

POLITECHNIKA POZNAŃSKA

Analiza przepływu krwi przy iniekcji

Projekt: Modelowanie i symulacja zagadnień
biomedycznych

Emil Fabian, Bartłomiej Burlaga, Konrad Słomiński

Inżynieria biomedyczna, 3. rok

2015-06-16

Spis treści

1. Krew	2
2. Naczynia.....	4
3. Igła.....	7
4. Strzykawka	11
a. Utylizacja:.....	11
b. Sterylizacja:	11
5. Przepływ krwi	12
6. Równanie Naviera-Stokesa	17
7. Model i stałe w symulacji	18
a. Siatka	19
b. Warunki brzegowe	20
8. Symulacja	22
a. Model Steady-State	24
b. Model dwufazowy	Błąd! Nie zdefiniowano zakładki.
9. Wnioski	26
10. Bibliografia.....	27

1. Krew

Krew płyn ustrojowy, który za pośrednictwem układu krążenia pełni funkcję transportową oraz zapewnia komunikację pomiędzy poszczególnymi układami organizmu. Krew jest płynną tkanką łączną, krążącą w naczyniach krwionośnych (układ krwionośny zamknięty) lub w jamie ciała (układ krwionośny otwarty). W szerokiej definicji obejmuje krew obwodową i tkankę krwiotwórczą, a w wąskiej tylko tę pierwszą. Jako jedyna (wraz z limfą) występuje w stanie płynnym. Krew składa się z wyspecjalizowanych komórek oraz z osocza, w którym te komórki są zawieszane [1].

Układ krążenia dorosłego człowieka zawiera około 70–80 ml krwi na kilogram masy ciała, czyli człowiek o przeciętnej masie ciała ma w sobie 5 do 6 litrów krwi (z racji różnicy w rozmiarach i masie ciała, mężczyźni mają przeciętnie około litra więcej krwi od kobiet). U dzieci krew to ok. 1/10 do 1/9 wagi ciała. Część krwi mieści się w zbiornikach krwi i jest włączana do krążenia tylko w razie konieczności [1].

Krew ze względu na stopień utlenowania dzieli się na krew utlenowaną i odtlenowaną. Krew utlenowana płynie w tętnicach obiegu dużego i żyłach obiegu małego. Krew odtlenowana – krew, która jest słabiej wysycona tlenem (w 50–70%) od krwi utlenowanej (97%) [1].

W skład krwi wchodzi składniki komórkowe (ok. 44%) i osocze (ok. 55%). Dalsze składniki krwi to hormony, rozpuszczone gazy oraz substancje odżywcze (cukier, tłuszcze i witaminy), transportowane do komórek, a także produkty przemiany materii (np. mocznik i kwas moczowy), niesione z komórek do miejsc gdzie mają być wydalane [2].

Z fizykochemicznego punktu widzenia krew jest zawiesiną, czyli mieszaniną cieczy oraz ciał stałych (elementy komórkowe) i zachowuje się jak płyn nienewtonowski. Znajdujące się we krwi erytrocyty powodują, że krew ma większą lepkość niż osocze. Lepkość rośnie jeszcze bardziej przy wysokim hematokrycie i niskiej prędkości przepływu. Dzięki zdolności erytrocytów do zmieniania swojego kształtu, przy wyższych prędkościach krew przypomina właściwościami raczej emulsję niż zawiesinę [1].

Odczyn krwi w prawidłowych warunkach waha się między 7,35 a 7,45. Przy wartościach poniżej tego zakresu mówi się o kwasicy, natomiast przy wyższych o zasadowicy. Równowaga kwasowo-zasadowa krwi jest utrzymywana dzięki licznym układom

buforującym, oraz aktywnie regulowana przez organy i tkanki, przede wszystkim płuca i nerki [1].

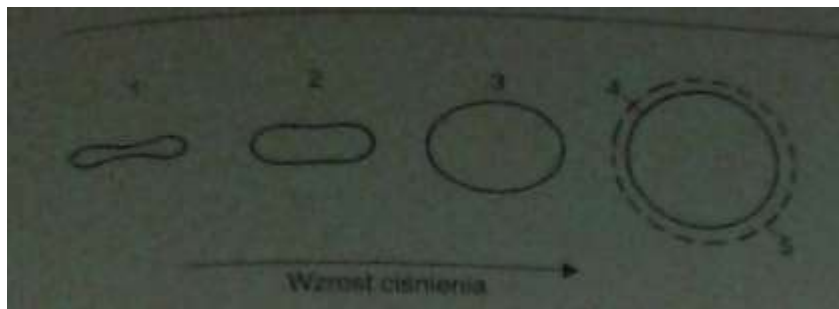
Swoją czerwoną barwę krew zawdzięcza hemoglobinie, a właściwie zawartej w niej grupie hemowej, odpowiedzialnej za wiązanie tlenu. Krew nasycona tlenem ma jaśniejszy i żywszy odcień niż krew uboga w tlen. Jest to skutkiem zmiany konformacji, zachodzącej po przyłączeniu atomów tlenu i zmieniającej właściwości absorpcyjne hemu [2].

Osocze czyli wodny roztwór (90% wody) białek, soli i związków chemicznych o niewielkiej masie cząsteczkowej, jak np. monosacharydy. Zawiera głównie jony sodu, potasu, magnezu, wapnia oraz fosforany i chlorki [2].

Lepkość krwi rośnie wraz ze wzrostem hematokrytu. Lepkość krwi zależy również od stopnia agregacji krwinek czerwonych. Im większa agregacji krwinek tym większa jej gęstość. Wzrost lepkości zależy również od wzrostu deformacji krwinek wraz ze wzrostem prędkości płynięcia. Dodatkowo krew jest cieczą nienewtonowską, ponieważ jej stosunek naprężeń ścinających do gradientu prędkości dla różnych temperatur nie jest stały[3].

2. Naczynia

W organizmie człowieka występują dwa różne systemy rozprowadzające ciecz. Są to układ krążenia, rozprowadzający krew i transportując komórki oraz substancje w całym ciele oraz system limfatyczny, pełniące rolę transportową i obronną. Na system krwionośny składa się sieć naczyń tętniczych i żylnych. Tętnice to naczynia krwionośne prowadzące krew od serca do tkanek. Panuje w nich wysokie ciśnienie, ulegające na dodatek wahaniom zależnym od aktualnej fazy cyklu: skurcz komór wywołuje wzrost ciśnienia w tętnicach, podczas rozkurczu zaś ciśnienie spada (tętno). Ściany tętnic muszą być mocne i elastyczne, zbudowane są z grubej warstwy mięśni i posiadają liczne włókna nadające im sprężystość. Żyły to naczynia krwionośne prowadzące krew od tkanek do serca. Dodatkowo żyły mogą zapadać się, przez co w żyłach są możliwe duże zmiany objętości krwi przy niewielkiej zmianie ciśnienia [3].



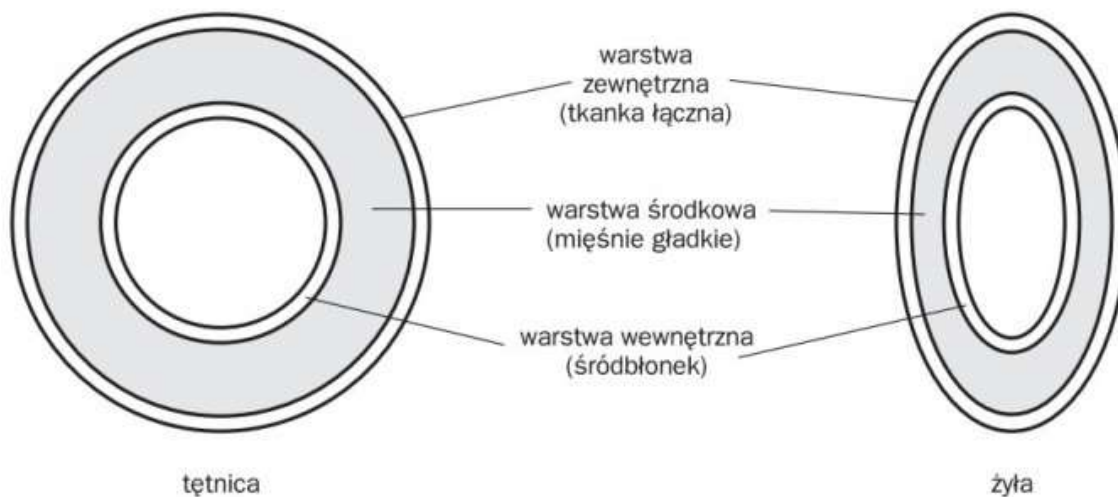
Rysunek 1 Kształt naczyń żylnych zależnie od ciśnienia [3]

Krew w żyłach płynie wolno, pod niewielkim ciśnieniem, stąd ściany żył są znacznie cieńsze, a na wewnętrznej powierzchni znajdują się zastawki zapobiegające cofaniu się krwi [2].

Dodatkową siłą w przepływie krwi jest pompa mięśniowa kończyn dolnych – mięśnie łydek (tzw. serce obwodowe). Cofaniu krwi w żyłach zapobiegają również zastawki [3].

Ściany żył i tętnic mają budowę trójwarstwową[1]:

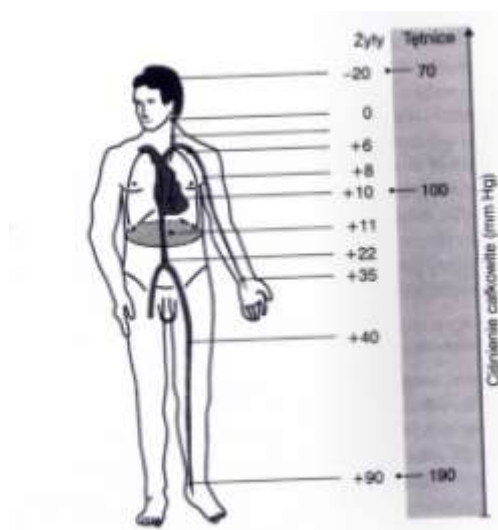
- śródbłonek, to rodzaj nabłonka wyściełającego naczynia od wewnątrz
- warstwa mięśniowa zbudowana z mięśni gładkich, zawierająca też włókna sprężyste
- błona zewnętrzna otaczająca naczynia od zewnątrz.



Przekrój poprzeczny przez ściany naczyń krwionośnych

Rysunek 2 Wygląd naczyń krwionośnych [7]

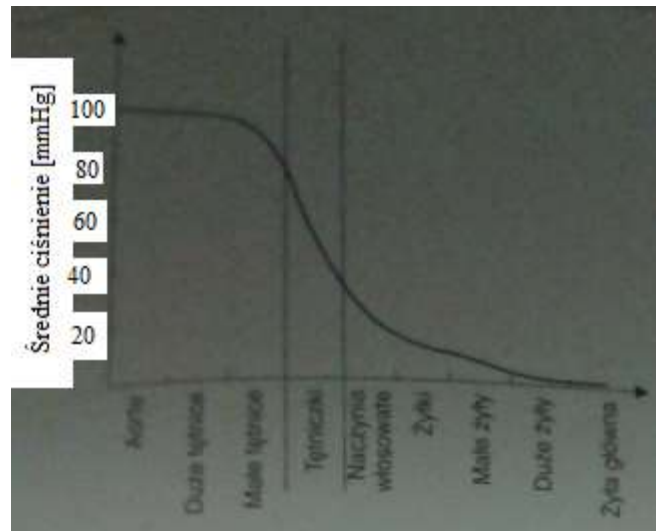
W naczyniach występują różne warunki transportu krwi. Wartości ciśnienia przedstawia grafika poniżej:



Rysunek 3 Rozkład ciśnień w układzie naczyń tętniczych [1]jar

Ciśnieni tętnicze zależy od dwóch czynników: oporu naczyń tętniczych i pojemności wyrzutowej serca. Malejąca elastyczność naczyń i wzrost oporu naczyń powoduje podnoszenie z wiekiem ciśnienia skurczowego serca o około 1 mmHg, a rozkurczowego o około 0,5 mmHg.

Ciśnienie żylnie jest małe i dla osoby leżącej, w żyłach w kończynie dolnej wynosi około 15 mmHg czyli 2kPa. Natomiast ciśnienie wpadające do prawej komory z żył głównych wynosi około 3-5 mmHg (0,4-0,7 kPa) [3].



Rysunek 4 Ciśnienia w różnych naczyniach [3]

Wymiary tętnic przedstawia tabela [3].

Naczynie	Średnica (cm)	Łączna powierzchnia przekroju (cm ³)
Aorta	2,0	4
Duże tętnice	0,8	20
Małe tętnice	0,3-0,06	20
Tętniczki	0,002	500
Naczynia włosowate	0,0007-0,0009	3500

3. Igła

Igły stosowane w medycynie są najczęściej metalowe, wykonane z długiej, cienkiej rurki zaostrej na jednym końcu w celu przebicia skóry, służą przede wszystkim do wykonywania wstrzyknięć leków i płynów lub do pobierania materiałów do badań. Igła jest wykorzystywana jest w wenflonach i pozwala na podłączenie linii żyłnej.

Na rynku istnieje pełen zakres strzykawk. W zależności od zastosowania można podzielić je według następujących kryteriów:

- Kształt igły:
 - Prosty



Rysunek 5 Igła prosta w systemie kolorów [5]

W zależności od wielkości, igły oznaczone są systemem kolorowym ,który jednoznacznie definiuje jej rozmiar. Dla przykładu (poniżej podano wielkości średnic)[5]:

- jasnożółty - 0,3 mm
- czerwony - 0,33 mm
- jasnoszary - 0,4 mm
- brązowy - 0,45 mm
- pomarańczowy - 0,5 mm
- ciemnoniebieski - 0,6 mm
- ciemnoszary lub czarny - 0,7 mm
- ciemnozielony - 0,8 mm
- ciemnożółty - 0,9 mm
- kremowy - 1,1 mm
- różowy - 1,2 mm

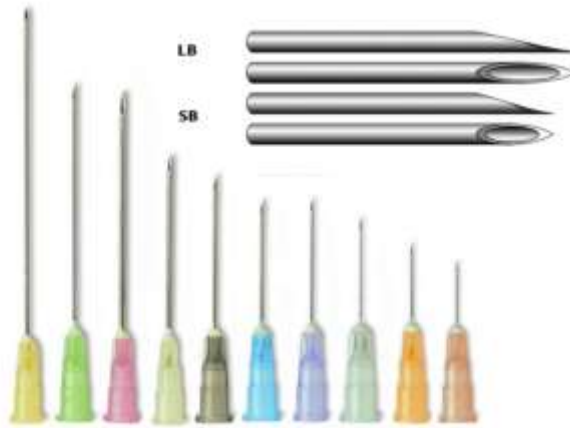
- biały - 1,6 mm
- niebieskoszary - 1,8 mm
- jasnozielony - 2,1 mm
 - Zakrzywiony lub łamany (np. igła endodontyczna wykorzystywana w stomatologii)



Rysunek 6 Igła endodontyczna [5]

- Krotności użytkowania:
 - Jednokrotnego użytku- wykorzystywane przy standardowych zabiegach w celu uniknięcia przenoszenia lub ewentualnego zakażenia pacjenta, po zabiegu należy je wyrzucić do specjalnego pojemnika, muszą zostać zutylizowane
 - Wielokrotnego użytku- po zabiegów poddaje się je sterylizacji w autoklawach zarówno suchej jak i mokre, negatywnym następstwem takich igieł jest występowanie korozji, igły takie wykorzystywane są w specjalistycznych zabiegach.

- Kąt ścięcia:
 - Igły o kącie 90 ° (typ 3)
 - Igły o ścięciu 10-12 ° (typ 2)
 - Igły długo ścięte



Rysunek 7 Ścięcie końcówki igły długo ściętej [6]

1. Średnica igły

Małe średnice-cienkie, o średnicy 0,45 mm- aż po duże rozmiary - grube, o średnicy 2,5mm.

2. Pod względem zastosowania dzieli się je na:

- igły do wstrzyknień podskórnych - cienkie i krótkie, które najczęściej są stosowane przy szczepieniach, najcieńsze c i najkrótsze są igły do wstrzykiwania insuliny (dla zminimalizowania bólu), są to tzw. igły insulinowe;
- igły do wstrzyknień dożylnych - o różnej średnicy - zazwyczaj nieco większej od igieł podskórnych; są one zwykle także od nich dłuższe, używa się zwykle igieł o stosunkowo dużej średnicy;
- igły do wstrzyknień domięśniowych - średniej długości, grube (średnica 1 mm), o mocnej, sztywnej konstrukcji umożliwiające wbijanie ich w mięśnie;
- igły do nakłucia lędźwiowego - długie i bardzo cienkie, czasem stosowane z grubszą prowadnicą, pozwalają na znieczulenie podpajęczynówkowe i znieczulenie zewnątrzoponowe, jak również na pobranie płynu mózgowo-rdzeniowego do badań.

3. Kierunkowość przepływu:

- Jednokierunkowe, tzn. takie dzięki którym można pobrać lub wstrzyknąć płyn, standardowe igły
- Dwukierunkowe, pozwalają na jednoczesny przepływ w dwóch kierunkach, często są to dwie igły połączone w jedną całość, pozwalają na wymianę płynów w zamkniętych strukturach lub wywołują efekt „omywania”

4. Liczba otworów:

- Pojedyncze
- Podwójne , występuję w dwóch wariantach, wylot- wylot (np. igła do endoairygacji) lub wylot-wlot



Rysunek 8 Rozmieszczenie wylotów na końcówce igły [6]

4. Strzykawka

Podstawowym zadaniem strzykawki jest magazynowanie płynu (pobranego lub przeznaczonego do iniekcji). Ze względu na materiał można podzielić je na szklane, metalowe lub z tworzywa sztucznego. Strzykawki po kontakcie z tkanką należy zutylizować lub wysterylizować. Ważną rolę w konstrukcji odgrywa tłoczek, który powinien gwarantować szczelność oraz wywierać ciśnienie na ciecz podczas nacisku przez dłoń. Tłoczek powinien być na tyle wytrzymały by pod wpływem sił nie uległ pęknięciu lub połamaniu.

a. Utylizacja:

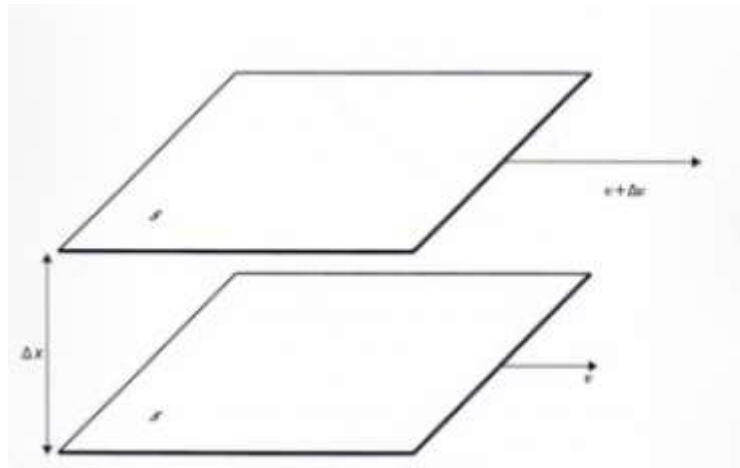
Po kontakcie z materiałem biologicznym, wszystkie narzędzia jedнокrotnego użytku muszą zostać zniszczone. Zniszczenie zabezpiecza przed możliwością zakażenia osób trzecich przekazywanych drogą krwionośną.

b. Sterylizacja:

Tak jak wspomiano w tekście, niektóre elementy można sterylizować, jeżeli osprzęt jest drogi a przede wszystkim nadaje się do tego zabiegu (przeciwskazania – ostre, niedostępne krawędzie, chropowata powierzchnia). W takich przypadkach stosuje się sterylizację mokrą (kontakt z cieczą) oraz suchą (ciepło, promienie X). Po całym zabiegu, przedmioty przechodzą test czystości a na koniec są pakowane w specjalne opakowania. W wyniku sterylizacji może dochodzić do zmian materiałowych i z czasem do utraty właściwości przyrządów.

5. Przepływ krwi

Przepływ krwi, traktując ją jako model cieczy doskonałej, można określić jako stacjonarny lub burzliwy. Przepływ stacjonarny to przepływ cieczy, w którym w wybranym punkcie przepływu nie zmienia się jej prędkość. W innych punktach prędkości mogą być inne ale muszą być stałe. Dodatkowo wartości prędkości są niezależne od czasu. W przepływach zachodzi również przepływ stacjonarny warstwowy (laminarny) jeżeli cząstki poruszają się po torach równoległych do siebie (warstwy cieczy przesuwają się względem siebie). W takim ujęciu pojawia się pojęcie tarcia wewnętrznego czyli lepkości cieczy. Siła tarcia określono dla przepływu laminarnego dla poniższej sytuacji [4].



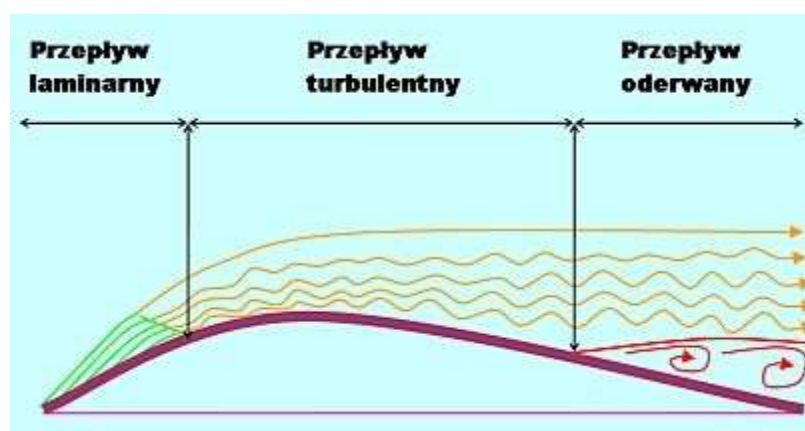
Rysunek 9 Przesuwanie się warstw generuje tarcie [4]

Jak widać na rysunku dwie warstwy poruszają się względem siebie z różnicą Δv .

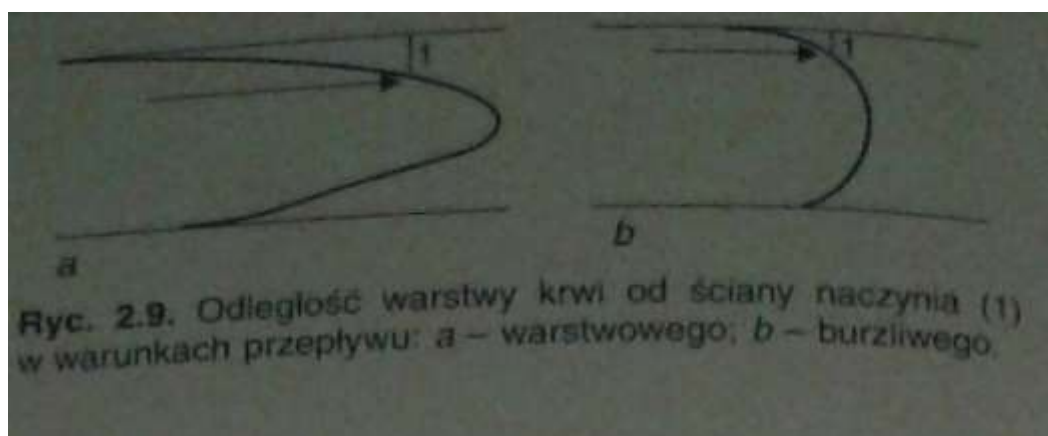
Dla znanej powierzchni s oraz współczynnik lepkości (wyróżniany dynamiczny i kinematyczny współczynnik lepkości- z tym, że ostatni to iloraz współczynnika dynamicznego przez gęstość cieczy) η i różnicy odległości między warstwami Δx istnieje równanie siły:

$$F = s \eta \frac{\Delta v}{\Delta x}$$

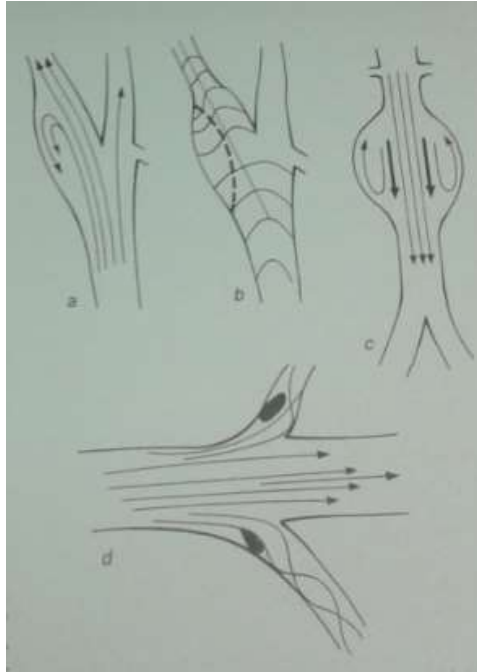
Badania przepływu wskazują iż po przekroczeniu pewnych warunków przepływ laminarny przechodzi w przepływ burzliwy (turbulentny). Zmiana przepływu zachodzi najczęściej po przekroczeniu wartości prędkości przepływu w zależności od rodzaju naczynia i rodzaju cieczy. Przepływ taki charakteryzuje się tym, że cząstki nie poruszają się w kierunku równoległym do przepływu ale również chaotycznie o różnych kierunkach. Może dochodzić również przepływ oderwany, czyli pola w których ciecz „krąży”. Takie wiry powstają zazwyczaj w miejscach za przeszkodami na drodze cieczy [4].



Rysunek 10 Rozkład prędkości cieczy w zależności od rodzaju przepływu [http://www.windsurfing.pl/post/815,9-opor-tarcia]



Rysunek 11 Porównanie przepływu w naczyniach [4]



Rysunek 12 Możliwe przepływy w strukturach naczyń podczas A),B) i C) tętniak, D) miażdżycy [3]

Zjawisko przepływu turbulentnego określa równanie Reynoldsa, w postaci[4]:

$$Re = \frac{d v \rho}{\eta}$$

Gdzie d- średnica naczynia, v- prędkość cieczy, ρ- gęstość cieczy, η- lepkość

Istnieje również inne prawo opisujące przepływ cieczy, łączące ciśnienie, lepkość oraz wymiary naczynia. Prawo Hagen-Poiseulle'a wyrażone jest w postaci[3]:

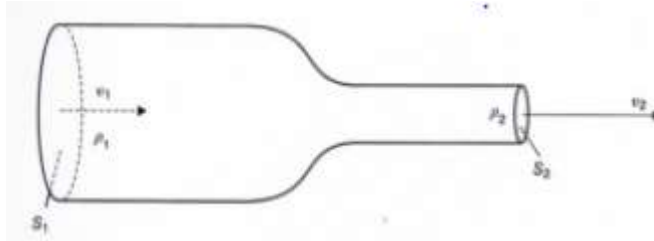
$$F = \Delta P \frac{\pi}{8} \frac{1}{\eta} \frac{r^4}{L}$$

Gdzie r- promień naczynia, L- długość naczynia, η- lepkość cieczy, ΔP- różnica ciśnień (ciśnienie napędowe)

Dla liczby Reynoldsa mniejszej niż 2300 następuje przepływ laminarny, natomiast gdy wartość ta jest większa niż 3000 obserwuje się przepływ burzliwy[4].

W celu wyznaczenia przepływu należy przyjąć kryteria ciągłości przepływu, w których zakłada się, że:

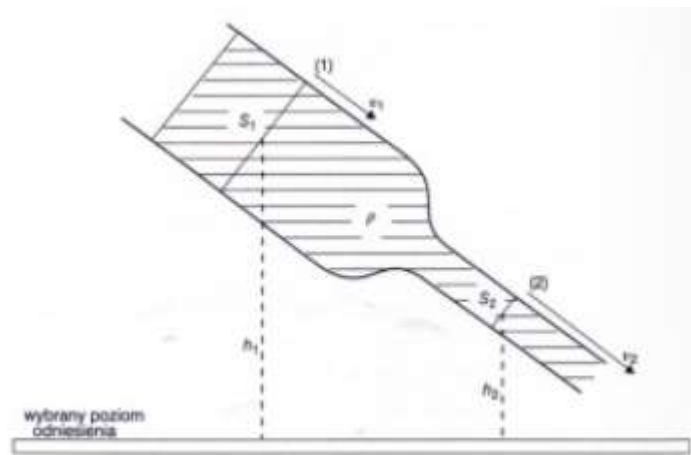
- o ciecze wpływa z jednej strony a wypływa z drugiej,
- o nie ma dodatkowych dopływów i odpływów ciecze



Rysunek 13 Ciągłość przepływu [4]

Przepływ ciecze idealnej również opisuje prawo Bernoulliego, które wskazuje na brak zmian energii potencjalnej podczas przepływu i zachodzi poniższa zależność:

$$p + \frac{1}{2} v^2 \rho = const.$$

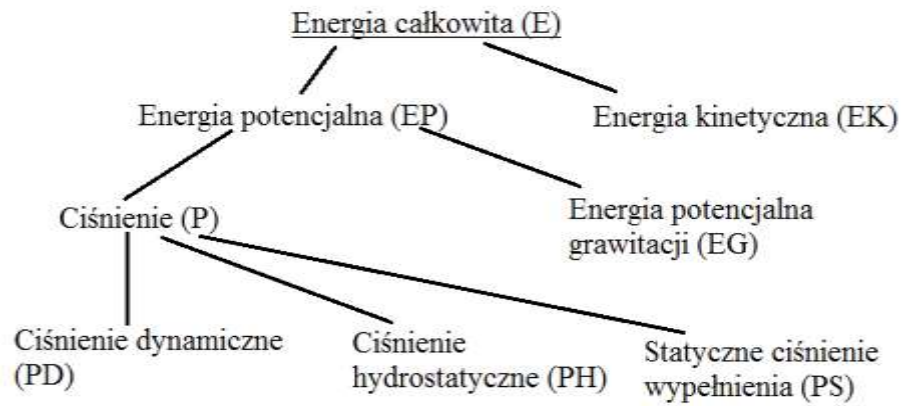


Rysunek 14 Ciągłość przepływu w ujęciu prawa Bernoulliego [4]

- o stałość ciśnienia statycznego dla różnych punktów w tych samych przekrojach,
- o w przekrojach o większej średnicy panuje większe ciśnienie statyczne niż w przekrojach o mniejszych średnicach,

Analizę przepływu należy również rozpatrzyć pod względem energii przepływu.

Na energię cieczy składa się:



Rysunek 15 Schematyczne przedstawienie energii cieczy

Przy czym:

Energia całkowita jest stała. A krew w naczyniach płynie zgodnie z gradientem energii.

6. Równanie Naviera-Stokesa

Symulacja opierała się na następującej postaci równania Naviera-Stokesa:

$$\underbrace{\rho \left(\frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} + \mathbf{u} \cdot \nabla \mathbf{u} \right)}_1 = \underbrace{-\nabla p}_2 + \underbrace{\nabla \cdot (\mu(\nabla \mathbf{u} + (\nabla \mathbf{u})^T) - \frac{2}{3}\mu(\nabla \cdot \mathbf{u})\mathbf{I})}_3 + \underbrace{\mathbf{F}}_4$$

Gdzie:

ρ – gęstość płynu

\mathbf{u} – prędkość płynu

p – ciśnienie płynu

μ – lepkość dynamiczna płynu

T – temperatura

To równanie można podzielić na pewne części. Część (1) opisuje siły wewnętrzne w płynie, część (2) siły pochodzące od ciśnienia, część (3) siły wynikające z lepkości oraz część (4) wszystkie siły zewnętrzne działające na płyn. Dla płynów nieściśliwych można pominąć człon:

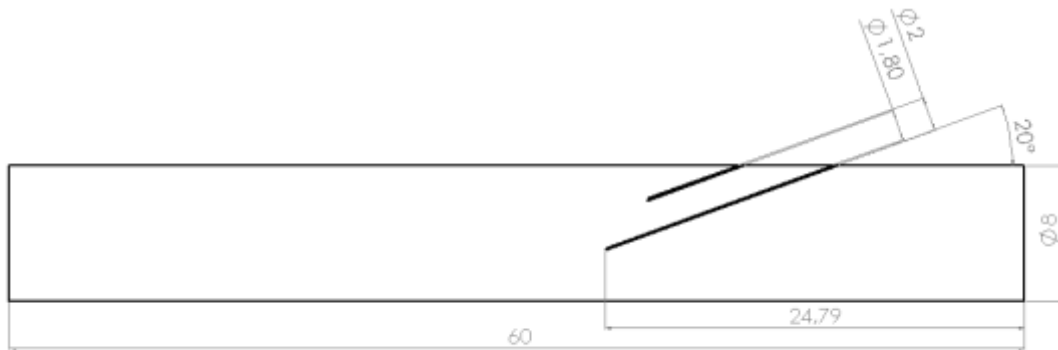
$$-\frac{2}{3}\mu(\nabla \cdot \mathbf{u})\mathbf{I}$$

Powyższe równanie bilansu pędu występuje zawsze w parze z równaniem zachowania masy. Dla płynów nieściśliwych:

$$\nabla \cdot \mathbf{u} = 0$$

7. Model i stałe w symulacji

Do symulacji wstrzykiwania płynu utworzono model naczynia krwionośnego, wraz z fragmentem igły, następnie na jego podstawie wygenerowano domenę płynu. Wymiary przedstawiono na rysunku poniżej:



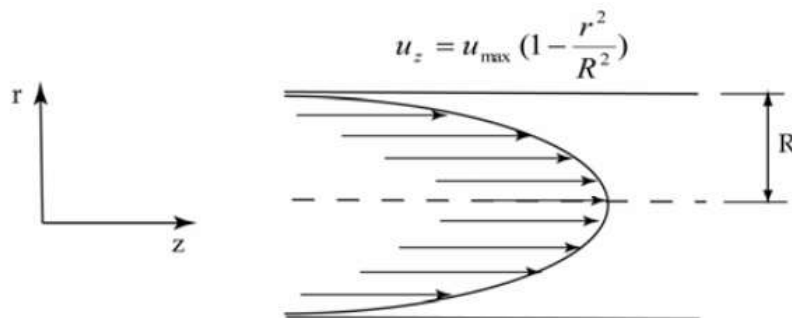
Rysunek 16 Wymiary modelu do symulacji.

Przyjęto następujące parametry dla cieczy w symulacji:

Tabela 7.1. Zestawienie parametrów i ich wartości wykorzystanych w symulacji Steady-State.

Prędkość przepływu krwi	0.02[m/s]
Prędkość wstrzykiwania	0.0025[m/s]
Gęstość płynu wstrzykiwanego	1000[kg/m ³]
Gęstość krwi	1060[kg/m ³]
Lepkość dynamiczna wody	0.0035[Pa*s]
Lepkość dynamiczna krwi	0.005[Pa*s]

Założono następujący rozkład prędkości na wlocie:



Rysunek 17 Rozkład prędkości na wlocie.

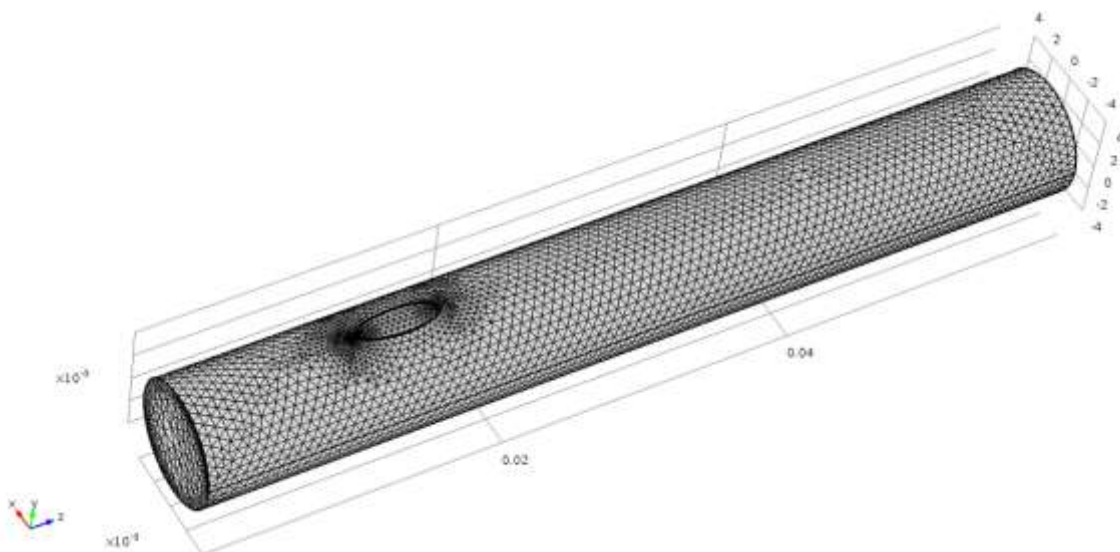
a. Siatka

Przyjęto następujące ustawienia przy generowaniu siatki:

Label:	Size
Element Size	
Calibrate for:	Fluid dynamics
<input type="radio"/> Predefined	Fine
<input checked="" type="radio"/> Custom	
Element Size Parameters	
Maximum element size:	0.0006 m
Minimum element size:	0.00003 m
Maximum element growth rate:	1.13
Curvature factor:	0.5
Resolution of narrow regions:	0.8

Rysunek 18 Parametry generowania siatki.

Dla tych wartości uzyskano 170 050 elementów czworościennych. Siatka została przedstawiona na rysunku 18.



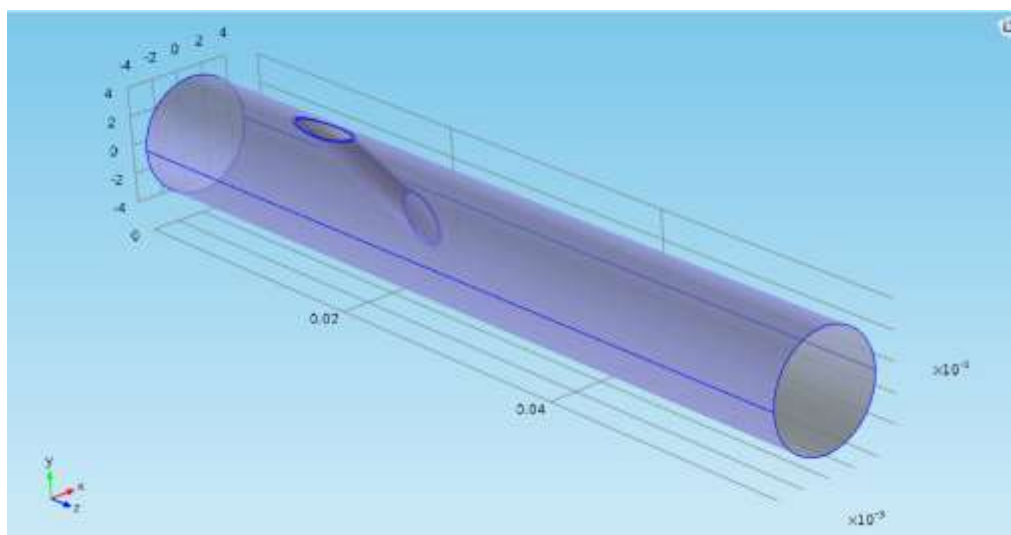
Rysunek 19 Wygenerowana siatka.

b. Warunki brzegowe

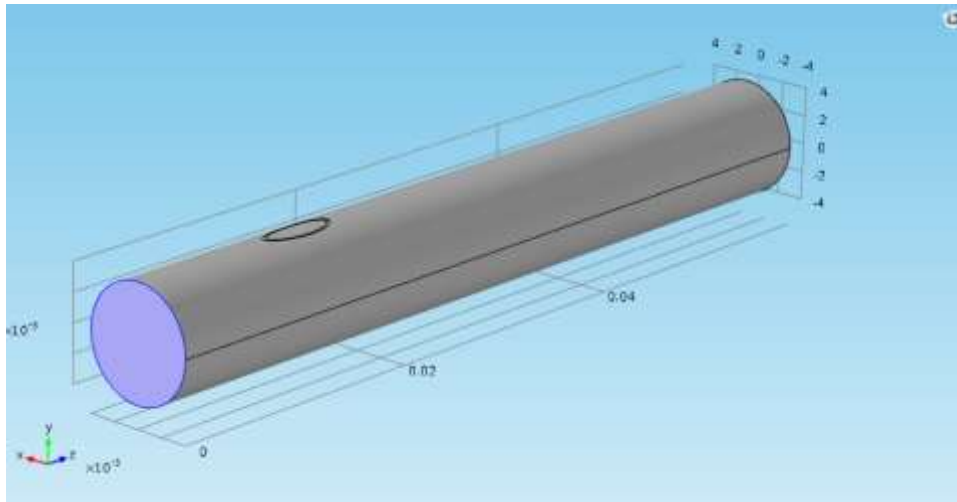
W symulacji założono prędkość cieczy przy ściankach naczynia krwionośnego oraz igły równą 0 dla każdej osi układu odniesienia. Ścianki boczne widoczne są na Rys. 20. Wloty do układu są widoczne na Rys 21 i 22 a wylot z układu jest widoczny na Rys 23.

Warunki na wlocie:

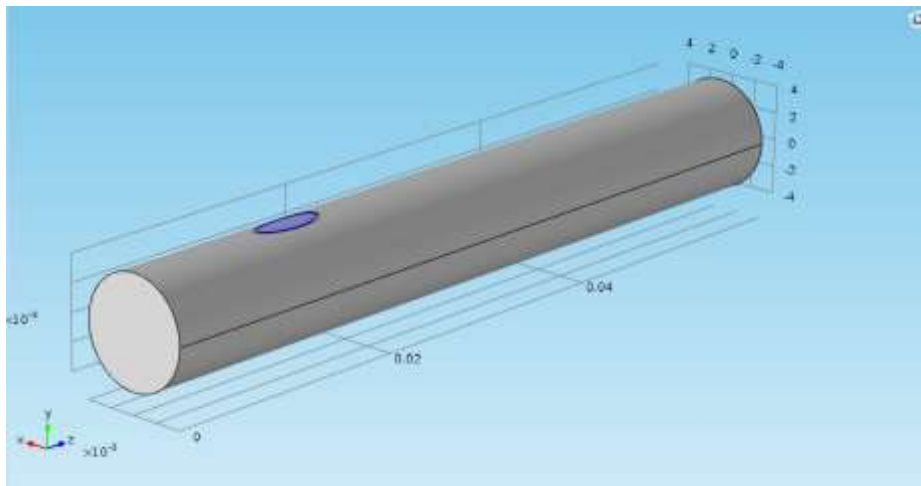
- Wlot cieczy reprezentującej krew:
 - Prędkość – rozkład normalny z wartością max przedstawioną w Tab 7.1,
 - Wartość wektora prędkości w innych kierunkach niż Z jest równa 0.
- Wlot cieczy płynącej przez igłę:
 - Prędkość – rozkład normalny z wartością max przedstawioną w Tab 7.1,
 - Wektor prędkości jest współosiowy z osią igły, występuje składowa Y oraz Z.
- Wylot obu cieczy:
 - Ciśnienie – równe 0 .



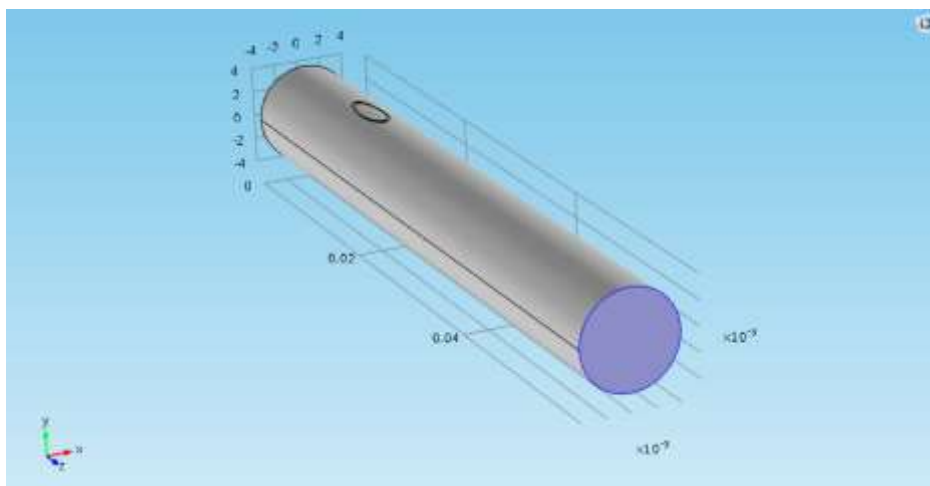
Rysunek 20 Przedstawienie ścianek, na których prędkość cieczy jest równa 0.



Rysunek 21 Wlot dla cieczy reprezentującej krew naczynia krwionośnego.



Rysunek 22 Wlot dla cieczy reprezentującej ciecz wstrzykiwaną do naczynia krwionośnego.



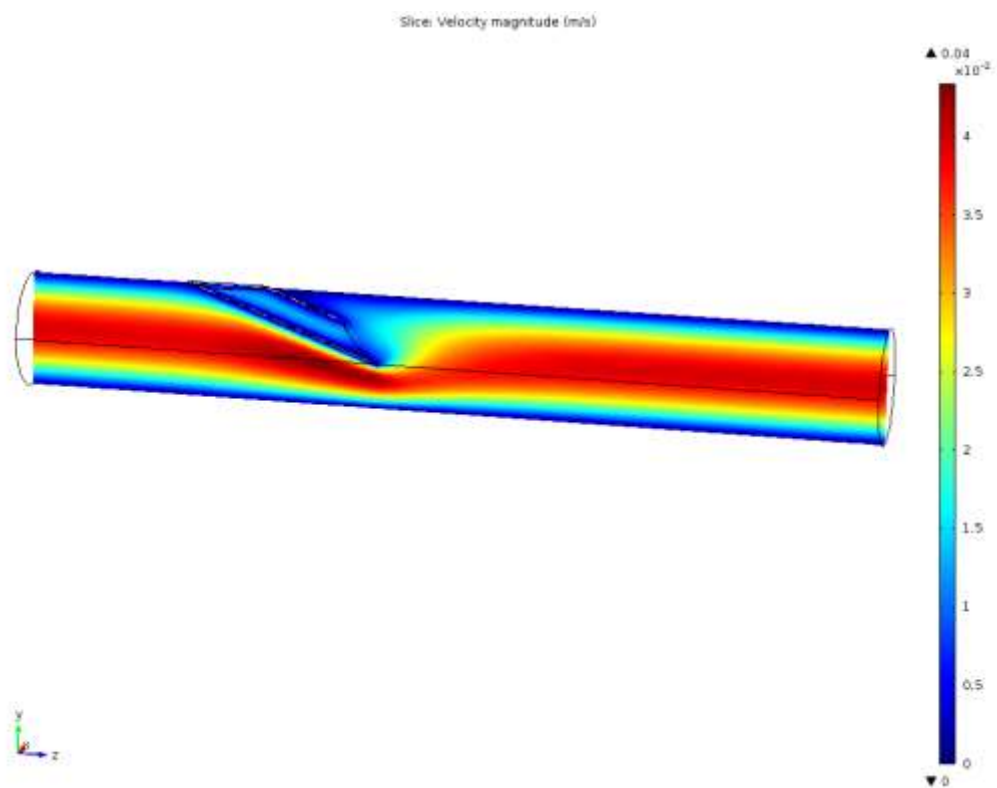
Rysunek 23 Wylot dla obu cieczy w układzie.

8. Symulacja

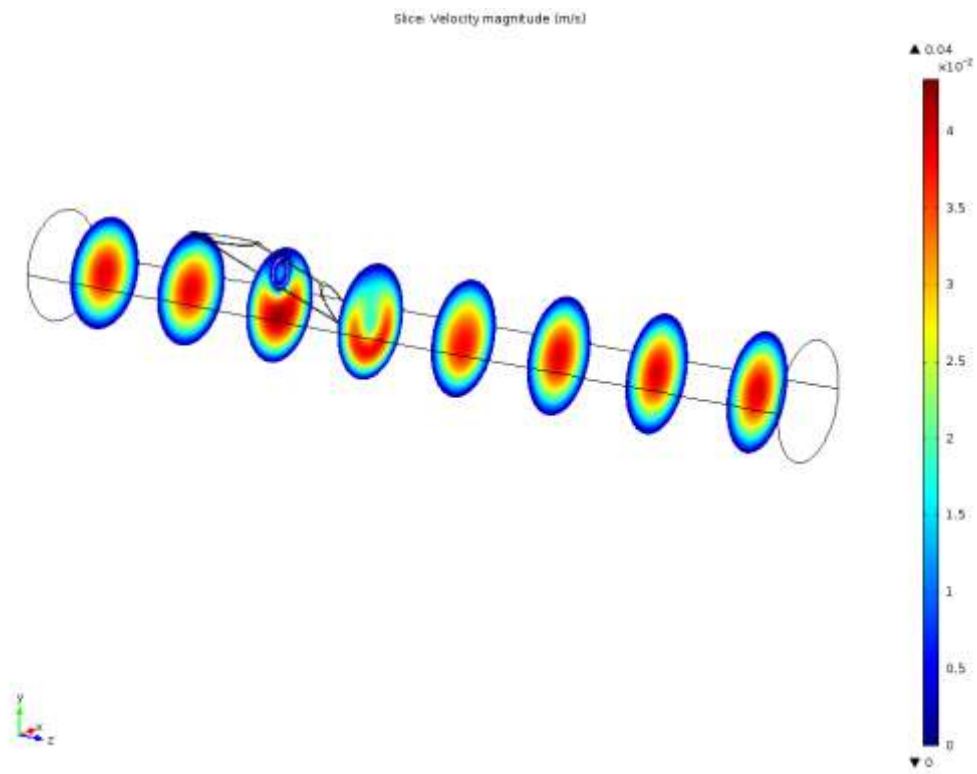
Symulacja ma na celu określenie przepływu w żyły bez obecności igły. Model stworzono w programie Solidworks i importowano wewnątrz programu Comsol. Model naczynia ma kształt walca o średnicy 8 mm i długości 60 mm z wycięciem w ścianie o wielkościach pokazanych na Rys 16.

a. Model Steady-State – bez wstrzykiwania

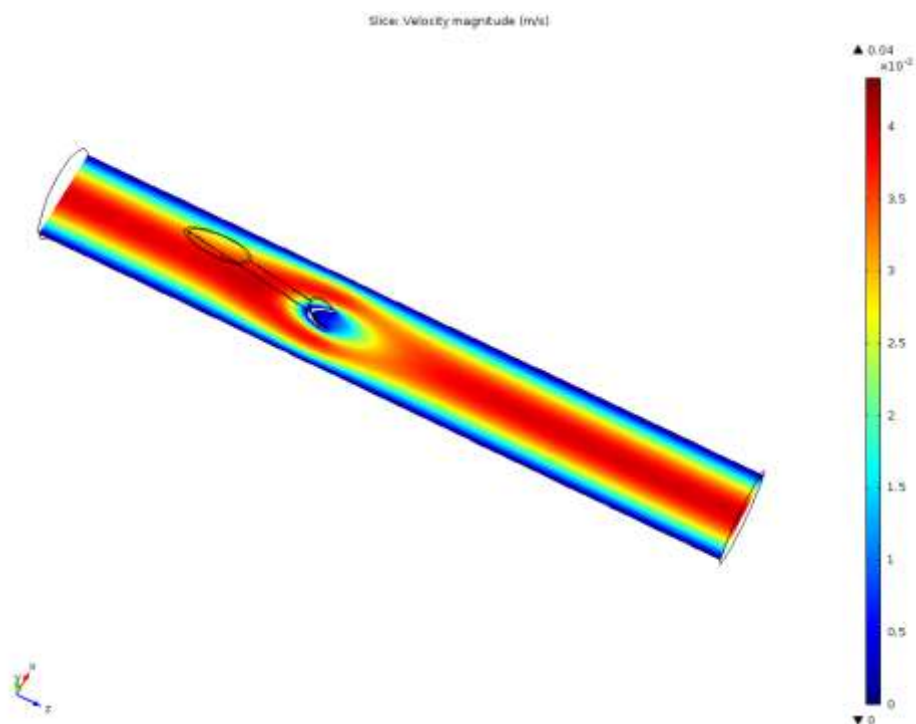
Pierwszym badanym wariantem jest zbadanie sytuacji, kiedy istnieje przeszkoda na torze ruchu cieczy w naczyniu, lecz nic nie jest dodatkowo wprowadzane przez wlot igły.



Rysunek 24 Rozkład prędkości w płaszczyźnie YZ.



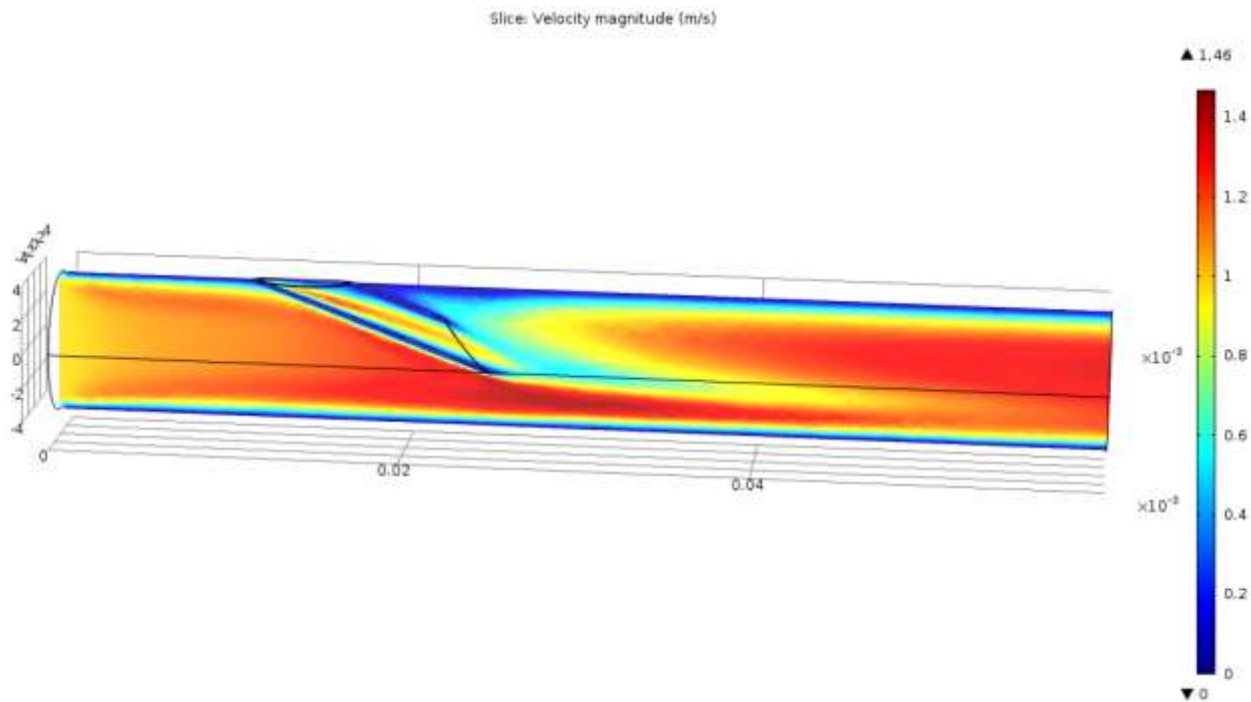
Rysunek 25 Rozkład prędkości w widoku perspektywy w 'plasterkach' prostopadłych do osi naczynia.



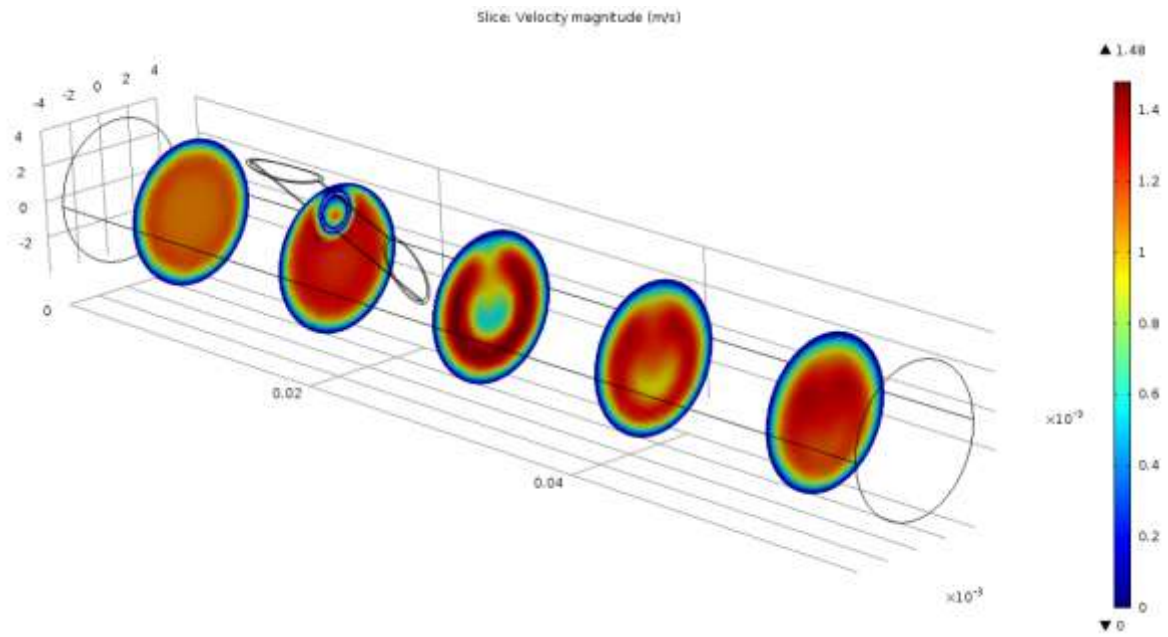
Rysunek 26 Rozkład prędkości w płaszczyźnie XZ.

b. Model Steady-State – ze wstrzykiwaniem

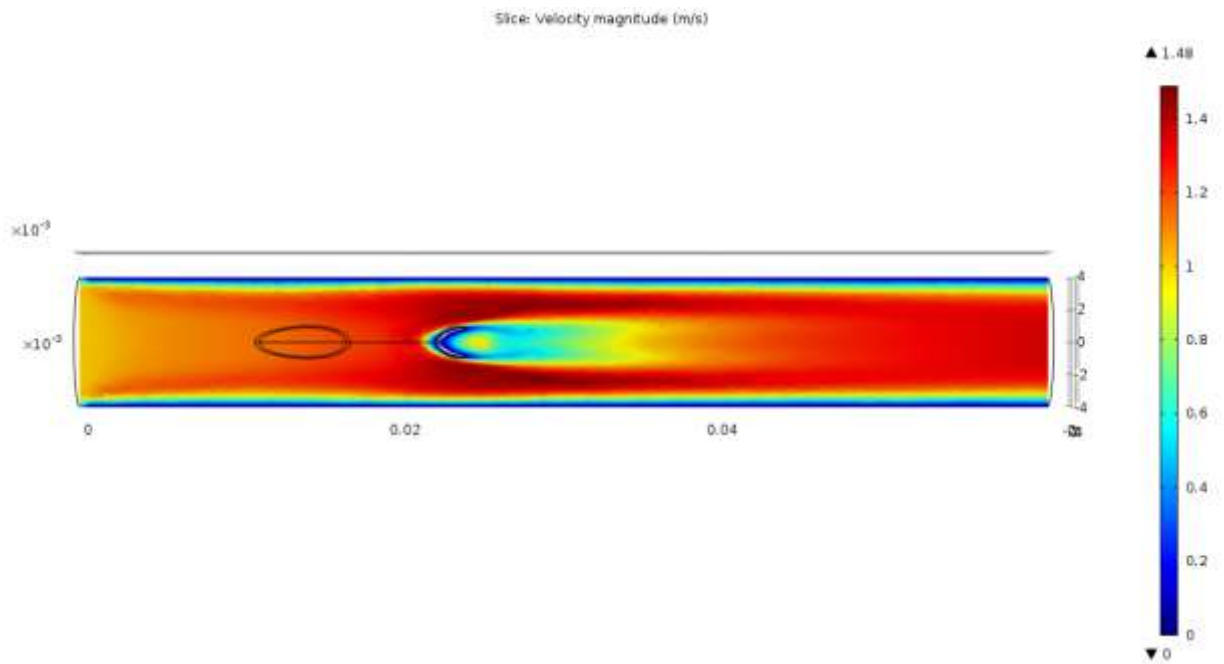
Drugim wariantem badanym w projekcie jest sytuacja, kiedy do ruchu cieczy wewnątrz naczynia krwionośnego zostaje dodany dodatkowy czynnik w postaci cieczy wypływającej z wlotu igły. Wynik symulacji został przedstawiony na rysunku . W celu pokazania przepływu wykorzystano animację cząsteczkową reprezentującą cząstki o założonej gęstości umieszczone na przekroju naczynia. Cząstkom określono gęstość 2200 kg/m^3 oraz średnicę 10^{-6} m . Ilość cząstek wynosi 7000 i wszystkie zostają wypuszczone w czasie 0. Cząstki w igle pojawiają się w czasie równym 1 i ich liczba wynosi 3000. Animacje cząsteczkowe zawarto w załączniku.



Rysunek 27 Rozkład prędkości w płaszczyźnie YZ.



Rysunek 28 Rozkład prędkości w widoku perspektywy w 'plasterkach' prostopadłych do osi naczynia.



Rysunek 29 Rozkład prędkości w płaszczyźnie XZ.

9. Wnioski

Poprzez porównanie wyników symulacji dla żyły bez igły i z igłą, stwierdzono nieznaczne zaburzenia przepływu krwi. Wprowadzenie płynu poprzez igłę spowodowało zwiększenie pola obniżonej prędkości przepływu w stosunku do symulacji bez wstrzykiwania, co jest zgodne z oczekiwaniami. W tym obszarze dochodzi do mieszania płynu wstrzykiwanego z krwią. Jego powiększenie powoduje dokładniejsze wymieszanie tych dwóch płynów. Ze względu na nieznaczne różnice między wprowadzanymi cieczami, zaburzenia są niewielkie.

Przeprowadzone symulacje mogą zostać wykorzystane przy projektowaniu nowych rozwiązań konstrukcyjnych przy sprzęcie medycznym – na przykład do opracowania nowego przekroju igły powodującego mniejsze zaburzenia przepływu i lepsze wymieszanie płynów.

10. Bibliografia

- [1] W. Traczyk ,A. Trzebski ,Fizjologia człowieka z elementami fizjologii stosowanej i klinicznej,PZWL, Warszawa 2015, wyd.3
- [2] W. Ganong, Fizjologia, Wydawnictwo Lekarskie PZWL, 2007
- [3] M. Bernas, Z. Biejat, A. Cencora, Chirurgia tętnic i żył obwodowych , tom 1, 2006
- [4] F. Jaroszyk, Biofizyka, PZWL, Warszawa 2008, wyd.2
- [5] <http://www.arenadent.pl/pl/nici-igly-strzykawki/>
- [6] <http://sklep.sigmed.pl/images/Biepu.jpg?osCsid=ce92e188037f9c66dfb0b40f285a5817>
- [7]http://biologia.opracowania.pl/kr%C4%85%C5%BCenie/budowa_i_dzia%C5%82anie_uk%C5%82adu_krwiono%C5%9Bnego/