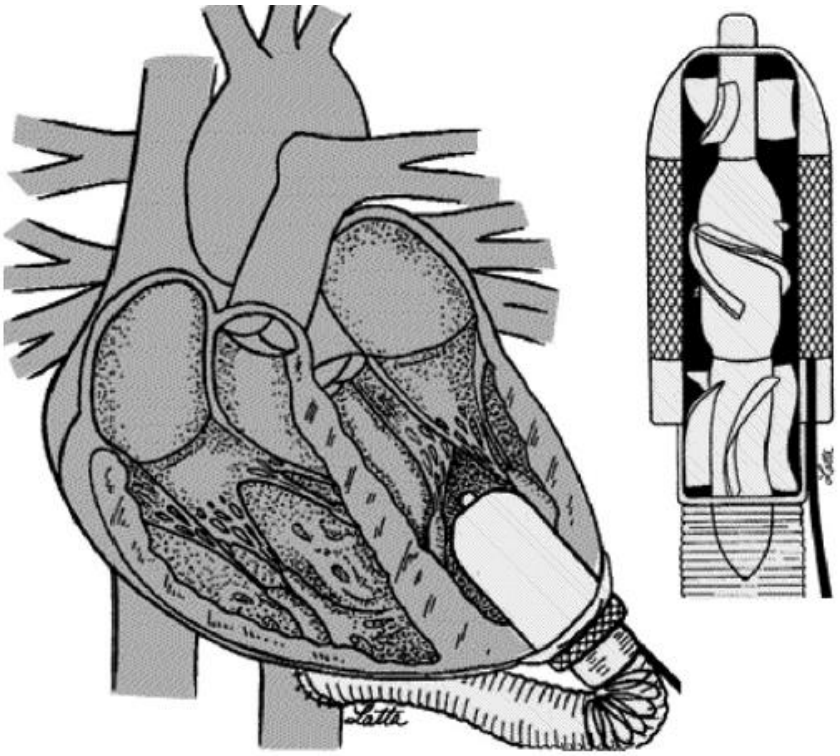
Veličina centrifugalnih pumpi je slična pulsirajućim, a mogu ostvariti protoke 5-7 l/s s povećanjem tlaka od 100 mmHg i ostvariti broj okretaja 1500-3000 u minuti.

Nedostatci centrifugalnih pumpi su:

- Proizvode konstantan protok umjesto pulsirajućeg

- Stanje tlaka u arterijama (*afterload*) ima značajan utjecaj na rad ovakvih pumpi. Ako je tlak u arterijama veći od tlaka koji proizvodi pumpa, onda može doći do rotacije pumpe bez da postoji protok krvi

Za razliku od centrifugalne pumpe, aksijalne pumpe(slika 28) imaju sličan izvedbu kao mlazni motor, prednji ulaz nakon kojeg slijedi izlaz. Ovakva izvedba osigurava stabilan protok kroz pumpu. Za razliku od centrifugalnih pumpi, one su manje, što omogućava ugradnju direktno u klijetke, a isto tako i u aortu. Zbog svojih malih dimenzija, ove pumpe moraju imati velik broj okretaja kako bi postigle odgovarajući protok, obično se taj broj kreće u intervalu 15000–25000 min^{-1}. Zbog takvog velikog broja okretaja došlo je u upit djelovanje velikih smičnih naprezanja na krvne stanice, ali se to opravdalo kratkim periodom kontakta stanica s pumpom.



Slika 28. Aksijalna pumpa [2]

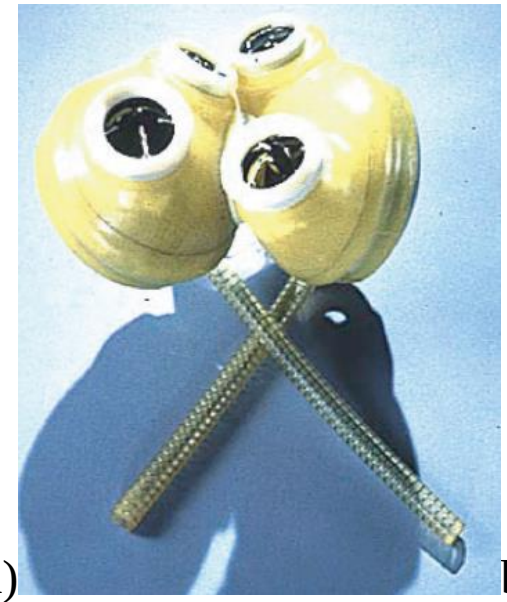
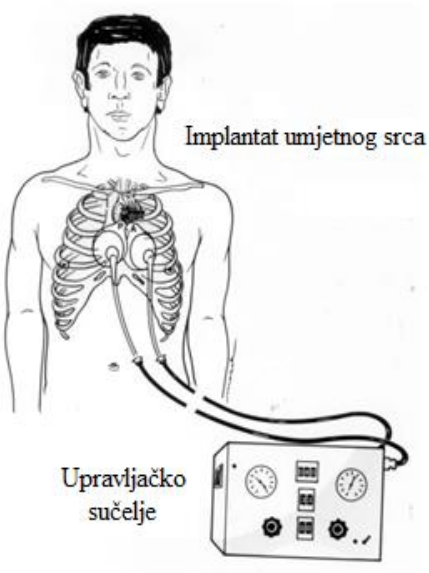
Kao i kod centrifugalnih pumpi nisu osjetljive na predopterećenje, ali su osjetljive na afterload [2].

3.2.2. Umjetno srce

U današnjici postoje mnoga tehnička rješenja umjetnog srca koja se razlikuju od proizvođača do proizvođača. No ovdje će se samo spomenuti stara izvedba pneumatskog umjetnog srca Jarvik-7 i nova izvedba potpunog umjetnog srca AbioCore.

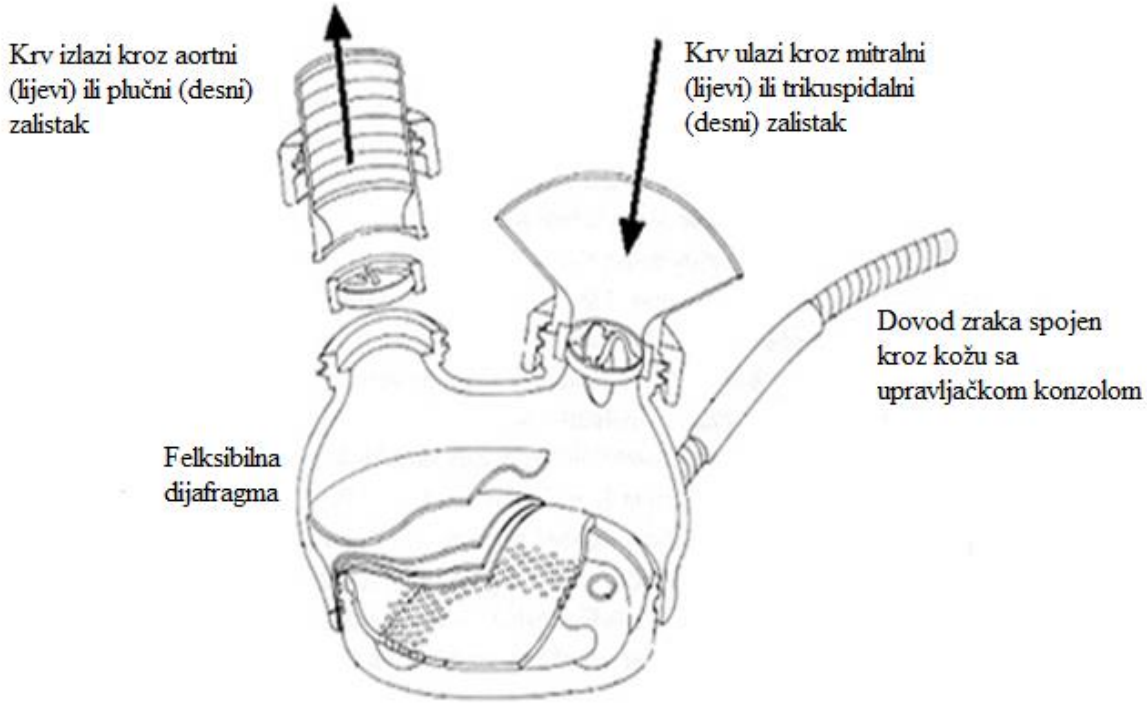
Javik-7

Ovo srce je pneumatski pogonjeno, kao i njegov prethodnih Jarvik-3. Ovo srce s svojim prethodnicima spada pod prva originalna umjetna srca. Na slici 29.a se može vidjeti kako ovo srce ima dvije poliuretanske pumpe u obliku klijetke i dva zračna dovoda koja dovode zrak u donji dio umjetnog srca. Taj zrak se koristi, kako se može vidjeti na shemi s slike 30, kako bi pomicao fleksibilnu dijafragmu. Dijafragma vrši tlak na krv koja je ulazi kroz mitralni (lijeva) ili trikuspidalni (desna) zalistak, i tako ju pumpa kroz aortni (lijeva) ili plućni (desna) zalistak van, ovisno o kojoj strani srca je riječ.

a)  b) 

Slika 29. Jarvik-7 [2,22]

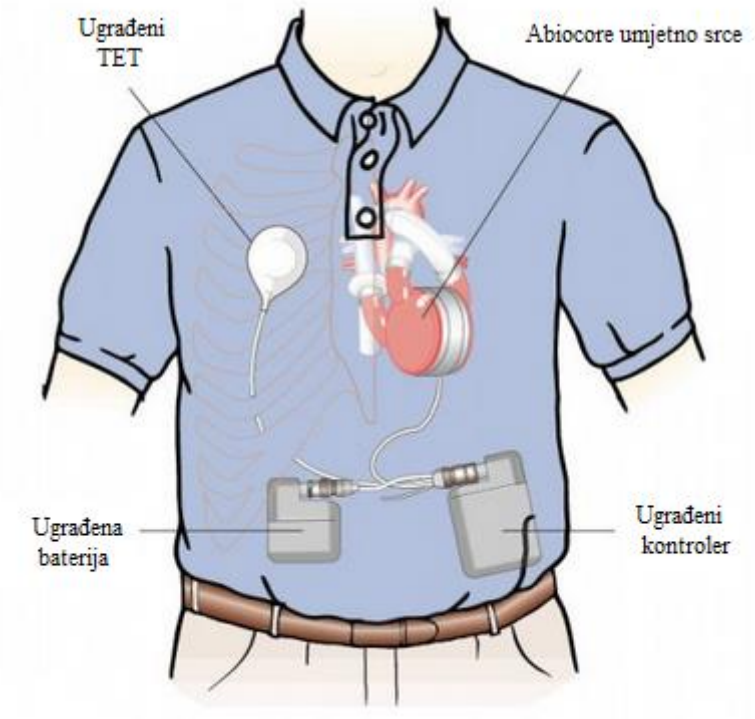
Upravljačka konzola ove izvedbe umjetnog srca nalazi se izvana i spojena je s cijevima koje dovode zrak u fleksibilnu dijafragmu (slika 29.b). Preko konzole može se podešavati trajanje sistole, brojevi otkucaja u minuti kao i tlak u lijevoj i desnoj klijetci [2]



Slika 30. Shema Jarvik-7 [23]

AbioCore

AbioCore je potpuno umjetno srce koje koristi hidrauličku pumpu koja pumpa krv, prvo iz jedne klijetke, a zatim iz druge. Za razliku od mnogih srčanih pumpi AbioCore ne koristi eksternu konzolu koja je žičano povezana s srcem, već koristi sistem radio valova i sustav prijenosa energije kroz kožu (slika 31). Ovaj sustav omogućuje napajanje i upravljanje rada srca kroz kožu, i smanjuje rizik infekcije za razliku od uređaja koji su direktno kroz kožu spojeni s srcem (npr. Jervik-7). Isto tako ima i unutrašnji električni kontroler koji prati i podešavanje parametara (brzina pumpanja, protok pojedine klijetke, i podešavanje brzinu motora u odnosu na potrebu tijela). Svi ti parametri se podešavaju vanjskim kontrolerom. AbioCore uređaj sadrži unutarnju i vanjsku bateriju. Unutarnja baterija se konstantno puni kroz kožu, i pokreće pumpu još 30 minuta nakon prekida punjenja punjačem i vanjskom baterijom. Vanjska baterija također ima sposobnost ponovnog punjenja, i traje do 5 sati nakon ćega se treba ponovno puniti. Za razliku od nekih umjetnih srca danas u uporabi, ovaj sistem baterija pomaže korisniku da bez problema radi dnevne rutine kao što su tuširanje.



Slika 31. Shema AbioCor umjetnog srce [24]

Iz sheme na slici 31 može se vidjeti kako je uklonjeno skoro cijelo srce osim zalistaka, čemu i naziv potpuno umjetno srce, a stvaran prikaz ovog proizvoda je prikazan na slici 31. [24]



Slika 32. AbioCor umjetno srce [25]

4. ANALIZA FRIKCIJSKIH PUMPI

Frikcijske pumpe se također mogu koristiti uglavnom kao vanjske jedinice pri izvođenju operativnih zahvata. Dobra strana frikcijskih pumpi je da ne sadrže lopatice, te nema nema naglih promjena smičnih naprezanja koje doprinose uništavanju krvnih zrnaca, ali imaju relativno nizak stupanj djelovanja koji rezultira zagrijavanjem krvi. Ovdje će se analizirati radne karakteristike dviju varijanti frikcijskih pumpi: cilindrične gdje se prirast tlaka ostvaruje po obodu rotora i druge s rotorom u obliku diska gdje se prirast tlaka ostvaruje od unutarnjeg prema vanjskom promjeru diska. S obzirom da se može pretpostaviti laminarno strujanje krvi kroz pumpu, za ove slučajeve postoje približna analitička rješenja, temeljem kojih će se izvršiti usporedba ove dvije varijante sa stajališta potrebnih dimenzija, brzine vrtnje, potrebne snage, te rezultirajućih smičnih naprezanja i indeks oštećenja krvnih zrnaca kod radnih režima koji odgovaraju fiziološkim parametrima rada srca.

4.1. Fiziološki podatci

Kako bi se mogla provesti analiza zadanih frikcijskih pumpi, trebaju se odrediti glavni ulazni podatci. Dijagram na slici 33 prikazuje područje krvnog tlaka kod odrasle osobe.

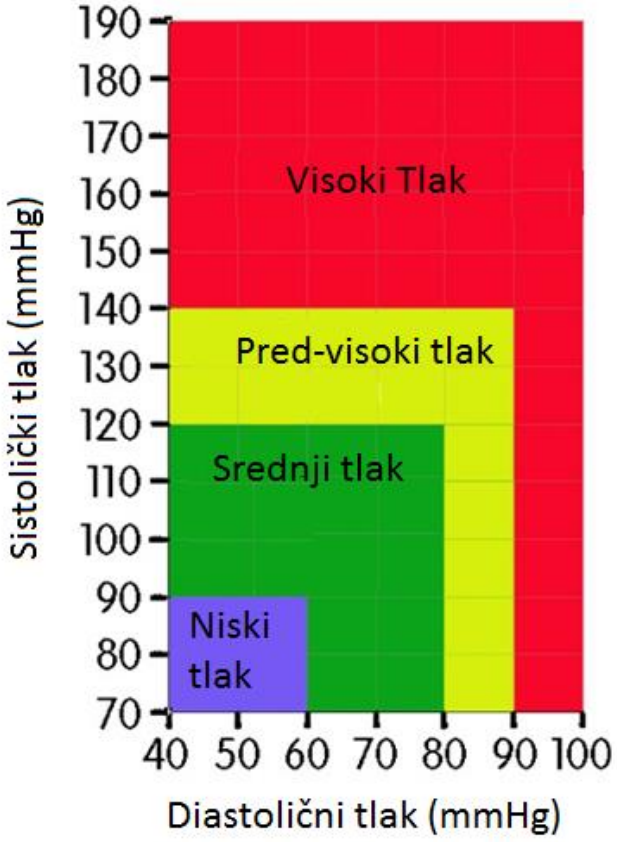
Prirast tlaka u srčanoj pumpi Δp se definira kao razlika srednjeg tlaka u srcu p_{sr}i tlaka u arterijama p_{LA}.

$$\Delta p = p_{sr} - p_{LA} \tag{9}$$

Tlak u lijevom atriju iznosi između 6 i 12 mmHg.Za proračun prirasta tlaka Δp koristi će se tlak u aorti p_{LA}=10 mmHg [26].Srednji tlak u srcu se dobiva pomoću izraza:

$$p_{sr} = \sqrt{p_s \cdot p_d} \tag{10}$$

Gdje su p_s sistolički , a $p_d$diastolički tlak očitani iz dijagrama na slici 33.



Slika 33.Krvni tlak [27]

Minimalni i maksimalni srednji tlak u srcu se dobiva sljedećim izrazima:

$$p_{sr\,\min} = \sqrt{p_{s\,\min} \cdot p_{d\,\min}} = \sqrt{70 \cdot 50} \approx 60 mmHg$$

$$p_{\max} = \sqrt{p_{s\,\max} \cdot p_{d\,\max}} = \sqrt{190 \cdot 100} \approx 140 mmHg$$

Nakon čega se proračunava minimalni i maksimalni iznos prirasta tlaka:

$$\Delta p_{min} = p_{srmin} - p_{LA} = 60 - 10 = 50\ mmHg$$

$$\Delta p_{max} = p_{srmax} - p_{LA} = 140 - 10 = 130\ mmHg$$

U svrhu dizajniranja pumpe, koristi će se najgori mogući uvjetu, te će se pretpostaviti da je maksimalni prirast tlaka veći od proračunatog. Odabran je iznos Δp_{max}=200 mmHg, i srednji iznos prirasta tlaka Δp_{sr}=100 mmHg.

Srednji protok krvi kroz srce Q_{sr} je definiran izrazom:

$$Q_{sr} = V_{str} \cdot HR \qquad \textbf{(11)}$$

Gdje je V_{str} volumen krvi koje srce primi neposredno prije otkucaja (*eng. stroke volume*) i iznosi između 60 i 100 ml kod prosječne odrasle osobe, a *HR* otkucaji srca u jednoj minuti (eng. *heart rate*). U svrhu dizajna srčanih pumpi i analize istih, koristi će se volumen od 100 ml i 60 otkucaja u minuti [26].

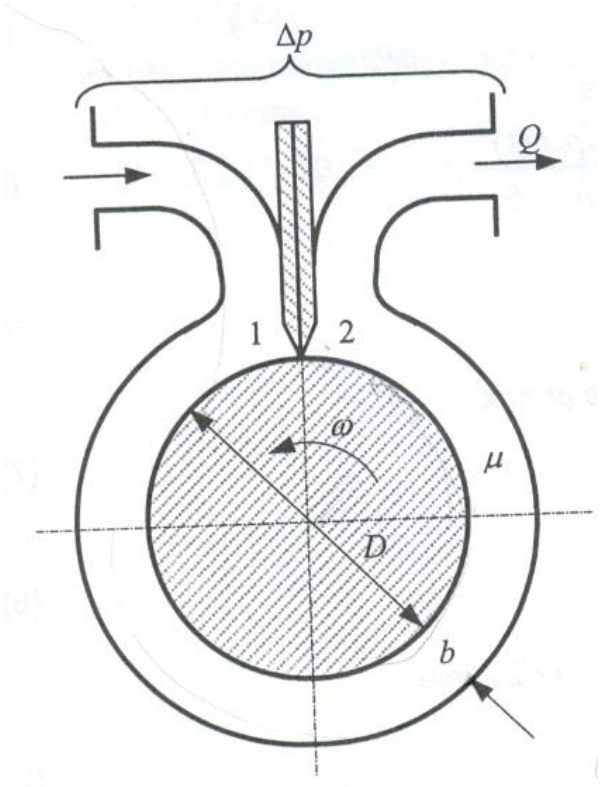
$$Q_{sr} = 100ml \cdot 60 / \min = 6000ml / \min = 100ml / s$$

Granični protoci $Q_{\min}$ i $Q_{\max}$ su određeni za najgore moguće uvijete rada, te iznose $Q_{\min}$=50 ml/s i $Q_{\min}$=200 ml/s. Treba napomenuti da ovi granični protoci i tlakovi se ne pojavljuju kod normalnih ljudi, ni kod ljudi koji imaju abnormalnosti, već su uzeti kao mjera sigurnosti kako bi se pumpe mogle koristiti kod ljudi s različitim kardiovaskularnim bolestima, te kako bi se smanjio rizik od nepredvidljivih faktora.

Gustoća krvi ρ kako je u drugom poglavlju navedeno iznosi 1060kg/m^3. Viskoznost krviμ se kreće u rasponu od 0.003 do 0.006 Ns/m^2, kod prosječno zdrave osobe koja ima oko 50% hematrokrita u krvi viskoznost iznosi 0.003 Ns/m^2. Mnoge tehničke literature predlažu viskoznost krvi u iznosu od 0.003 do 0.004Ns/m^2[28]. U ovom radu koristit će se viskoznost iznosa 0.004Ns/m^2.

4.2. Cilindrična frikcijska pumpa

Cilindrična frikcijska pumpa (slika 34.) se sastoji od cilindrične komore u koju ulazi i izlazi fluid, i valjkastog rotora u komori koji svojim trenjem tjera fluid kroz komoru. Rotor ima promjer *D* i duljinu *L*, okreće se kutnom brzinom ω i razvija prirast tlaka Δp. Raspor između komore i rotora kroz koji fluid prolazi je označen s *b*.



Slika 34. Shema cilindrične frikcijske pumpe [29]

Ako se izvrši rektifikacija dobiva se stacionarno, laminarno strujanje između dvije ravne ploče, od kojih se jedna giba. U promatranom sloju kapljevine je:

$$v_x = v = v(y)$$

$$p = p(x), \quad \frac{dp}{dx} = const.$$

x komponenta Navier-Stokersovih jednadžbi glasi:

$$\frac{d^2v}{dy^2} = \frac{1}{\mu}\frac{dp}{dx} = const. = C \qquad \textbf{(12)}$$

Dvostrukom integracijom jednadžbe (12) i primjenom rubnih uvijeta

$v = 0$ za $y = 0$

$v = u = \omega D/2$ za $y = b$

dobiva se izraz za profil brzine strujanja

$$v(y) = \frac{1}{2\mu}\frac{dp}{dx}(y^2 - by) + \frac{\omega D}{2b}y \qquad \textbf{(13)}$$

(1)

integracijom desne strane diferencijalne jednadžbe(12) dobiva se izraz za raspored tlaka

$$p(x) = \mu Cx + C_1 \qquad \textbf{(14)}$$

Konstante C i C_1 se određuju iz rubnih uvjeta koji glase

$p = p_1$ za $x = 0$

$p = p_2$ za $x = l = D\pi$

Iz čega slijedi

$$C = \frac{p_2 - p_1}{\mu D\pi} = \frac{\Delta p}{\mu D\pi}, \quad C_1 = p_1 \qquad \textbf{(15)}$$

Uvrštavanjem izraza (15) u izraz (14) dobiva se izraz za profil brzine strujanja

$$v(y) = \frac{\Delta p}{2\mu D\pi}(y^2 - by) + \frac{\omega D}{2b}y, \quad C_1 = p_1 \qquad \textbf{(16)}$$

Integracijom profila brzine preko poprečnog presjeka dobiva se protok fluida kroz pumpu

$$Q = L\int_0^b v(y)dy = L\left(-\frac{b^3\Delta p}{12\mu D\pi} + \frac{\omega Db}{4}\right) \qquad \textbf{(17)}$$

Preko jednadžbe (17) se može izraziti kutna brzina ω u ovisnosti o prirastu tlaka Δp i protoka Q

$$\omega = \left(\frac{Q}{L} + \frac{b^3 \Delta p}{12 \mu D \pi} \right) \frac{4}{Db} \quad \textbf{(18)}$$

Izraz za smično naprezanje u cilindričnoj frikcijskoj pumpi glasi

$$\tau = \tau_{xy} = \mu \frac{dv}{dx} = \left(\frac{\Delta p b}{2 \mu D \pi} + \frac{\omega D}{2b} \right) \quad \textbf{(19)}$$

Izraz za dobivena snagu

$$P_D = Q \Delta p \quad \textbf{(20)}$$

Snaga koja se treba uložiti

$$P_U = Fu = F\left(\frac{\omega D}{2} \right) = \tau D \pi L \frac{\omega D}{2} = \tau \frac{\omega D^2 \pi L}{2} \quad \textbf{(21)}$$

Stupanj iskoristivosti cilindrične frikcijske pumpe

$$\eta = \frac{P_U}{P_D} = \frac{Q \Delta p}{P_D} \quad \textbf{(22)}$$

Jednadžbe (18),(19), (21) i (22) se koriste za definiranje radne karakteristike cilindrične frikcijske pumpe.

Za definiranje dizajna i glavnih dimenzija cilindrične frikcijske pumpe, potrebno je prvo odrediti optimalni raspor b_{opt}. Kako je cilj imati što bolju iskoristivost radne pumpe, optimalni raspor dobit će se preko izraza (22) za iskoristivost pumpe

$$\eta = \frac{P_U}{P_D} = \frac{Q \Delta p}{P_D} = \frac{2L\left(-\frac{b^3 \Delta p}{12 \mu D \pi} + \frac{\omega D b}{4} \right) \Delta p}{\left(\frac{\Delta p b}{2 \mu D \pi} + \frac{\omega D}{2b} \right) \omega D^2 \pi L} \cdot \frac{\frac{12 \mu D \pi}{b}}{\frac{12 \mu D \pi}{b}}$$

Nakon množenja i sređivanja dobije se izraz

$$\eta = \frac{b^2 \Delta p}{3 \mu D^2 \pi \omega} \frac{3 \mu D^2 \pi \omega - b^2 \Delta p}{\mu D^2 \pi \omega + b^2 \Delta p} \quad \textbf{(23)}$$

Izraz (23) se može zapisati kao

$$\eta = \frac{b^2 \Delta p}{3A} \frac{3A - b^2 \Delta p}{A + b^2 \Delta p} \quad \text{gdje je } A = \mu D^2 \pi \omega \quad \textbf{(24)}$$

Deriviranje izraza (24)

$$\frac{d\eta}{db} = 0$$

$$\frac{\left[2b^2 \Delta p (3A - b^2 \Delta p) + b^2 \Delta p (-2b^2 \Delta p) \right] (A + b^2 \Delta p) - b^2 \Delta p (3A - b^2 \Delta p) \cdot 2b^2 \Delta p}{\left(A + b^2 \Delta p \right)^2} = 0$$

Nakon sređivanja izraza dobije se jednostavan kvadratna jednadžba

$$b^4 \Delta p^2 + 2b^2 \Delta p A - 3A^2 = 0$$

$$b^2 = \frac{-2A\Delta p \pm \sqrt{4A^2\Delta p^2 + 12A^2\Delta p^2}}{2\Delta p^2}$$

Kako negativan iznos raspora *b* nema fizikalnog smisla, brojnici se samo zbrajaju i konačni izraz za optimalni raspor pri maksimalnoj iskoristivosti glasi

$$b_{opt} = \sqrt{\frac{A}{\Delta p}} = \sqrt{\frac{D^2 \pi \mu \omega}{\Delta p}} = D\sqrt{\frac{\pi \mu \omega}{\Delta p}} \qquad \textbf{(25)}$$

Za bolje definiranje pumpe i njezine varijacije uvode se bezdimenzijski parametri

$$\bar{b} = \frac{b}{D} \quad \text{i} \quad \alpha = \frac{L}{D} \qquad \textbf{(26)}$$

Optimalni raspor se može bezdimenzijski izraziti

$$\bar{b} = \sqrt{\frac{\pi \mu \omega}{\Delta p}} \qquad \textbf{(27)}$$

Korištenjem bezdimenzijskih parametara iz (26) i uvrštavanjem u izraz (18) dobije se izraz promjer rotora pomoću bezdimenzijskih parametara

$$\omega = \left(\frac{Q}{\alpha D} + \frac{D^3 \bar{b}^3 \Delta p}{12 \mu D \pi} \right) \frac{4}{D\bar{b}}$$

$$D = \sqrt[3]{\frac{Q}{\alpha \left(\frac{\omega \bar{b}}{4} - \frac{\Delta p \bar{b}^3}{12 \mu \pi} \right)}} \qquad \textbf{(28)}$$

Za oštečenje krvi koritit će se izraz (3) zapisan kao

$$k = 3.66 \cdot 10^{-6} \cdot t^{0.77} \cdot \tau^{3.075} \qquad \textbf{(29)}$$

Gdje je vrijeme koje krvna sanica provede u pumpi

$$t = \frac{2\pi}{\omega} \qquad \textbf{(30)}$$

Izraz za gabaritni volumen glasi

$$V = \frac{D^2 L \pi}{4} \qquad \textbf{(31)}$$

4.2.1. Dijagrami za dimenzioniranje cilindrične frikcijske pumpe

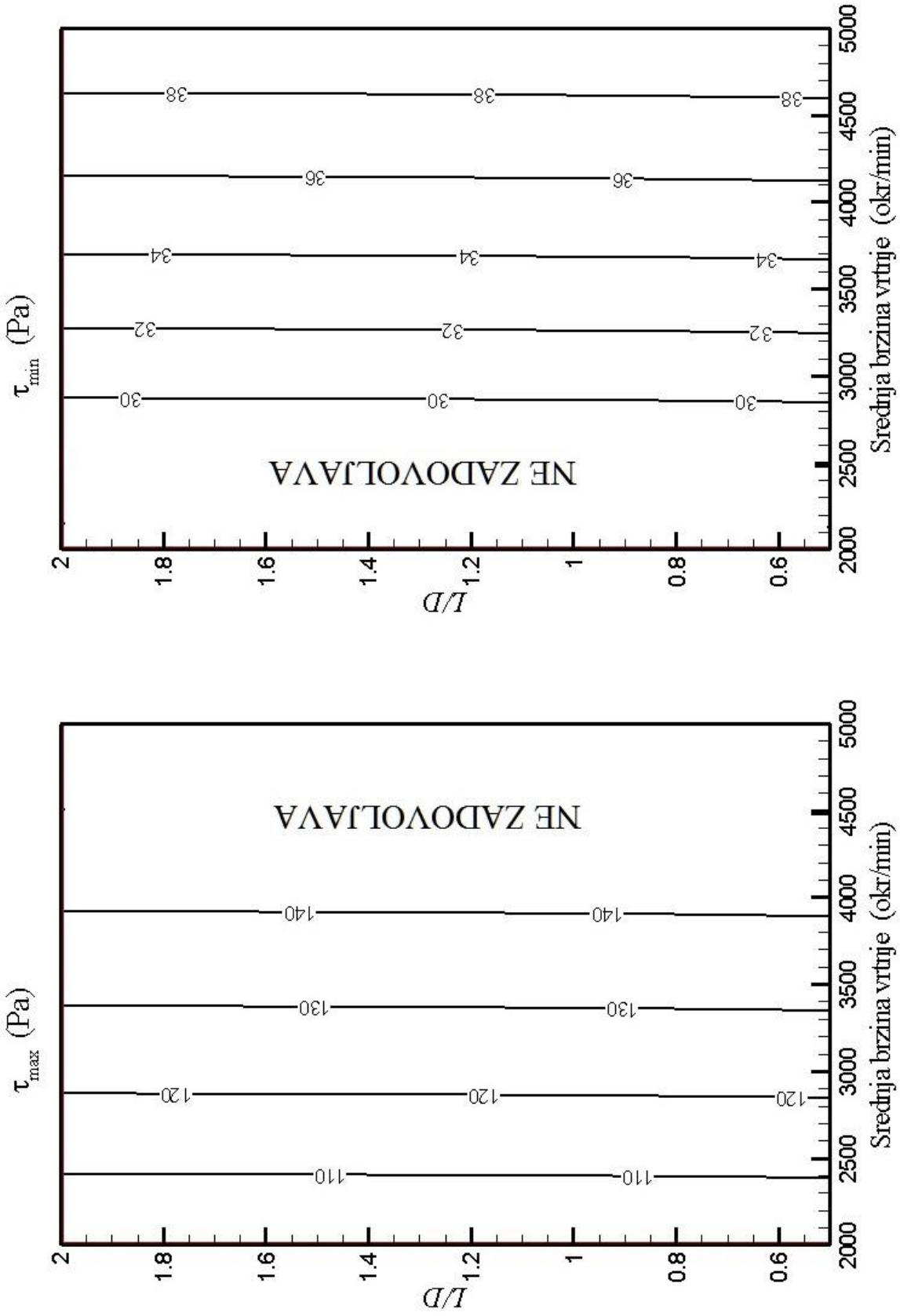
Za dimenzioniranje cilindrične frikcijske pumpe koristit će se jednadžbe (18), (19), (21), (27), (29) i (31). Uz zadane granične vrijednosti prirasta tlaka Δp i protoka Q provedena je analiza u softverskom paketu Mathlab . Proračun pumpe je proveden u rasponu srednje brzine okretaja (brzine vrtnje u ciljanoj radnoj točki pumpe) od 2000 do 5000 okr/min. Također je određen i raspon parametra $\alpha=L/D$ u omjerima 0.5 do 2. U funkciji ova dva parametra izračunate su sve ostale veličine, što je prikazano na dijagramima danim na slikama 35 do 39.

Dijagram na slici 36 pokazuje kako kao odnos parametar L/D nema toliko značajan utjecaj na minimalni i maksimalni potreban broj okretaja cilindrične frikcijske pumpe, što je slična pojava bila i kod minimalnog i maksimalnog smičnog naprezanja.

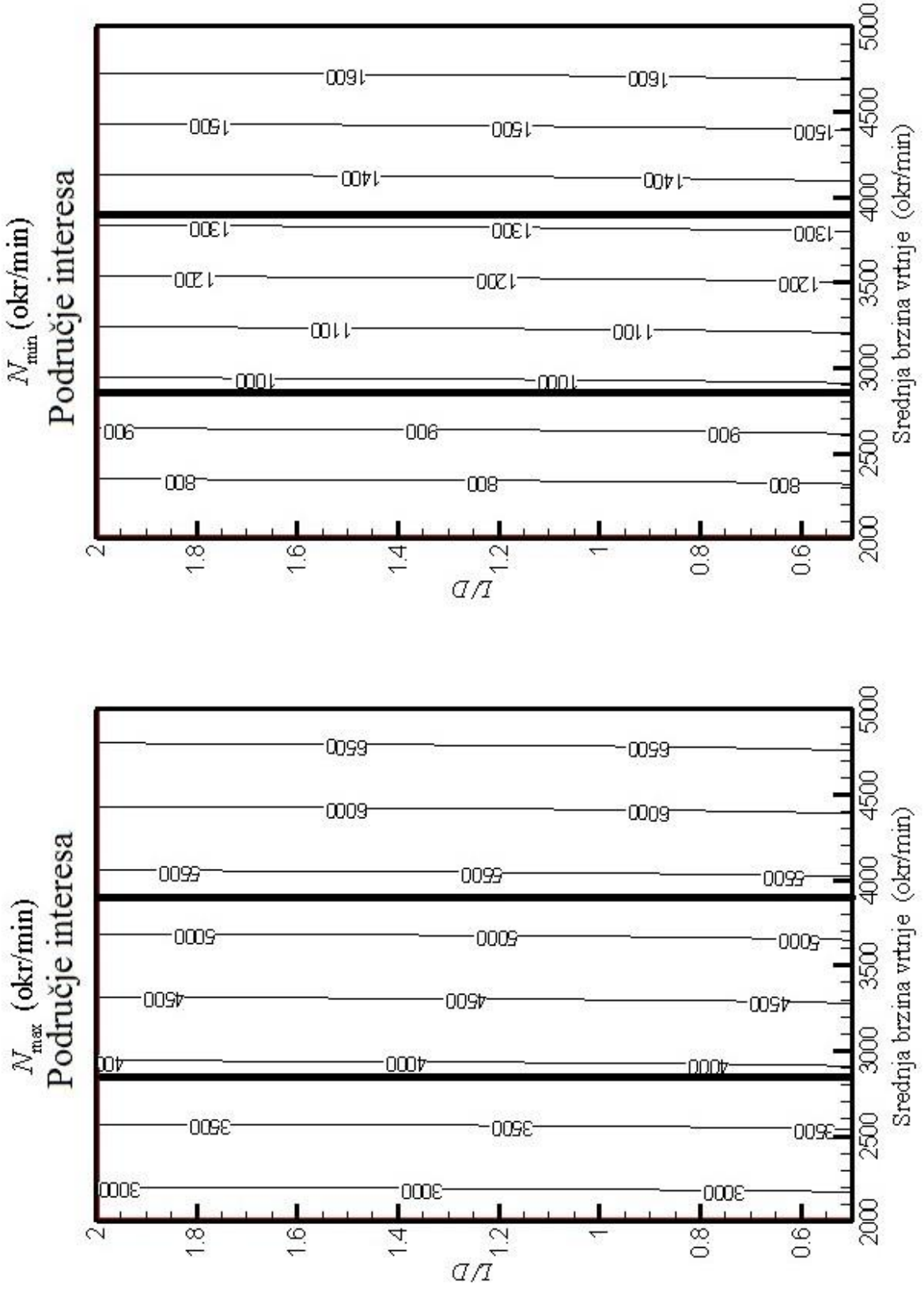
Dijagram na slici 37 pokazuje kao kako parametar L/D ima jako zanemariv utjecaj na indeks oštećenja k_{max}. Ova činjenica omogućuje odabiranje oblika cilindrične frikcijske pumpe bez straha da će se povećati rizik od tromboze.

Iz dijagrama na slici 38 može se vidjeti kako odnos L/D ima jako velik utjecaj na potrebni raspor b u cilindričnoj frikcijskoj pumpi. Srednja brzina vrtnje nema gotovo nikakav utjecaj na potrebni raspor, te se može zaključiti da je raspor b funkcija oblika.

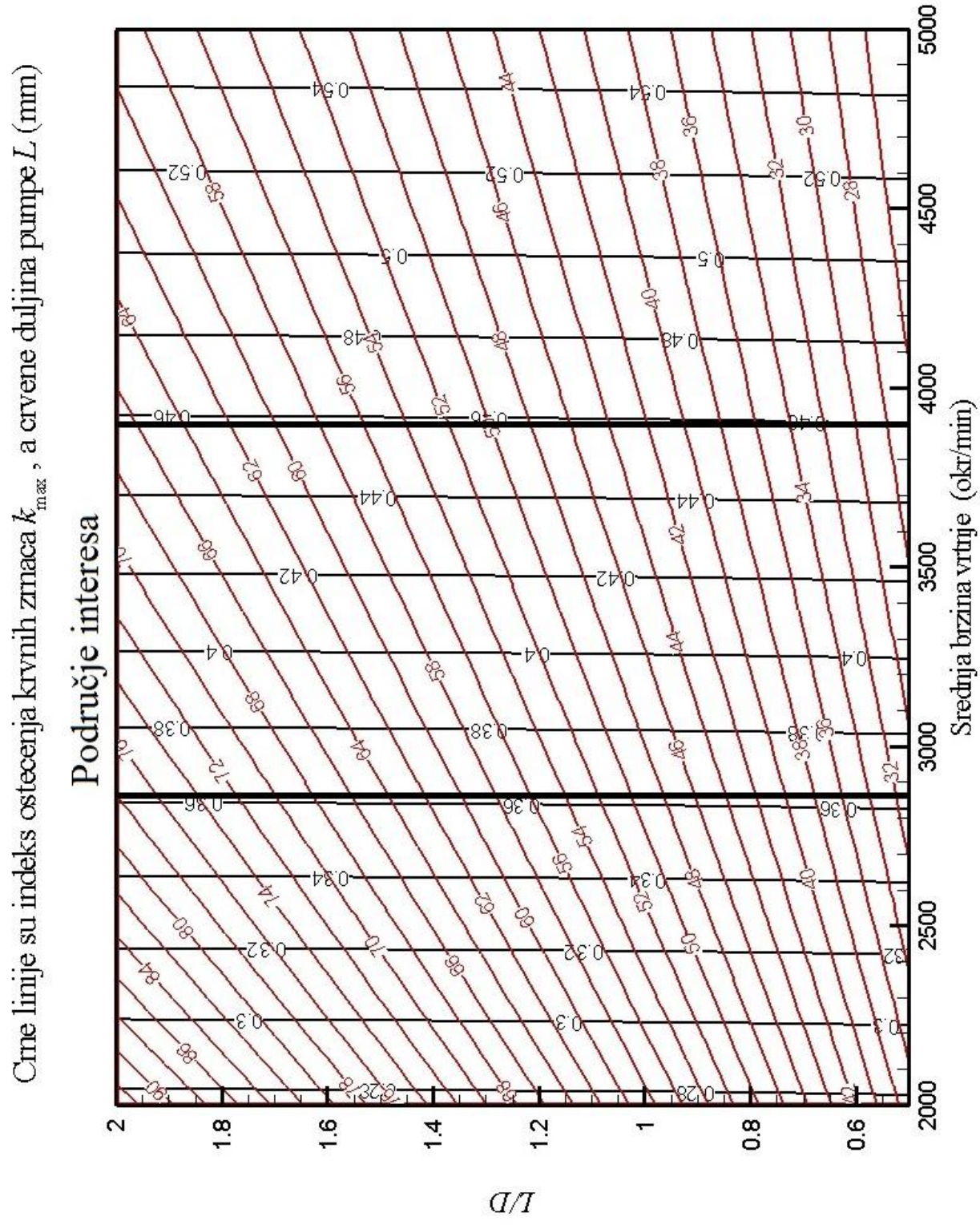
Na dijagramu sa slike 39 može se vidjeti kako odabir dimenzija pumpe neće značajno poboljšati potrebnu snagu. Ako se pogleda područje interesa razlika između maksimalne i minimalne vrijednosti snage P_{max} iznosi oko *1,8%*. Isto tako dijagram pokazuje kako parametar L/D nema utjecaja za potrebni radni volumen, nego je volumen funkcija srednje brzine vrtnje. Porastom srednje brzine vrtnje smanjuje se potreba za velikim volumenom, što je i logično.



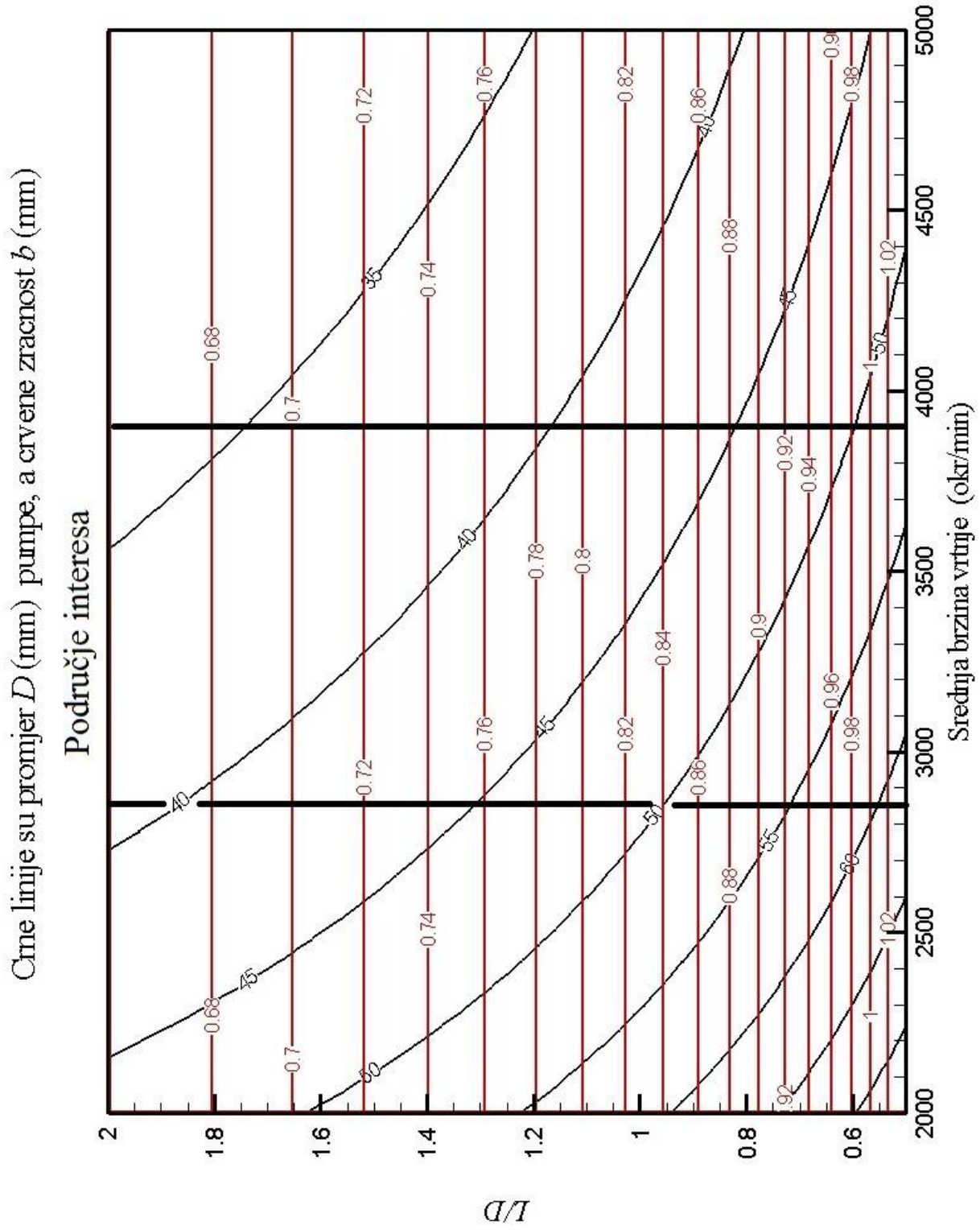
Slika 35. Maksimalna i minimalna smična naprezanja u cilindričnoj frikcijskoj pumpi



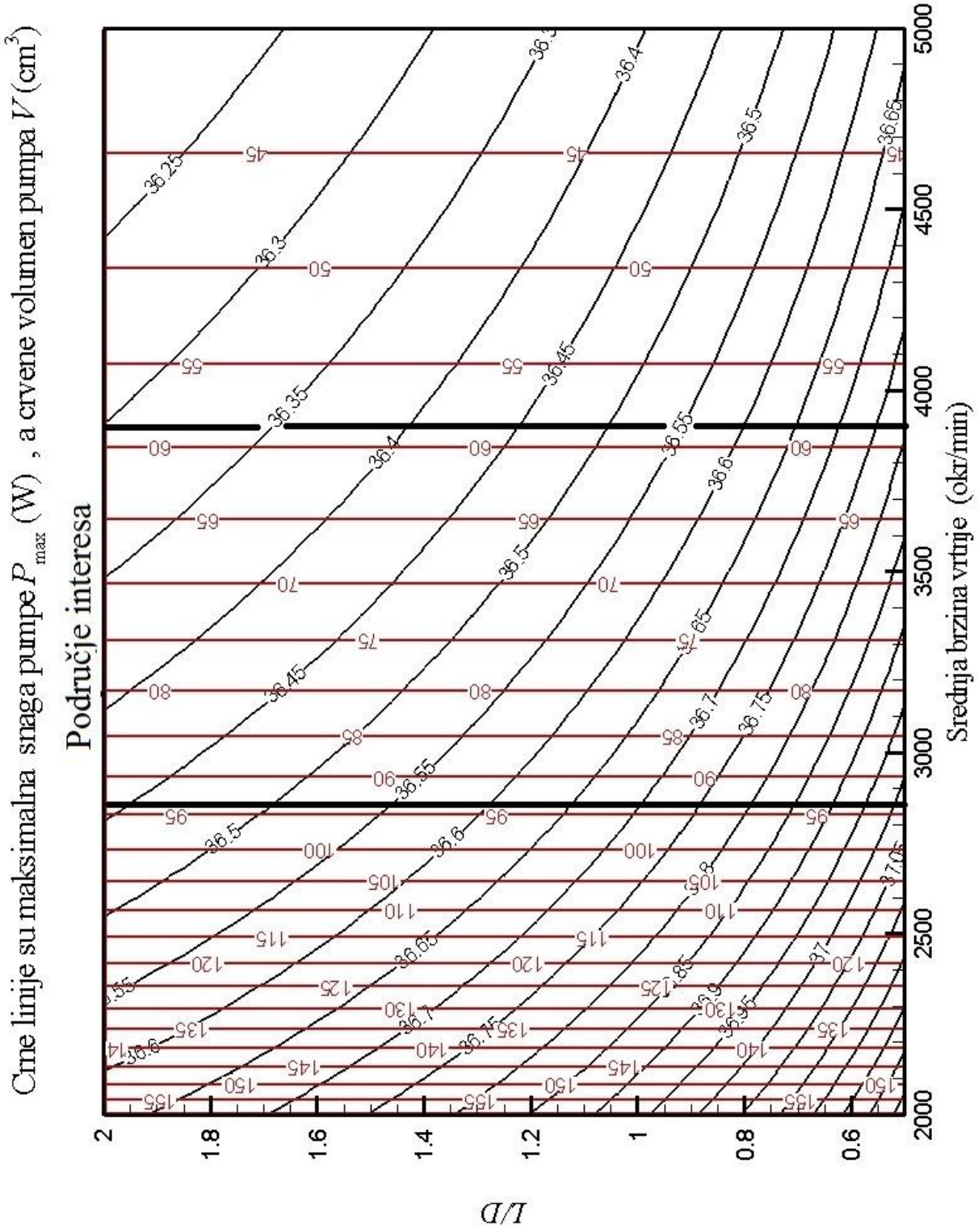
Slika 36. Dijagram za određivanja minimalnih i maksimalnih brojeva okretaja cilindrične frikcijske pumpe



Slika 37. Odnos indeksa uništenja k_{max} i duljine L cilindrične frikcijske pumpe



Slika 38. Odnos promjera cilindra *D* i proreza *b* cilindrične frikcijske pumpe



Slika 39. Odnos maksimalne snage pumep Pmax i gabaritnog volumena V

Nakon razmatranja vrijednosti analize, može se zaključiti da će indeks oštećenja k_{max} i gabaritni volumen *V* dolazit u konflikt . Taj slučaj je logičan, jer su i volumen i indeks oštećenja funkcija brzine vrtnje. Povećanjem brzine vrtnje povećat će se protok, i time smanjiti potreba za većim volumenom, dok će se povećati smična naprezanja i pojaviti veći rizik od nastanka tromba.

4.2.2. Radna karakteristika cilindrične frikcijske pumpe

Na temelju dijagrama za dimenzioniranje pumpi odabrane su tri verzije cilindrične frikcijske pumpe kojima će se analizirati radna karakteristika.

Kriteriji koji će se ovdje razmatrati pri odabiru dimenzija pumpe imaju važnost sljedećim redoslijedom:

1. Da je indeks oštećenja k_{max} što manji. On predstavlja glavni zahtjev kod srčanih pumpi
2. Da su smična naprezanja u granicama od 30 do 140 Pa.
3. Što manje dimenzije pumpe (ako bi se koristila kao ugradbena).
4. Što manja snaga potrebna za rad. S manjom potrebnom snagom, smanjuje se potreba za velikim izvorima energije, i pruža mogućnost punjenja uređaja preko kože.
5. Omjer *L/D* treba biti što bliži 1. Ako su duljina i promjer cilindra što sličnijih dimenzija, onda se pojednostavljuje izrada uređaja, i smanjuje rizik od nepovoljnog strujanja krvi u pumpi (i smanjuje rizik od krvnog oštećenja).

Dijagrami na slici 35 pomažu pri određivanju područja promatranih podataka, na temelju kojih će se dizajnirati model cilindrične frikcijske pumpe. Kako su minimalna naprezanja koja se od pumpe očekuju *30 Pa*, a maksimalna *140 Pa*. Iz dijagrama na slici 36 može se vidjeti kako taj uvjet samo ispunjavaju podatci u području srednje brzine vrtnje 2850 i 3900 *okr/min*. Isto tako se može vidjeti kako odnos *L/D* ima zanemariv utjecaj na smična naprezanja.

Prva verzija cilindrične frikcijske pumpe je dimenzija *D=49mm, L=49mm* i *b=0,83mm*. Ove dimenzije su odabrane prema kriteriju minimalnog indeks oštećenja krvi. Prvi stupac Tablice 1 prikazuje rezultate za ovu pumpu, iz koje se vidi da je indeks oštećenja k_{max} iznosi oko 0,36, a gabaritni volumen *V* iznosi oko 96 cm^3. Iz dijagrama na slici 40 može se vidjeti kako u radnoj točci (gdje je prirast tlaka Δp*=90mmHg,* i protok *Q=90ml/s*) iskoristivost pumpe na vrhuncu i iznosi 33,3%. Potreban broj okretaja u radnoj točci je 2652

okretaja/minuti. Iz dijagrama na slici 41 vidi se kako u radnoj točci smično naprezanje τ iznosi 67 Pa, što je u granicama dopuštenog smičnog naprezanja. Potrebna snaga za rad pumpe u radnoj točci je 3,43 W.

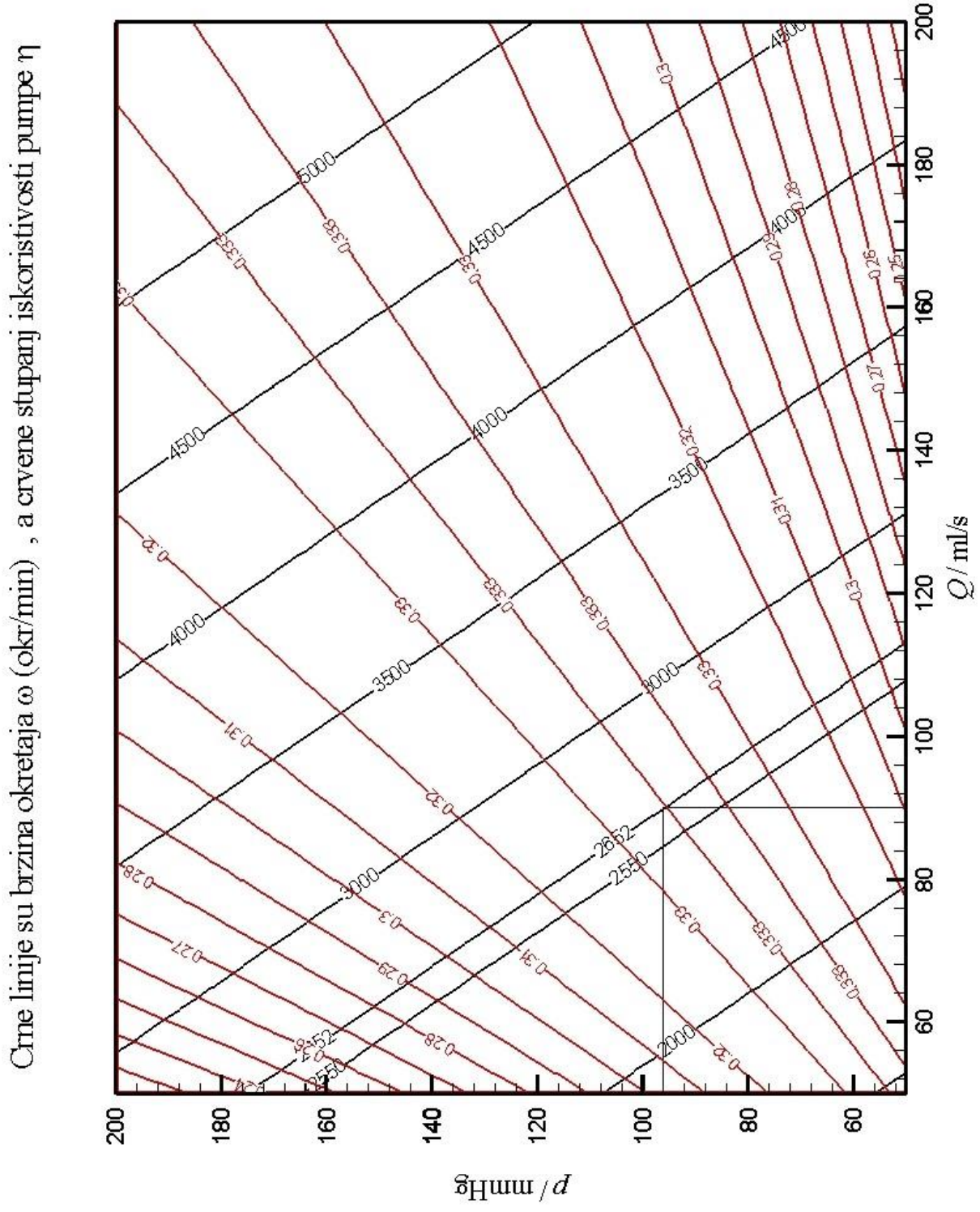
Druga verzija cilindrične frikcijske pumpe je dimenzija *D=42mm, L=42mm* i *b=0,81mm*. Ove dimenzije su odabrane prema kriteriju minimalnog gabaritnog volumena . Kod ove pumpe indeks oštećenja k_{max} iznosi oko 0,46, a gabaritni volumen V iznosi oko 58 cm^3. Iz dijagrama na slici 42 može se vidjeti kako u radnoj točci iskoristivost pumpe na vrhuncu i iznosi 33,3%. Može se također primijetiti kako polje iskoristivosti od 33,3% kod ovih dimenzija pumpe ima svoje zone. Potreban broj okretaja u radnoj točci je 3615 okretaja/minuti. Iz dijagrama na slici 43 vidi se kako u radnoj točci smično naprezanje τ iznosi 78 Pa, što je veće nego kod prve verzije cilindrične pume, ali je i dalje u granicama dopuštenog smičnog naprezanja. U zonama koje prelaze prirast tlaka od 180 mmHg i protok od 140 ml/s, naprezanja izlaze izvan granice maksimalnih naprezanja. Potrebna snaga za rad pumpe u radnoj točci je 3,45 W.

Treća verzija cilindrične frikcijske pumpe je dimenzija *D=48mm, L=48mm* i *b=0,83mm*. Ove dimenzije su odabrane kao balans između prve i druge verzije . Kod ove pumpe indeks oštećenja k_{max} iznosi oko 0,4, što je otprilike srednja vrijednost prve i druge verzije. Gabaritni volumen V iznosi oko 78 cm^3. Iz dijagrama na slici 44 može se vidjeti kako u radnoj točci iskoristivost pumpe na vrhuncu i iznosi 33,3%, uz broj okretaja od 2764 okretaja/minuti. Iz dijagrama na slici 45 vidi se kako u radnoj točci smično naprezanje τ iznosi 68.5 Pa, što je u granicama dopuštenog smičnog naprezanja. Potrebna snaga za rad pumpe u radnoj točci je 3,44 W. Može se vidjeti kako balansirana verzija ima gabaritni volumen smanjen za približno 19% uz slične performanse prve verzije, uz indeks oštećenja koji je 11% veći od prve verzije. Iz dijagrama na slici 45 se vidi kako pri većim prirastima tlaka i protocima ($\Delta p=180mmHg$, $Q=170\ ml/s$) smična naprezanja prelaze dozvoljena. Kako su to granice izvan mogućnosti rada u tijelu prosječnog čovjeka, ta zona se može i zanemariti. Te se može zaključiti kako balansirana verzija srčane pumpe može biti najbolji izbor za daljnju razradu i testiranja.

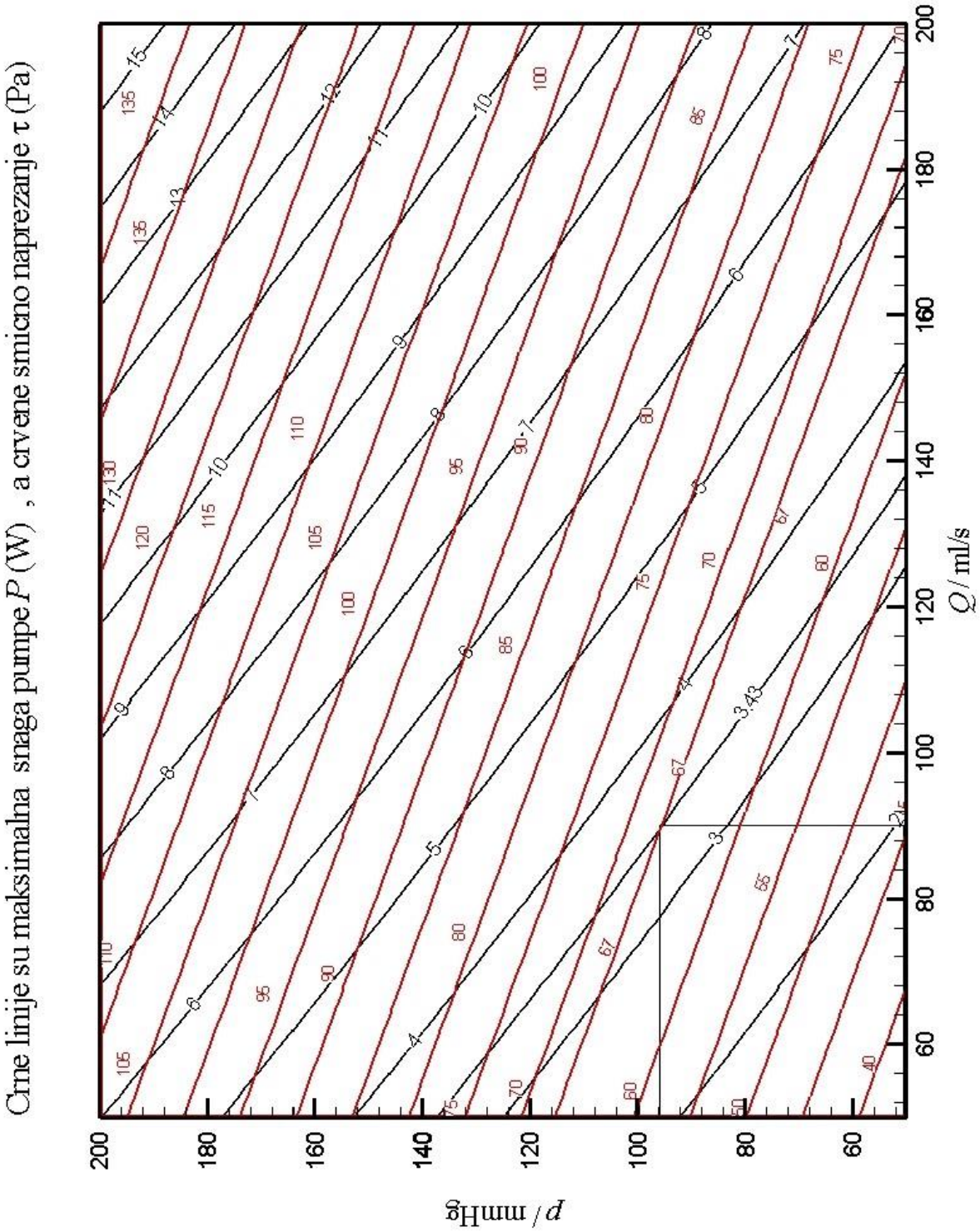
Tablica 1. Podaci za tri varijante cilindrične frikcijske pumpe u radnoj točki $\Delta p=90$ mmHg, i protok $Q=90$ ml/s

Pumpa / Veličina	Varijanta 1	Varijanta 2	Varijanta 3
	k_{min}	V_{min}	$k_{min}+ V_{min}$
D [mm]	49	42	48
L [mm]	49	42	48
b [mm]	0,83	0,81	0,83
k_{max}	0,36	0,46	0,40
V [cm^3]	96	58	78
η [%]	33,3	33,3	33,3
N_{sr} [okr/min]	2652	3615	2764
τ [Pa]	67	78	68,5
P [W]	3,43	3,45	3,44
Re	1497	1990	1527

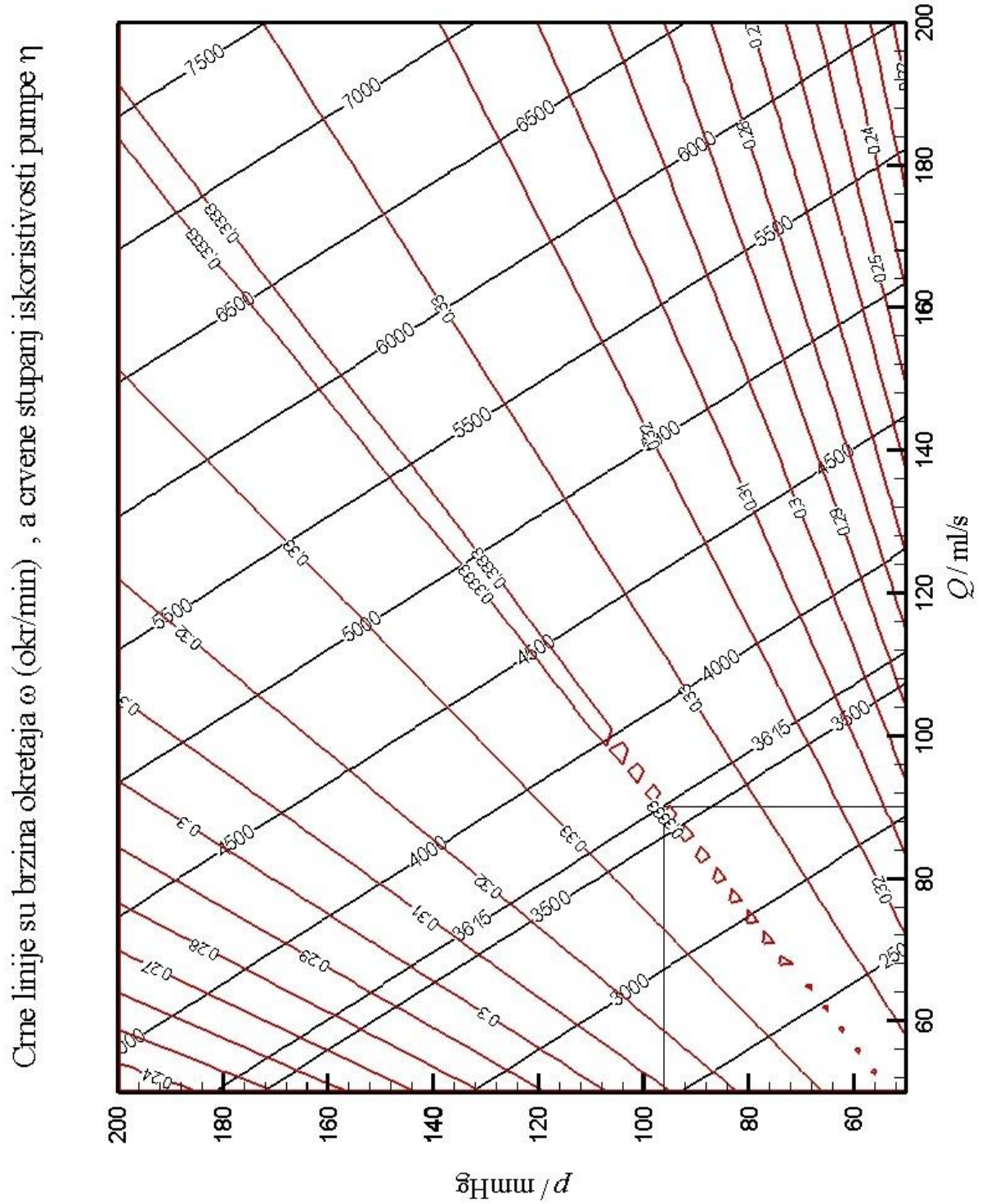
Iz tablice 1 se može vidjeti kako sve tri varijante pumpe postižu jednaku iskoristivost od 33,3%. Kod sve tri varijante pumpi smična naprezanja su u dopuštenim granicama, a odabirom dimenzija *D,L* i *b* se najviše utječe na volumen i indeks oštećenja. Reynoldsov broj kod sve tri varijante iznosi $Re<2000$, što znači da su analize izvršene u području laminarnog strujanja.



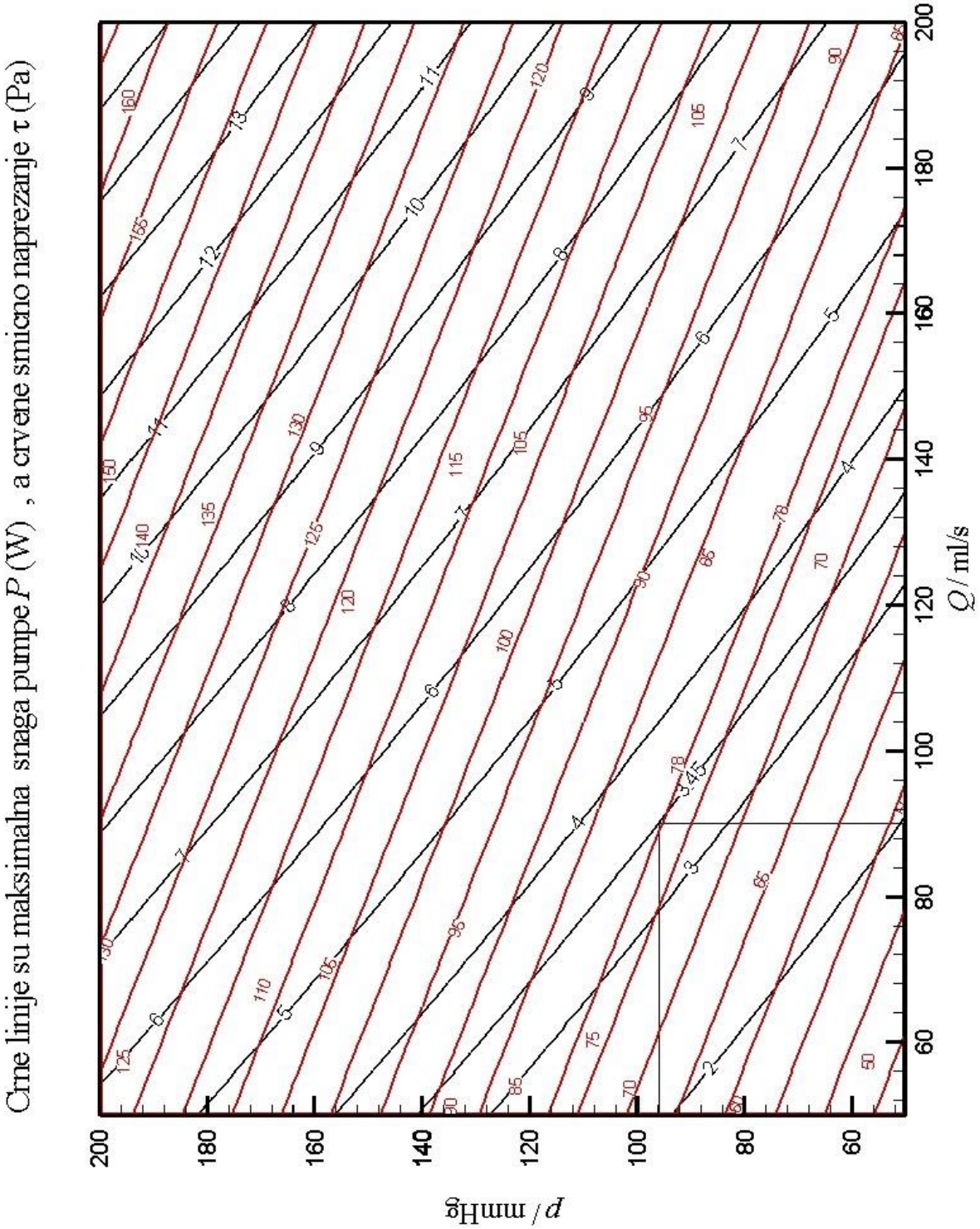
Slika 40. Radni dijagram s odnosom brzine okretaja ω i iskristivosti pumpe η za pumpu49x49 i zračnošću b=0.83



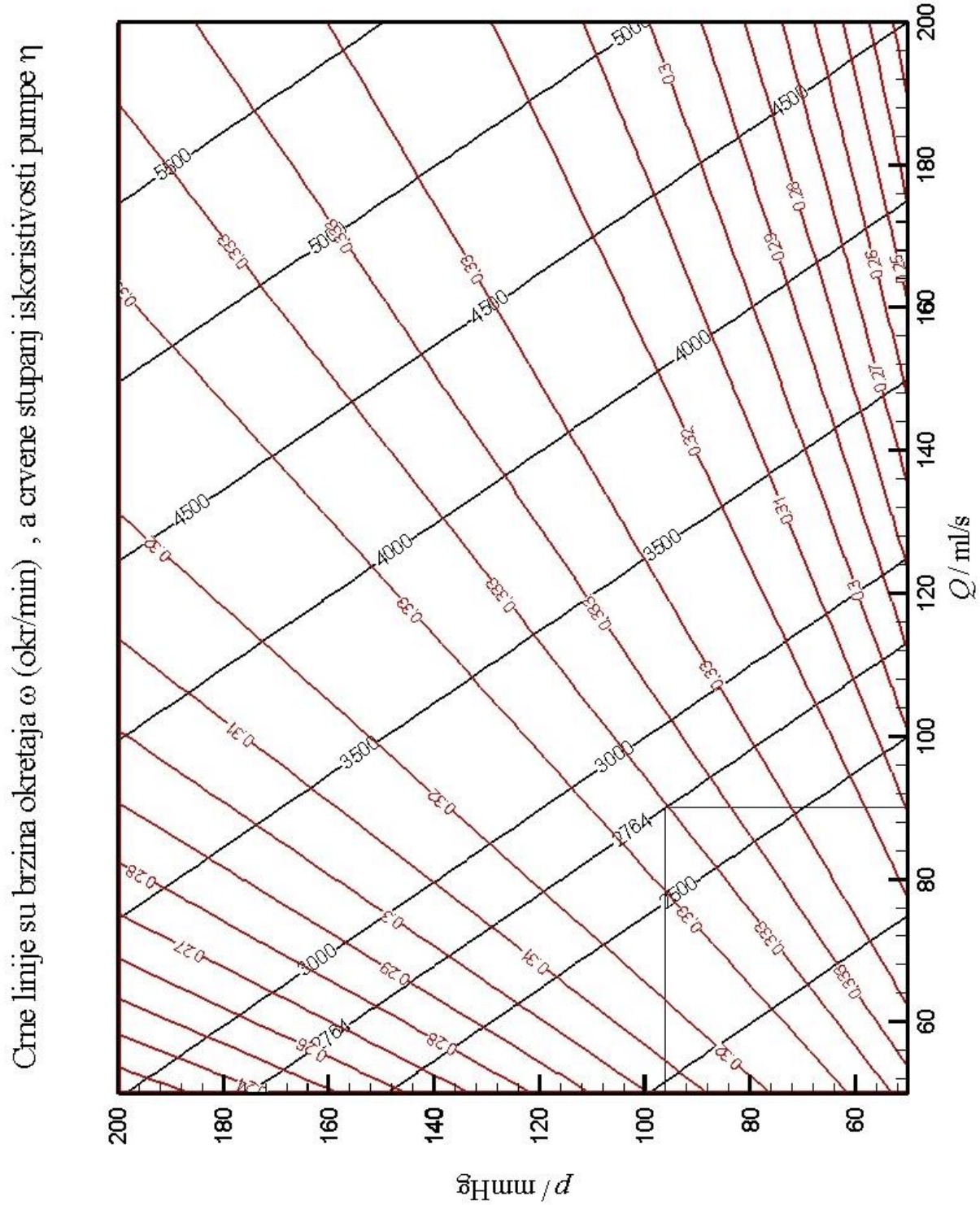
Slika 41. Radni dijagram s odnosom maksimalne snage pumpe P i smičnih naprezanja τ za pumpu49x49 i zračnošću b=0.83



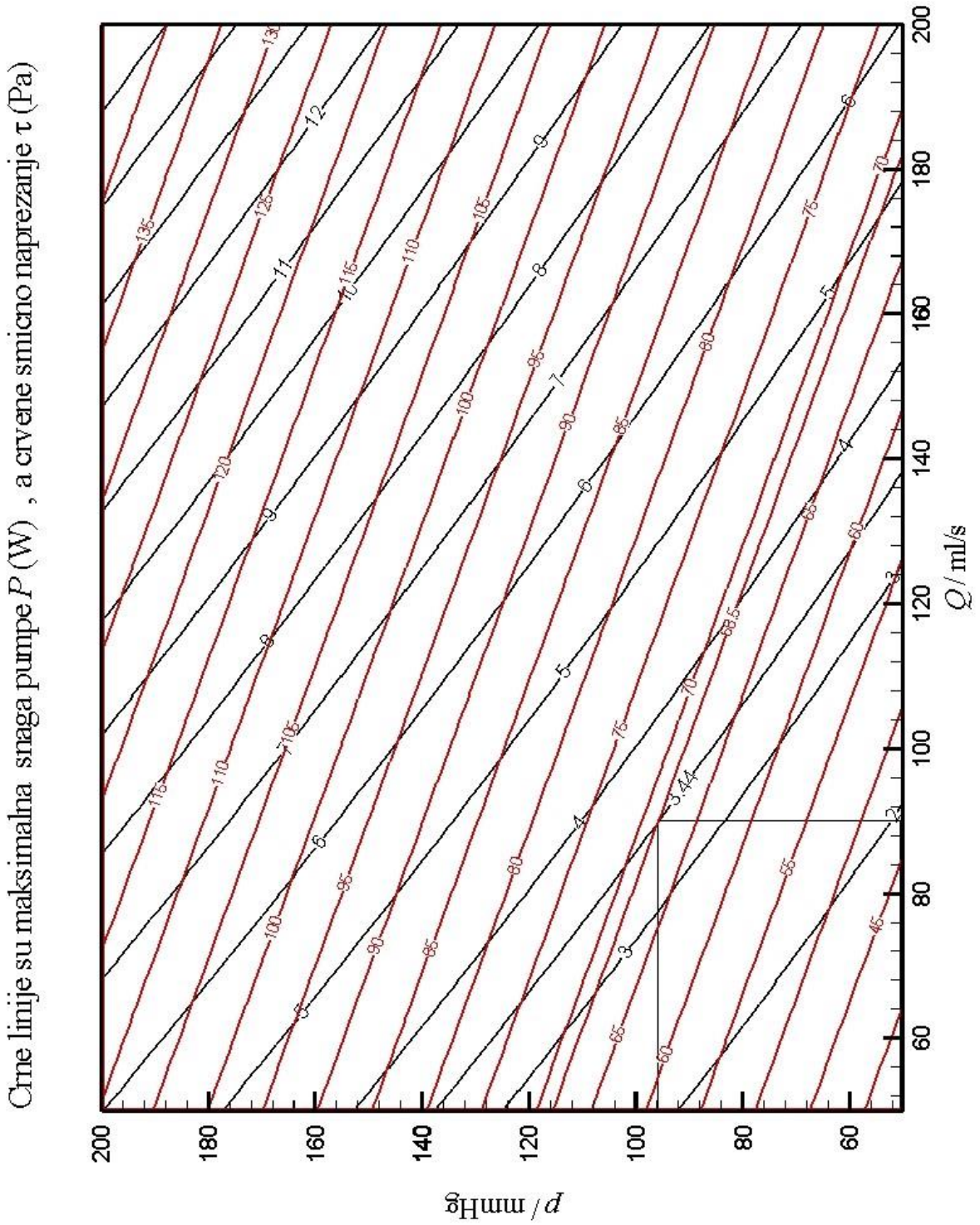
Slika 42. Radni dijagram s odnosom brzine okretaja ω i iskristivosti pumpe η za pumpu42x42 i zračnošću b=0.81



Slika 43. Radni dijagram s odnosom maksimalne snage pumpe P i smičnih naprezanja τ za pumpu42x42 i zračnošću b=0.81



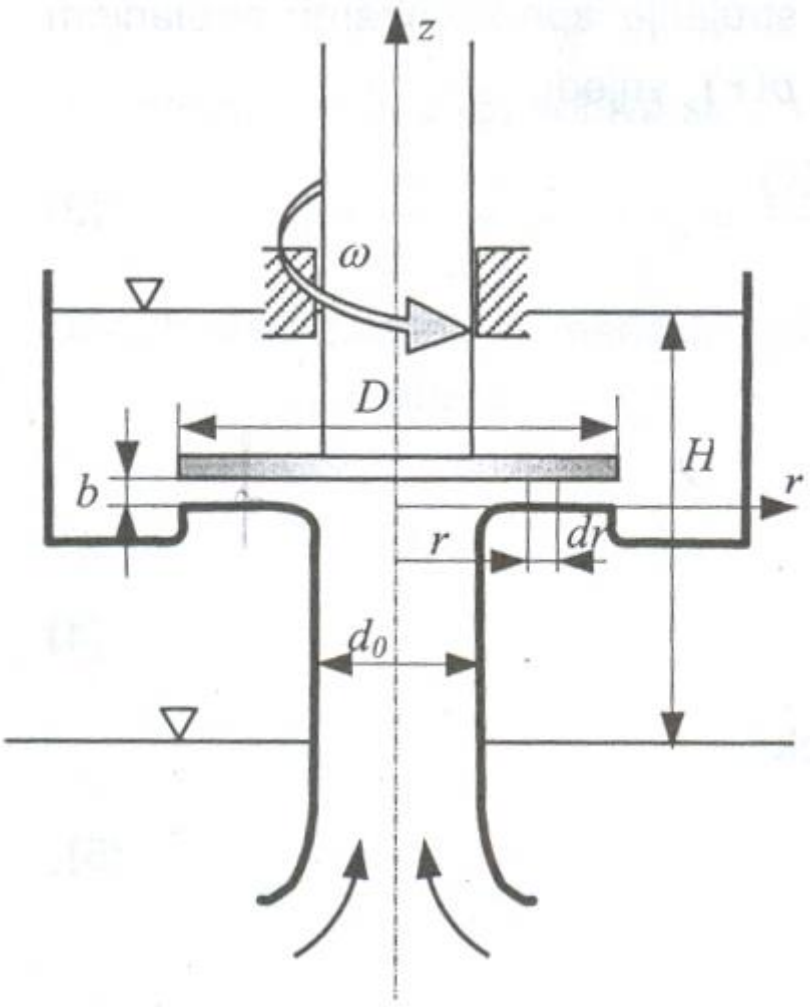
Slika 44. Radni dijagram s odnosom brzine okretaja ω i iskristivosti pumpe η za pumpu48x48 i zračnošću b=0.83



Slika 45. Radni dijagram s odnosom maksimalne snage pumpe P i smičnih naprezanja τ za pumpu48x48 i zračnošću b=0.83

4.3. Frikcijska pumpa s rotirajućim diskom

Frikcijska pumpa s rotirajućim diskom (slika 46) koristi trenje na disku za tjeranje fluida kroz istu. Disk se rotira kutnom brzinom ω i tjera fluid kroz prostor između diska i kućišta zračnosti b. Pretpostavlja se laminarno stacionarno strujanje s obzirom na koordinatni sustav koji rotira zajedno s pumpom. Pretpostavlja se da je brzina $v_\vartheta=1/2\omega r$, $v_r=v_r(r,z)$, te da je $v_z=0$. Ova pretpostavka vrijedi samo kada je zračnost b jako mala.



Slika 46. Shema frikcijske pumpe s rotirajućim diskom [29]

Jednadžba kontinuiteta u cilindarskim koordinatama, uz $v_\vartheta=1/2\omega r$, i $v_z=0$ glasi

$$\frac{1}{r}\frac{\delta}{\delta r}(\rho r v_r)=0 \qquad \textbf{(32)}$$

Iz čega se dobije

$$r v_r = C(z) \quad \text{ili } v_r=\frac{C(z)}{r} \qquad \textbf{(33)}$$

Jednadžba količine gibanja u smjeru r glasi

$$\rho\left(v_r\frac{\delta v_r}{\delta r}-\frac{v_\vartheta^{\,2}}{r}\right)=\mu\left[\frac{\delta}{\delta r}\frac{\delta(rv_r)}{\delta r}+\frac{\delta^2 v_r}{\delta z^2}\right]-\frac{\delta p}{\delta r}-\frac{C(z)}{r}\frac{C(z)}{rz} \quad \textbf{(34)}$$

Nakon primjenjivanja pretpostavki da je $v_\vartheta=1/2\omega r$, $v_r=v_r(r,z)$ i $v_z=0$, i nakon sređivanja jednadžbe, dobiva se izraz

$$\frac{d^2C(z)}{dz}=\frac{1}{\mu}\left[r\frac{\delta p}{\delta r}-\frac{\rho\omega^2r^2}{4}\right]=K=const. \quad \textbf{(35)}$$

Integracijom jednadžbe (35) dobiva se

$$\frac{d^2C(z)}{dz^2}=K \quad /\int$$

$$\frac{dC(z)}{dz}=Kz+C_1 \quad /\int \quad \textbf{(36)}$$

$$C(z)=K\frac{z^2}{2}+C_1z+C_2$$

Primjenom rubnih uvjeta $z=0$ i $v_r=0$ dobiva se

$$C_2=0 \quad \textbf{(37)}$$

I primjenom drugog rubnog uvjeta $z=b$ i $v_r=0$ dobiva se

$$C_1=-\frac{Kb}{2} \quad \textbf{(38)}$$

Uvrštavanjem (37) i (38) u izraz (36) dobije se

$$C(z)=\frac{K}{2}\left(z^2+bz\right) \quad \textbf{(39)}$$

Konstanta K se može dobiti korištenjem jednadžbe za protok

$$Q=\int_0^b v(r)\cdot 2\pi r dz=2\pi\int_0^b C(z)dz \quad \textbf{(40)}$$

Nakon razrade jednadžbe (40) dobije se izraz za konstantu K

$$K=-\frac{6Q}{\pi b^3} \quad \textbf{(41)}$$

Uvrštavanjem izraza (41) u izraz (36) dobije se izraz za $C(z)$

$$C(z)=-\frac{3Q}{\pi b^3}(z^2-bz) \quad \textbf{(42)}$$

Uvrštavanjem izraza (40) u izraz (35), te integriranjem desne strane izraza (35) dobije se izraz za tlak

$$p(r)=-\frac{6Q\mu}{\pi b^3}\ln r+\frac{\rho\omega^2r^2}{32}+C_2 \quad \textbf{(43)}$$

Primjenom rubnih uvjeta

$$p = p_1 \quad \text{za } r = \frac{d}{2}$$

$$p = p_2 \quad \text{za } r = \frac{D}{2}$$

I oduzimanjem p_1 od p_2 dobije se izraz za prirast tlaka u pumpi

$$\Delta p = -\frac{6Q\mu}{\pi b^3}\ln\frac{D}{d} + \frac{\rho\omega^2}{32}(D^2 - d^2) \qquad \textbf{(44)}$$

Očito je da ovaj izraz, koji je izveden uz pretpostavke koje nam omogućuju analitičko rješenje, neće odražavati pravu fiziku pojave, jer on kazuje da za slučaj velike zračnosti prirast tlaka ovisi samo o kutnoj brzini rotacije što je nefizikalno. Primjerice za b teži k beskonačno očekuje se da Δp teži k nuli, što je suprotno izrazu (44).

Uvrštavanjem izraza (42) u izraz (33), i ako se taj izraz derivira po polumjeru r i pomnoži s viskoznosti μ , dobije se jednadžba za komponentu smičnog naprezanja τ_{zr}

$$\tau_{rz} = -\frac{\mu}{r}\frac{3Q}{\pi b^3}(2z - b) \qquad \textbf{(45)}$$

Kako se z koordinata opisuje raspor b, i kreće se u području između 0 i b, jednadžba (45) se može zapisati kao

$$\tau_{rz} = \frac{\mu}{r}\frac{3Q}{\pi b^2} \qquad \textbf{(46)}$$

Predznak granične vrijednosti τ_{zr} neće imati utjecaja sveukupno smično naprezanje. Izraz za komponentu smičnog naprezanja $\tau_{z\vartheta}$ glasi

$$\tau_{z\vartheta} = \frac{\mu\omega r}{b} \qquad \textbf{(47)}$$

Izraz za smično naprezanje glasi

$$\tau = \sqrt{\tau_{z\vartheta}^{\ 2} + \tau_{rz}^{\ 2}} = \sqrt{\left(\frac{\mu\omega r}{b}\right)^2 + \left(\frac{3Q\mu}{r\pi b}\right)^2} \qquad \textbf{(48)}$$

Izraz za utrošenu snagu se dobiva jednadžbom

$$dP_u = dF \cdot \omega \cdot r = \tau_{z\vartheta} \cdot 2r\pi dr \cdot \omega \cdot r = \frac{\mu\omega^2}{b} \cdot 2\pi r^3 dr \qquad \textbf{(49)}$$

Što nakon integriranja daje konačan izraz

$$P_u = \frac{\mu\omega^2}{b} \cdot 2\pi \int_{d/2}^{D/2} r^3 dr = \frac{\pi\mu\omega^2}{32b}\left(D^4 - d^4\right) \qquad \textbf{(50)}$$

Izraz za dobivenu snagu glasi

$$P_d = \Delta p \cdot Q \qquad \textbf{(51)}$$

Stupanj iskoristivosti pumpe

$$\eta = \frac{\Delta p \cdot Q}{P_u} \quad \textbf{(52)}$$

Za dimenzioniranje pumpe uvodi se bezdimenzijski parametar

$$\alpha = \frac{D}{d} \quad \textbf{(53)}$$

Uz pretpostavku da je ulazni promjer *d* iznosi 25 mm. A zračnost *b* se definira preko Reynoldsovog broja (za koji se uzima 1000, što bi trebalo osigurati laminarno strujanje) izrazom

$$b = \frac{\mu \cdot \mathrm{Re}}{\rho \omega_{sr} D} \quad \textbf{(54)}$$

Kutna brzina se može izraziti preko izraza (44)

$$\omega = \sqrt{\frac{32\left(\Delta p + \frac{6Q\mu}{\pi b^3}\ln\alpha\right)}{\rho\left(D^2 - d^2\right)}} \quad \textbf{(55)}$$

Kao i kod cilindrične frikcijske pumpe, izraz za indeks oštećenja krvi glasi

$$k = 3.66 \cdot 10^{-6} \cdot t^{0.77} \cdot \tau^{3.075} \quad \textbf{(56)}$$

Gdje je vrijeme koje krvna slanica provede u pumpi

$$t = \frac{2\pi b(D^2 - d^2)}{2Q_{sr}} \quad \textbf{(57)}$$

Izraz za gabaritni volumen glasi

$$V = \frac{D^2 b \pi}{4} \quad \textbf{(58)}$$

4.3.1. Dijagrami za dimenzioniranje frikcijske pumpe s rotirajućim diskom

Za dimenzioniranje frikcijske pumpe s rotirajućim diskom koristit će se jednadžbe (48), (50), (53), (54), (55), (56) i (58). Uz zadane granične vrijednosti prirasta tlaka Δp i protoka Q provedena je analiza u softverskom paketu Mathlab . Proračun pumpe je proveden u rasponu srednje brzine okretaja (brzine u ciljanoj radnoj točki pumpe) od 500 do 1500 okr/min. Također je određen i raspon parametra $\alpha=D/d$ u rasponu od 2 do 5. Također da bi pretpostavke za laminarno strujanje vrijedile, koristi se Reynoldsov broj *Re=1000*. Dobiveni dijagrami su prikazani na slikama 47 do 50.

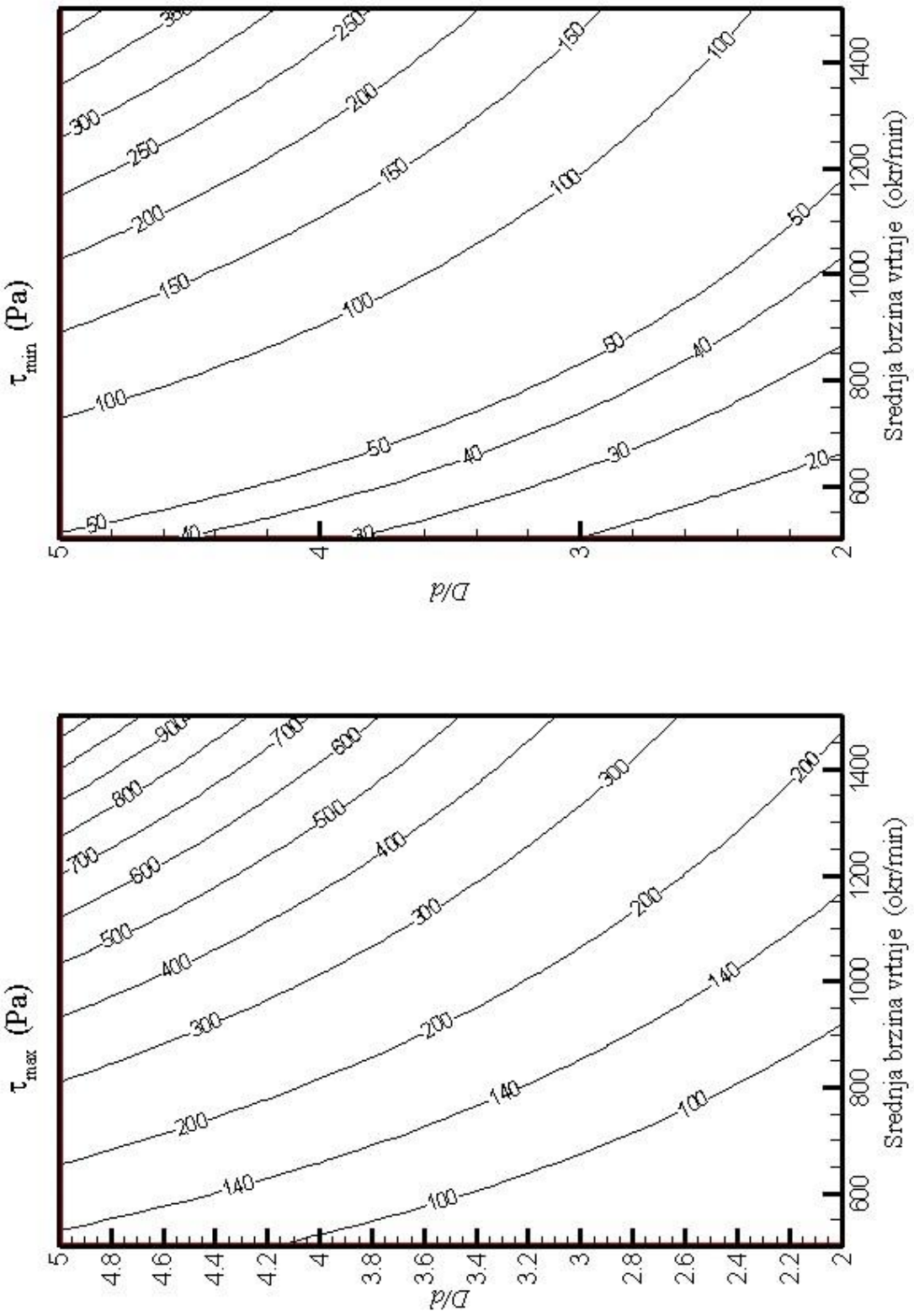
Dijagrami na slici 47 pomažu pri određivanju područja promatranih podataka, na temelju kojih će se dizajnirati model cilindrične frikcijske pumpe. Kako su minimalna naprezanja koja

se od pumpe očekuju *30 Pa*, a maksimalna *140 Pa*. Iz dijagrama na slici 48 može se vidjeti kako su za, razliku od cilindrične frikcijske pumpe, kod frikcijskih pumpi s rotirajućim diskom drugačiji odnosi minimalnih i maksimalnih naprezanja s minimalnim i maksimalnim brojem okretaja pumpe.

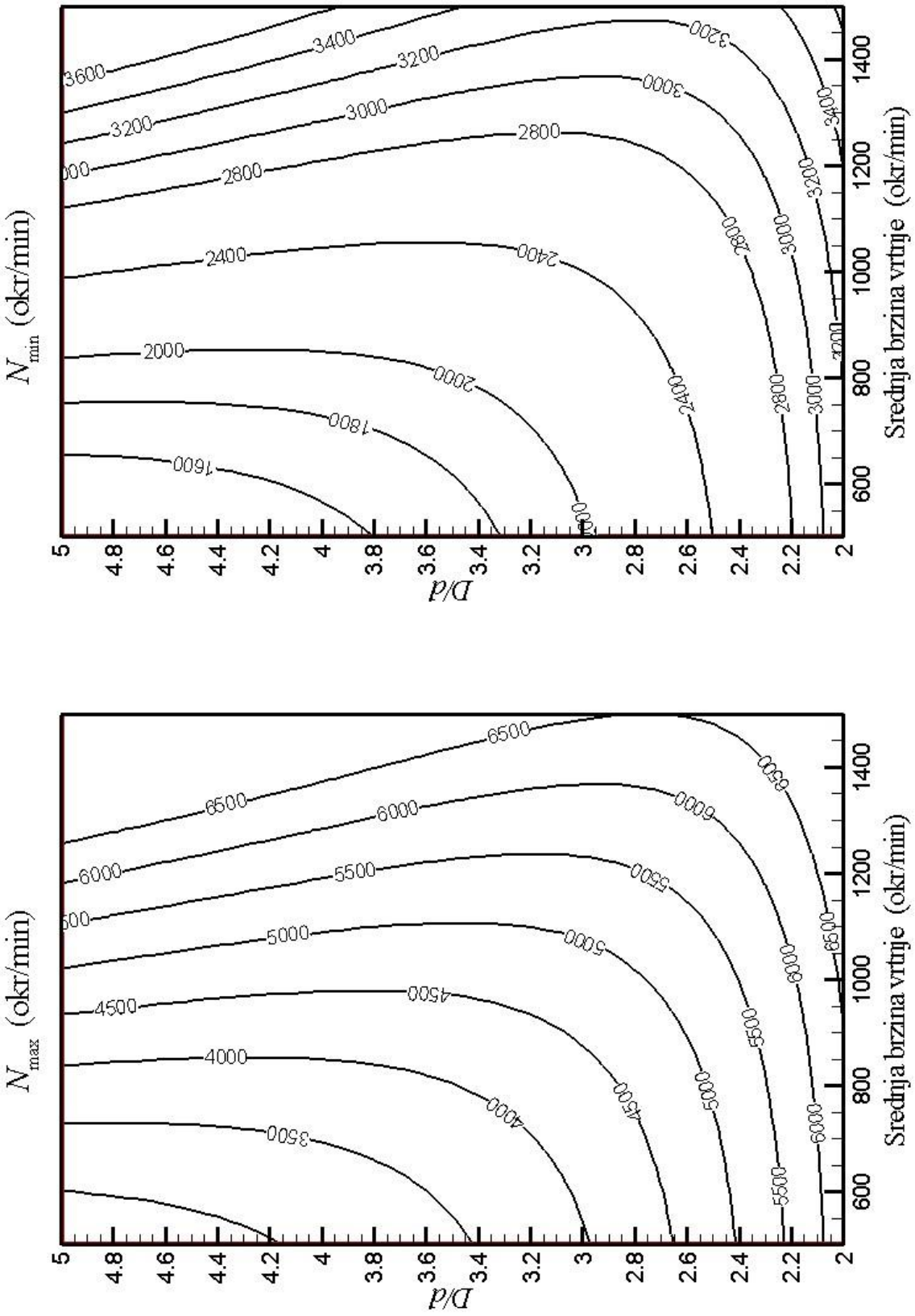
Na slikama 49 i 50 su debelim crnim crtama označene granice promatranog područja, svi podatci izvan tog područja se odbacuju, jer su naprezanja za te podatke ili prevelika ili premala.

Na dijagramu sa slike 49 može se vidjeti kako porastom broja okretaja i indeks oštećenja k_{max} i potrebna zračnost b rastu. Isto tako većim prirastom tlaka se također ti iznosi povećavaju. Dijagram na slici 50 opisuje kako se porastom srednje brzine vrtnje i porastom prirasta tlaka smanjuje potrebni gabaritni volumen. Isto tako dijagram pokazuje kako se porastom prirasta tlaka zahtjeva motor veće snage.

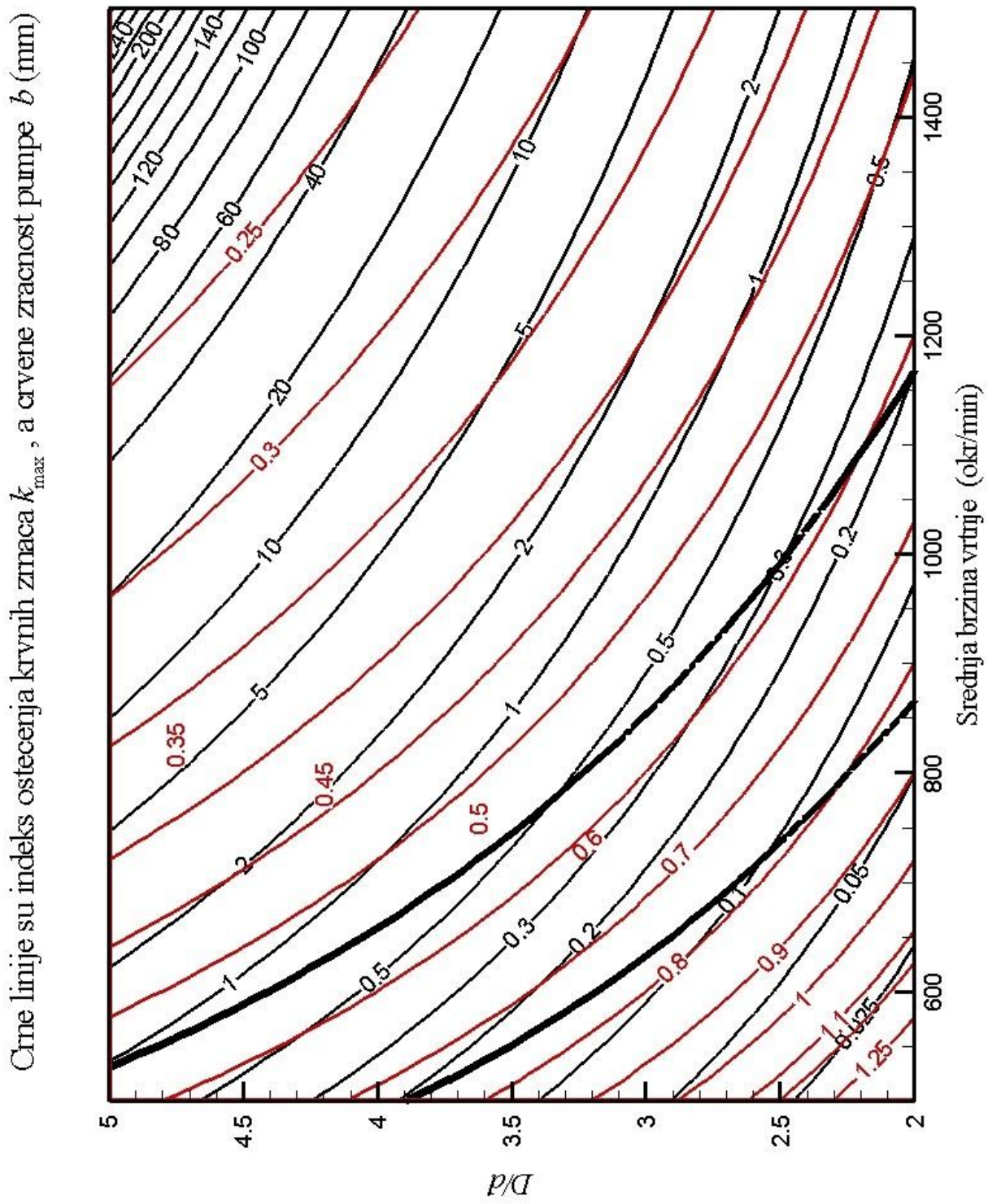
Podatci s ovih dijagrama se moraju uzeti s rezervom, zato jer nema egzaktnog analitičkog rješenja, a pretpostavke $v_\vartheta = 1/2\omega r$ stvara kontradikciju i vrijedi samo kada je prostor između dvije stjenke b jako mali.



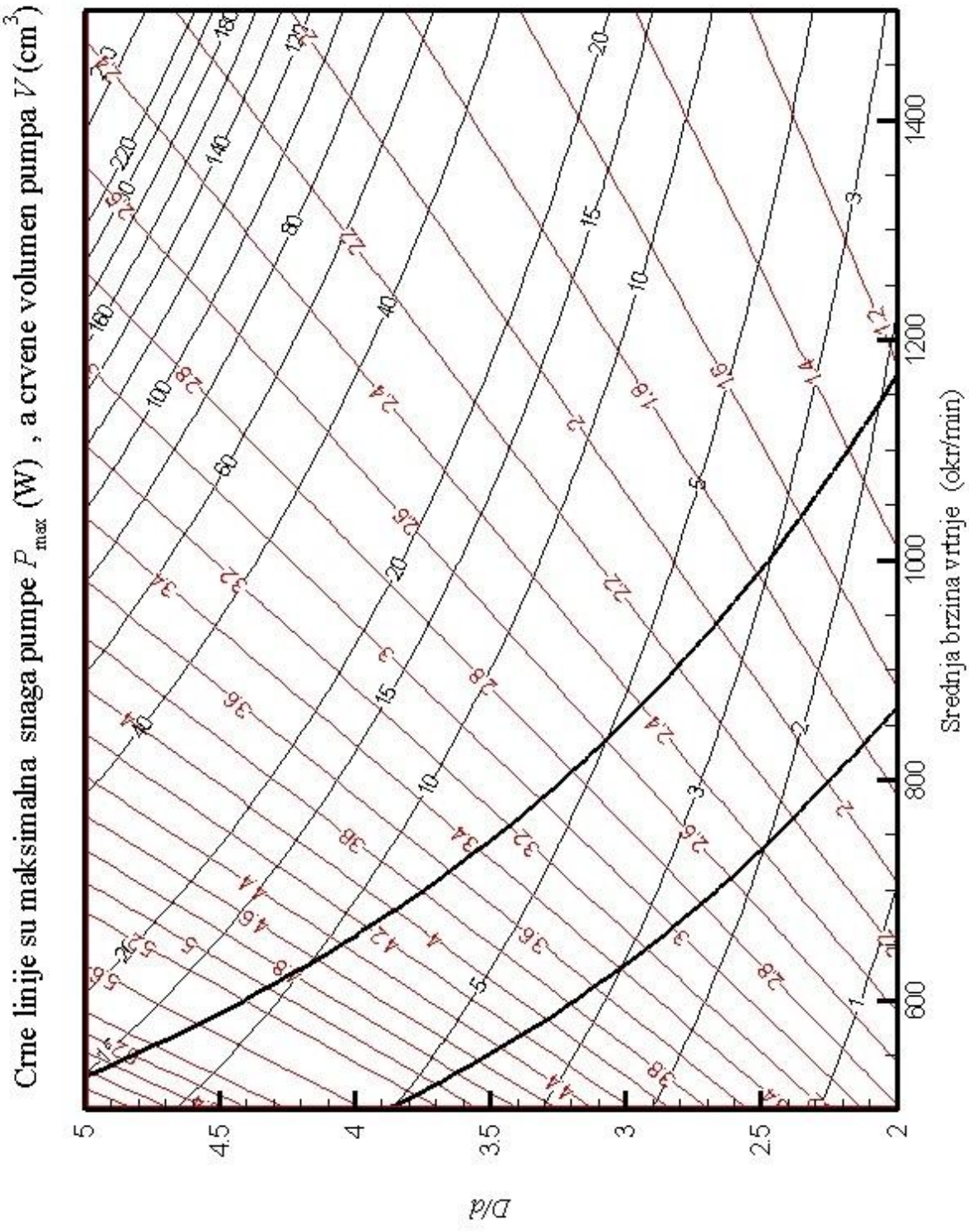
Slika 47.Maksimalna i minimalna smična naprezanja u frikcijskoj pumpi s rotirajučim diskom



Slika 48. Maksimalni i minimalni potreban broj okretaja kod frikcijske pumpe s rotirajućim diskom



Slika 49. Odnos indeksa oštećenja k_{max} i zračnosti b frikcijske pumpe s rotirajućim diskom



Slika 50. Odnos maksimalne snage P_{max} i gabaritnog volumena V frikcijske pumpe s rotirajućim diskom

4.3.2. Radna karakteristika frikcijske pumpe s rotirajućim diskom

Na temelju dijagrama za dimenzioniranje frikcijskih pumpi s rotirajućim diskom , odabrane su tri verzije cilindrične frikcijske pumpe kojima će se analizirati radna karakteristika.

Kriteriji koji će se razmatrati pri odabiru dimenzija pumpe imaju važnost sljedećim redoslijedom:

1. Da je indeks oštećenja k_{max} što manji. On predstavlja glavni zahtjev kod srčanih pumpi
2. Da su smična naprezanja u granicama od 30 do 140 Pa.
3. Što manje dimenzije pumpe (ako bi se koristila kao ugradbena).
4. Što manja snaga potrebna za rad. S manjom potrebnom snagom, smanjuje se potreba za velikim izvorima energije, i pruža mogućnost punjenja uređaja preko kože.

Ovdje se također analiziraju tri varijante pumpe: prva verzija odabrana prema kriteriju minimalnog oštećenja krvi i većeg omjera *D/d*., druga verzija odabrana prema kriteriju minimalnog oštećenja krvi i manjeg omjera *D/d*i treća verzija odabrana prema kriteriju minimalnog volumena, a glavni rezultati su prikazani u Tablici 2.

Prva varijanta frikcijske pumpe s rotirajućim diskom je dimenzija *D=75*mm, *L=25*mm i *b=0,75*mm. Ove dimenzije su odabrane prema kriteriju minimalnog oštećenja krvi i većeg omjera *D/d*. Kod ove pumpe indeks oštećenja k_{max} iznosi oko 0,135, a gabaritni volumen *V* iznosi oko 3,4 cm^3. Iz dijagrama na slici 51 može se vidjeti kako u radnoj točci (gdje je prirast tlaka $\Delta p=90$ mmHg, i protok *Q=90* ml/s) iskoristivost pumpe iznosi 80%, što dovodi u pitanje korektnost podataka. Frikcijske pumpe imaju efikasnost između 22 i 35%. Ako se pogleda cijeli dijagram, može se vidjeti kako iskoristivost raste iznad 100%. Ovo je posljedica pretpostavke da je brzina $v_\vartheta=1/2\omega r$ (što je u kontradikciji s jednadžbom količine gibanja u obodnom smjeru), te u zanemarivanju konvekcijskog člana u jednadžbi količine gibanja za radijalni smjer. Očito bi za točnije rezultate u ovom slučaju trebalo koristiti rezultate koji bi se temeljili na numeričkom rješavanju potpunih Navier-Stokesovih jednadžbi. Stoga se može zaključiti da radne dijagrame frikcijskih pumpi s rotirajućim diskom treba uzimati s velikom rezervom. Potreban broj okretaja u radnoj točci je 2830okretaja/minuti. Iz dijagrama na slici 52 vidi se kako u radnoj točci smično naprezanje τ iznosi 61,5 Pa, što je u granicama dopuštenog smičnog naprezanja. Potrebna snaga za rad pumpe u radnoj točci je 1,44 W.

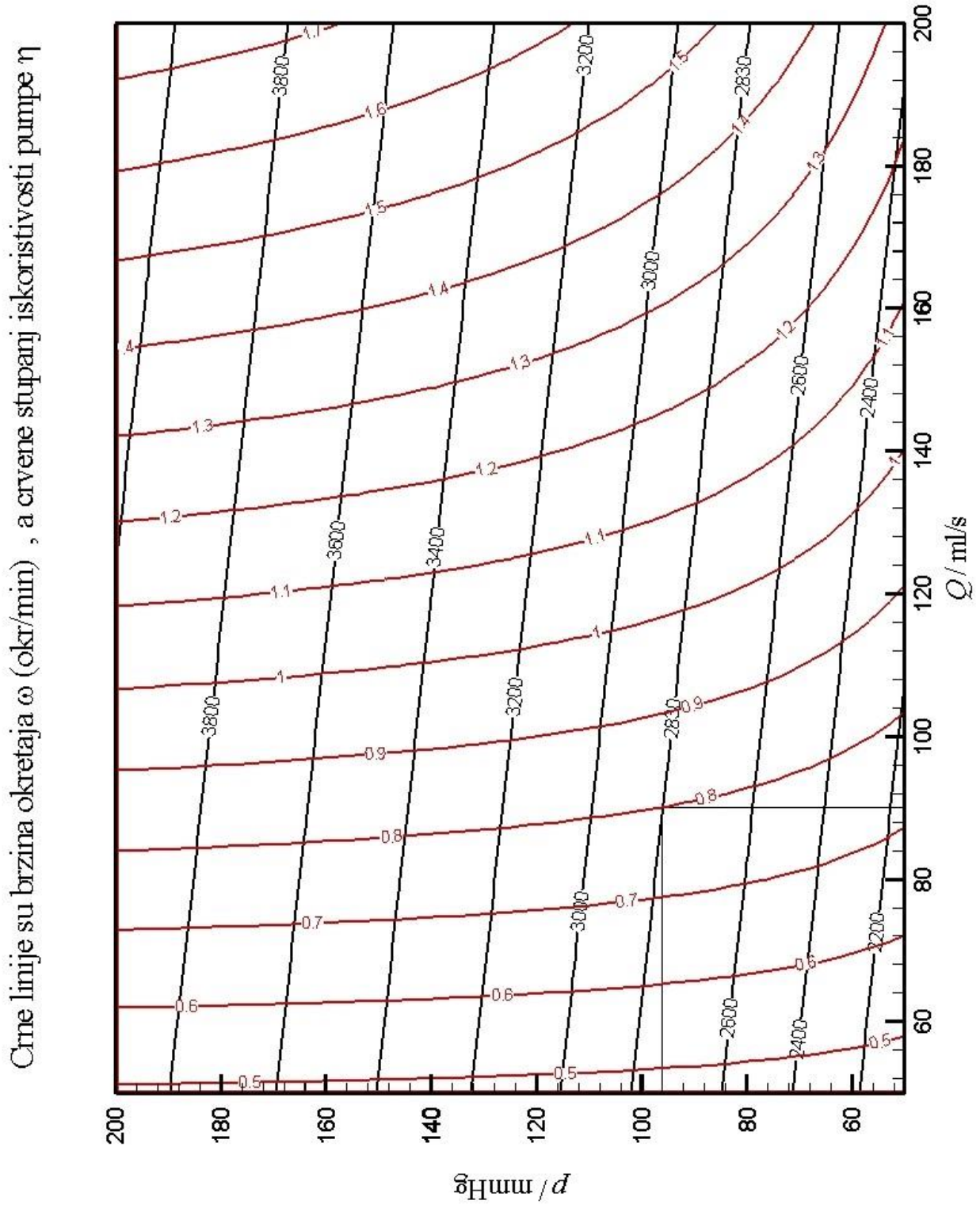
Druga varijanta fikcijske pumpe s rotirajućim diskom je dimenzija *D=50*mm, *L=25*mm i *b=0,87*mm. Ove dimenzije su odabrane prema kriteriju minimalnog oštećenja krvi ne gledajući utjecaj odnosa *D/d*, te je izabran minimalni omjere unutarnjeg i vanjskog promjera. Kod ove pumpe indeks oštećenja k_{max} iznosi oko 0,07, a gabaritni volumen *V* iznosi oko 1,66 cm^3. Iz dijagrama na slici 53 može se vidjeti kako u radnoj točci iskoristivost pumpe iznosi 200%. A potreban broj okretaja u radnoj točci je 4449 okretaja/minuti. Iz dijagrama na slici 54 vidi se kako u radnoj točci smično naprezanje τ iznosi 56,5 Pa, što je veće nego kod prve varijante ovog tipa pumpe, ali je i dalje u granicama dopuštenog smičnog naprezanja. U svim zonama promatranim u dijagramu ove dvije verzije su unutar dopuštenih granica smičnog naprezanja. Potrebna snaga za rad pumpe u radnoj točci je 0,573 W.

Treća varijanta fikcijske pumpe s rotirajućim diskom je dimenzija *D=50*mm, *L=25*mm i *b=0,67*mm. Ove dimenzije su odabrane prema kriteriju minimalnog volumena. Kod ove pumpe indeks oštećenja k_{max} iznosi oko 0,2, a gabaritni volumen *V* iznosi oko 1.2 cm^3. Iz dijagrama na slici 55 može se vidjeti kako u radnoj točci iznosi 144,7%, a potrebna brzina okretanja 4593 okretaja/ minuti. . Iz dijagrama na slici 56 vidi se kako u radnoj točci smično naprezanje τ iznosi 77,9 Pa, što je veće nego kod prve verzije ovog tipa pumpe, ali je i dalje u granicama dopuštenog smičnog naprezanja. U zonama s jako velikim brojem okretaja (*Q>180 ml/*s), porastom prirasta tlaka Δp smična naprezanja počinju izlaziti iz dopuštenih granica Potrebna snaga za rad pumpe u radnoj točci je 0,791 W.

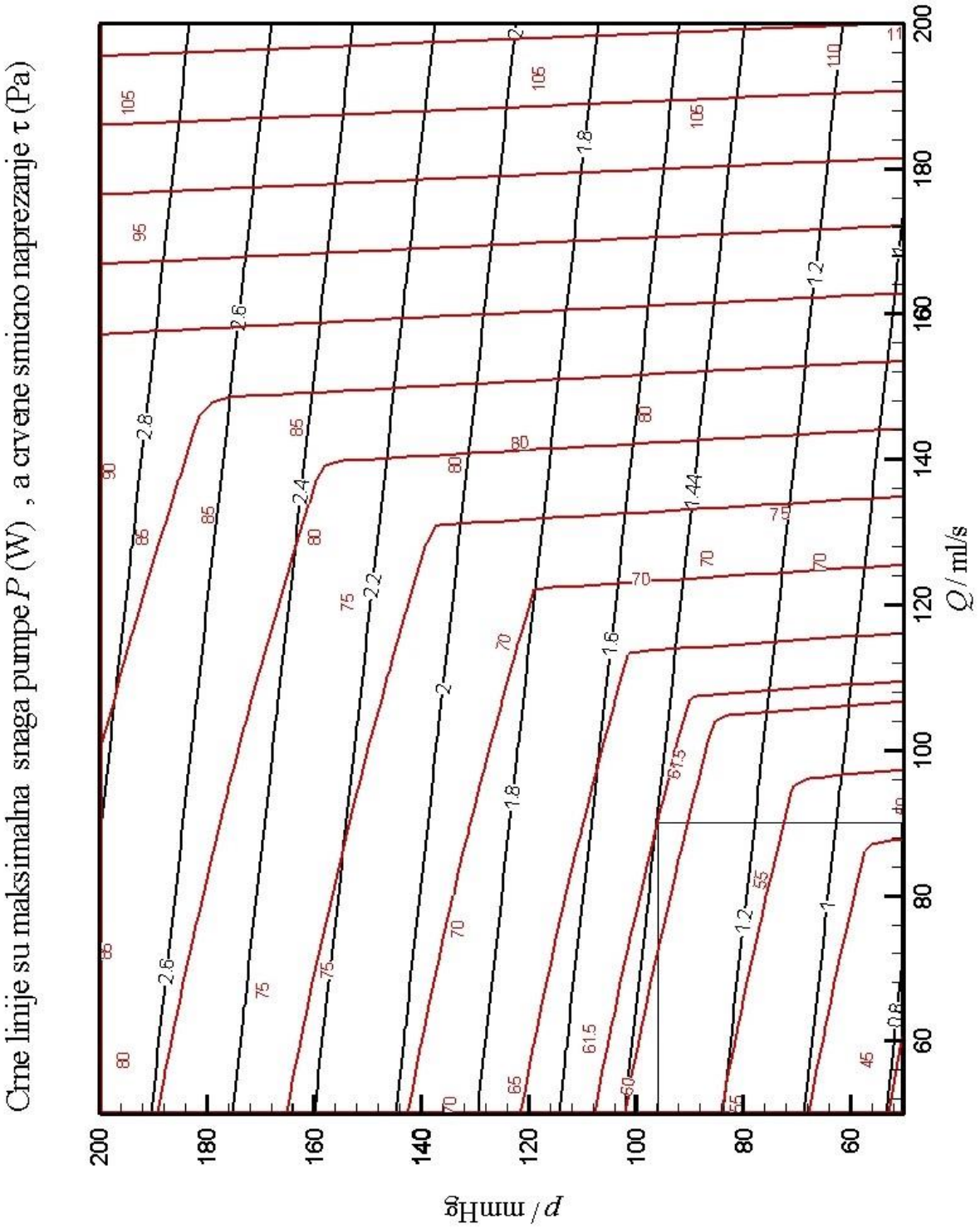
Frikcijske pumpe s rotirajućim diskom prividno daju bolje rezultate od cilindričnih frikcijskih pumpi, ali se ti podatci mogu odbaciti. Kod ovih pumpi se stvara potreba za definiranjem egzaktnih uvjeta strujanja fluida kako bi se ove pumpe mogle pravilno analizirati i definirati njihova radna karakteristika.

Tablica 2 . Podaci za tri varijante frikcijske pumpe s rotirajućim diskom u radnoj točki *Δp=90* mmHg, i protok *Q=90* ml/s

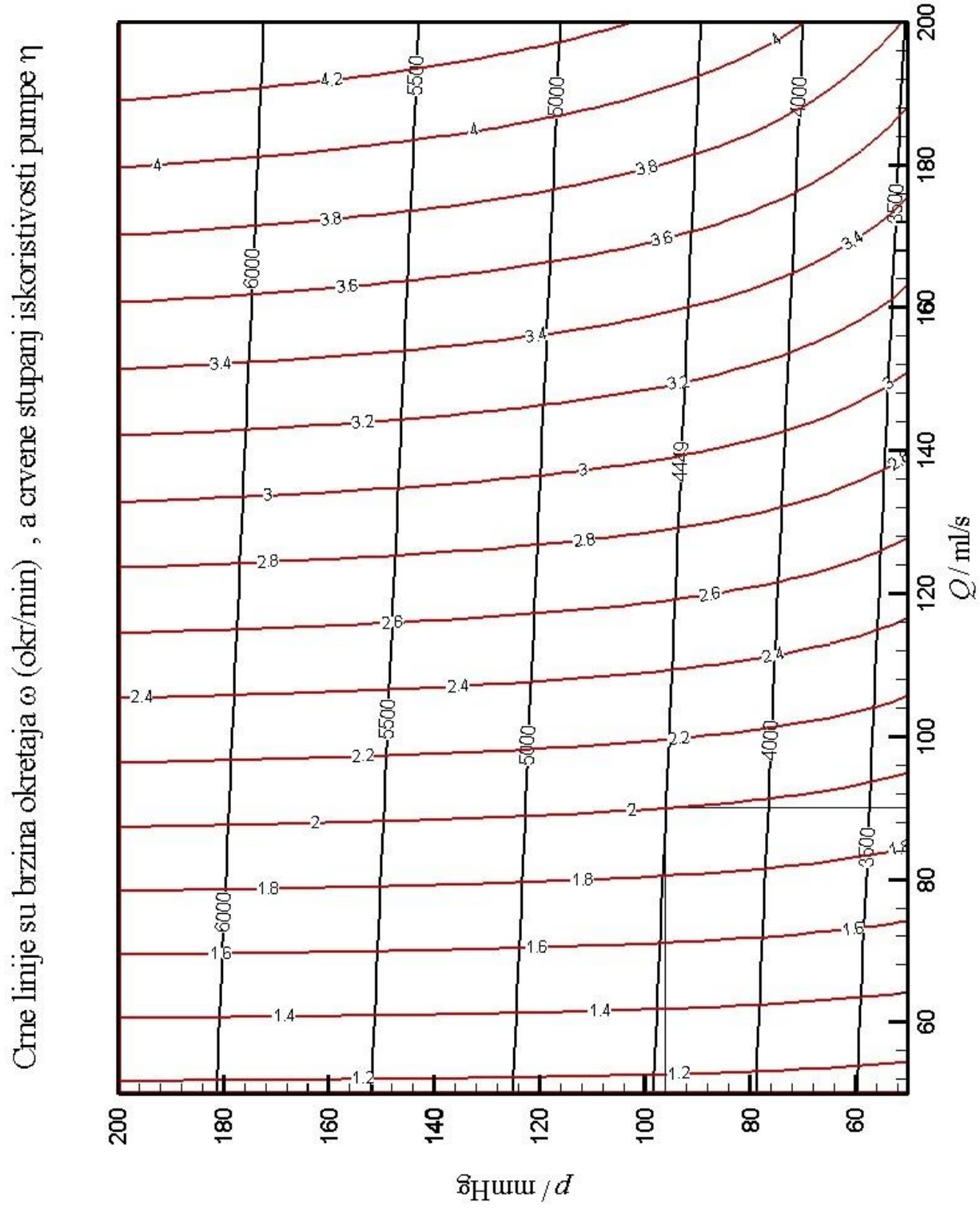
Pumpa / Veličina	Varijanta 1	Varijanta 2	Varijanta 3
	k_{min}, $<D/d$	k_{min}, $>D/d$	V_{min}
D [mm]	75	50	50
L [mm]	25	25	25
b [mm]	0,75	0,87	0,67
k_{max}	0,135	0,07	0,2
V [cm^3]	3,4	1,66	1,2
η [%]	80	200	144,7
N_{sr} [okr/min]	2830	4449	4593
τ [Pa]	61,5	56,5	77,9
P [W]	1,44	0,573	0,791
Re	1000	1000	1000



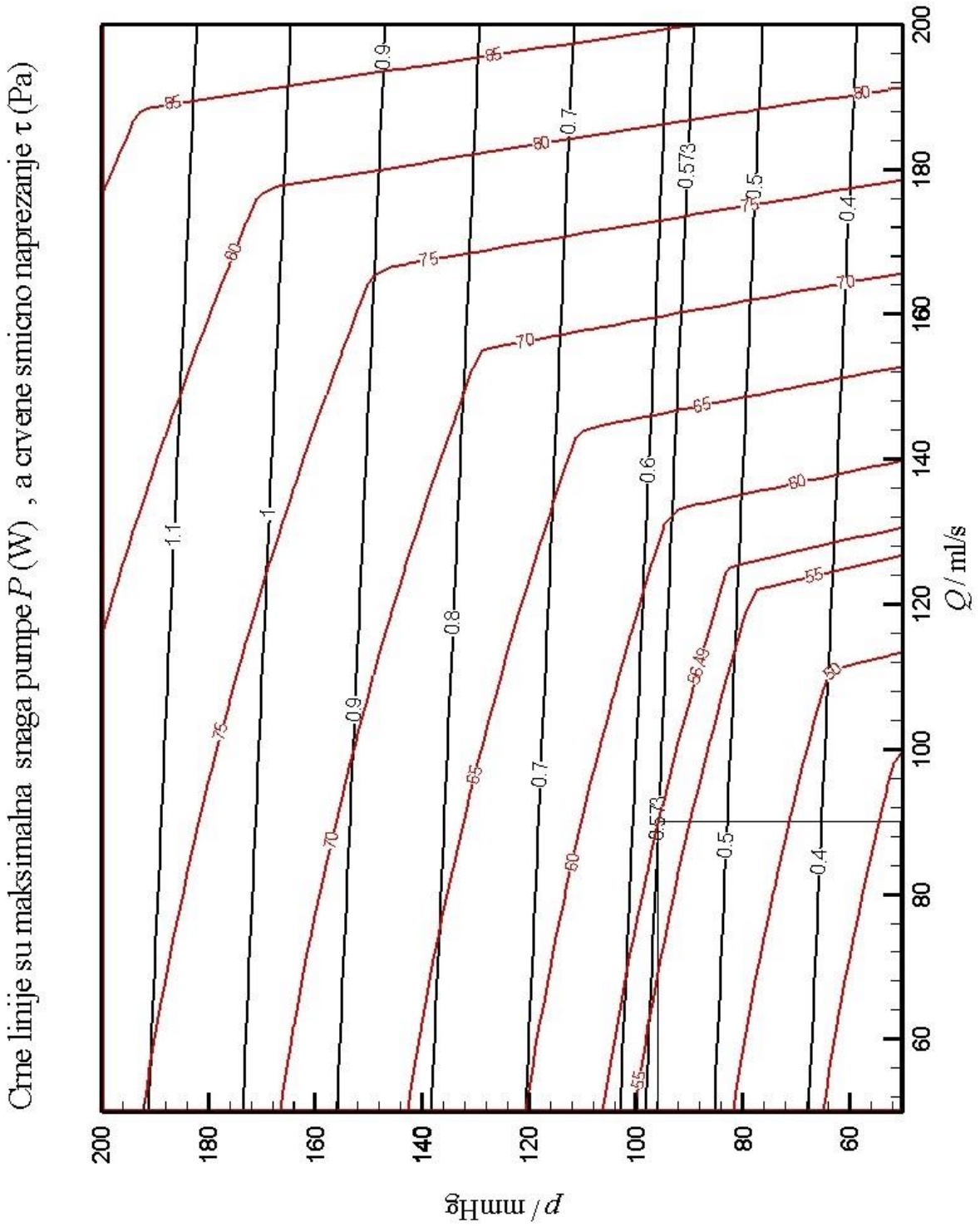
Slika 51.Odnos između brzine okretanja *ω*i iskoristivosti *η* pumpe 75X25 s zračnošću *b=0.75*



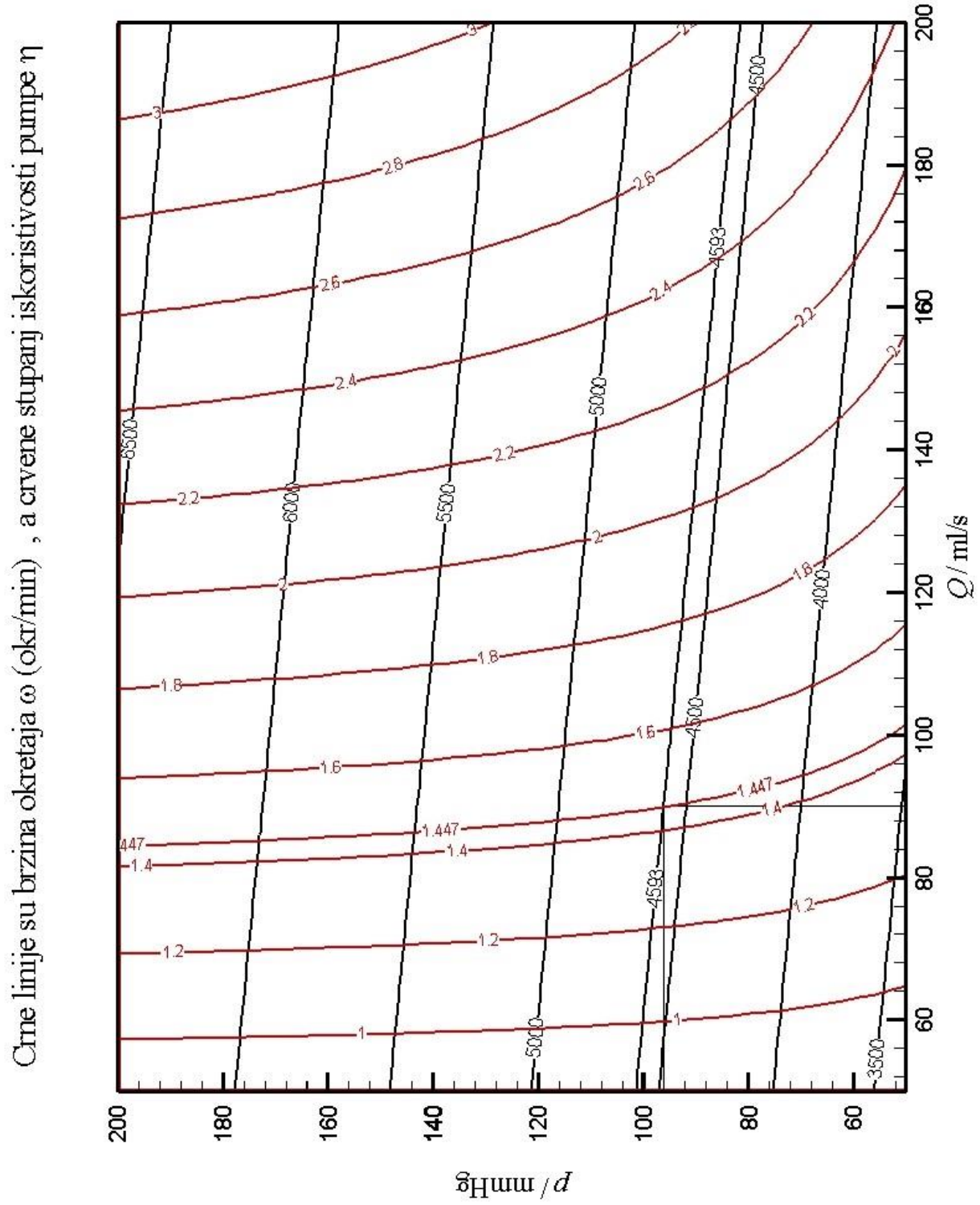
Slika 52. Odnoss između maksimalne snage *P* i smičnog naprezanja *τ* u pumpi 75X25 s zračnošću *b=0.75*



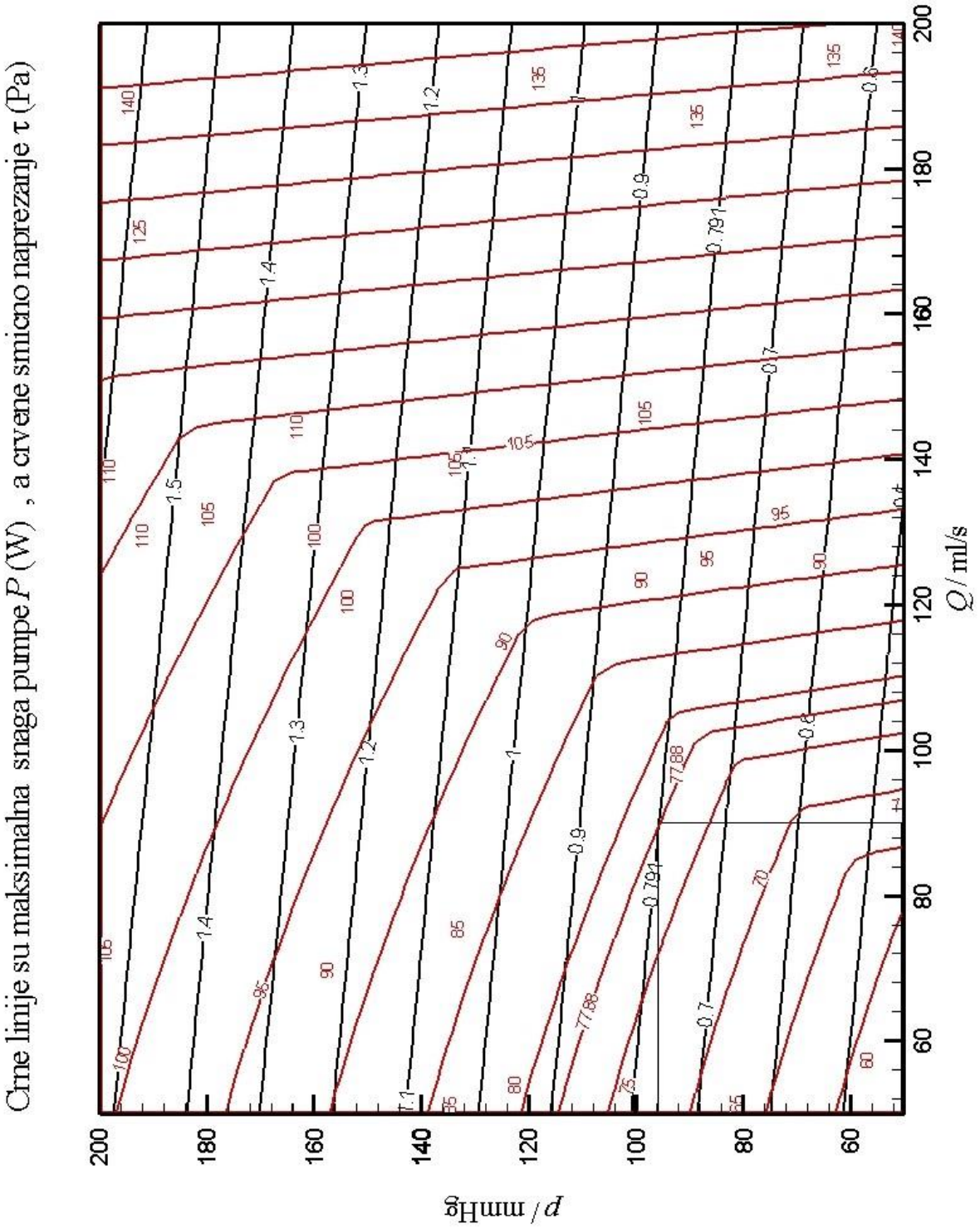
Slika 53. Odnos između brzine okretanja *ω*i iskoristivosti *η* pumpe 50X25 s zračnošću *b=0.87*



Slika 54. Odnoss između maksimalne snage *P* i smičnog naprezanja *τ* u pumpi 50X25 s zračnošću *b=0.87*



Slika 55. Odnos između brzine okretanja *ω*i iskoristivosti *η* pumpe 50X25 s zračnošću *b=0.67*



Slika 56. Odnoss između maksimalne snage *P* i smičnog naprezanja *τ* u pumpi 50X25 s zračnošću *b=0.67*

5. ZAKLJUČAK

U radu su analizirana svojstva krvi i definirani zahtjevi koje umjetna srčana pumpa mora zadovoljiti kako bi oštećenje crvenih krvnih zrnaca bilo u dopuštenim granicama. Izvedeni su analitički izrazi za dva tipa frikcijskih pumpi: s rotorom oblika cilindra i rotorom oblika diska. Dok je rješenje za varijantu cilindrične pumpe fizikalno realistično (bez obzira na uvedena), rješenje za pumpu s rotirajućim diskom je fizikalno nerealno uz zanemarenja koja je bilo nužno uvesti da bi se uopće došlo do analitičkog rješenja.

Iz rezultata numeričke analize frikcijskih pumpi može se zaključiti

- U slučaju cilindrične pumpe pokazalo se da je moguće ostvariti rješenje pri kojem bi stupanj korisnosti pumpe bio maksimalno moguć (oko 33,3 %) za tipične režime rada koji se traže od umjetne srčane pumpe (kod većeg protoka se obično zahtijeva i veći prirast tlaka) i to bez obzira na kriterij odabira pumpe (minimalni indeks oštećenja krvi ili minimalni volumen pumpe).
- Potrebna brzina vrtnje rotora je slična onoj kod centrifugalnih pumpi (pri čemu veći gabariti zahtijevaju manju brzinu vrtnje), a smična naprezanja su u preporučenim granicama.
- Potrebna zračnost iznosi ispod 1 mm, što može dovesti do efekta smanjenja ukupne viskoznosti krvi (Fåhræusse-Lindqvistov efekt), a te efekte bi trebalo dodatno analizirati.
- Usporedba pokazuje da bi pumpa s rotirajućim diskom bila bolje rješenje, ali s obzirom na neprimjerenost analitičko rješenja strujanja oko rotirajućeg diska, usporedbu treba uzeti s velikom rezervom.
- Točnije zaključke u vezi s ove dvije varijante pumpi bi se moglo izvesti temeljem numeričkog rješavanja potpunih Navier-Stokesovih jednadžbi za ova dva slučaja.

LITERATURA

[1] ManfredKage / PeterArnold, Inc., TheMcGraw-HillCompanies, Inc.,EdReschke: Chapter 19: TheHearth, Saladin: Anatomy&PhysiologyTheUnityofFormandFunction, Third Edition, TheMcGraw-HillCompanies, Inc 2003.

[2] Gerald E. Miller: Artificialorgans, Morgan &Claypool, 2006.

[3] http://www.ehnheart.org[1.4.2015]

[4] Bain, B. J.: A BeginersGuide to BloodCellsSecondEdition, BlackwellPublishing, 2004.

[5] http://www.instrukcije-poduka.com/instrukcije-iz-biologije-krv.html [1.4.2015]

[6] Waite, L.: BiofluidMechanicsinCardiovascularSystem, MC GowelHill, 2007

[7] Waite, L., Lite, J.: Applied BiofluidMechanics, MC GowelHill, 2007

[8] http://www.cats.rwth-aachen.de/research/blood-damage

[9] Sakota, D., Sakamoto, R.,Sobajima, H.,Yokoyama, N.,Waguri, S.,Ohuchi, K., Takatani, S.: MechanicalDamageof Red BloodCellsbyRotaryBloodPumps: SelectiveDestructionofAged Red BloodCellsandSubhemolytic Trauma, ArtificialOrgansVolium 32, WileyPeriodicals, 2008

[10] Watanabe, N., Sakota, D., Ohuchi, K., Takatani, S.: Deformabilityof Red BloodCellsandItsRelation to BloodThraumainRotatoryBloodPumps, ArtificialOrgansVolium 31, BlackwellPublishing, 2007.

[11] http://en.wikipedia.org/wiki/Thrombus [1.4.2015]

[12] C.G. Carot, T.J. Pedley, R.C. Schroter, W.A. Seed: TheMechanicsoftheCirculation, Secondedition, Cambrige, 2012.

[13] http://www.bbc.co.uk/news/health-12737549 [1.4.2015]

[14] M. Anad, K. Rajagopal, K.R. Rajagopal: A Model for theFormationandLysisofBloodClots, KARGER, 2006

[15] http://www.cbe.buffalo.edu/people/pdfPub.jsp?id=1114 [10.4.2015]

[16] Claessens, T., Degroote, J., Vlerendeels, J., Van Ransberg, P., Segers, P., Verdonck, P.: MechanicalValve Fluid Dynamics andThrobusInitiation, Image-BasedComputationalModelingofthe Human CirculatoryandPulmonary Systems MethodesandApplications, Springer, 2011

[17] Saladin, K.S.: Anatomy&Physiology - TheUnityofFormandFunction 3rd Edition, TheMcGrawHillCompenies, 2003.

[18] http://hr.wikipedia.org/wiki/Srce [12.4.2015]

[19] http://en.wikipedia.org/wiki/Cardiac_cycle [12.4.2015]

[20] http://bs.wikipedia.org/wiki/Sistola [12.4.2015]

[21] http://bs.wikipedia.org/wiki/Dijastola [12.4.2015]

[22] http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Jarvik-7_Artificial_Heart_Image_3559-OT.jpg [17.4.2015]

[23] http://www.heartviews.org/viewimage.asp?img=HeartViews_2007_8_2_70_63742_f2.jpg [17.4.2015]

[24] http://www.abiomed.com/products/heart-replacement/ [18.4.2015]

[25] http://rwjms.rutgers.edu/news_publications/news_release/images/Art.heart_web.jpg [18.4.2015]

[26] http://www.lidco.com/clinical/hemodynamic.php [4.7.2015]

[27] http://www.bloodpressureuk.org/BloodPressureandyou/Thebasics/Bloodpressurechart [4.7.2015]

[28] http://www.engineeringtoolbox.com/absolute-viscosity-liquids-d_1259.html [4.7.2015]

[29] Werner, A.: Odabrana poglavlja iz mehanike fluida, Zbirka zadataka, Sveučilište u Zagrebu, Fakultet strojarstva i brodogradnje, Zagreb, 2002.

PRILOZI

I. CD-R disc