

Wydział Inżynierii Biomedycznej
Katedra Biomechatroniki



**Politechnika
Śląska**

ROZPRAWA DOKTORSKA

Modelowanie i symulacja przepływu krwi przez środkową
tętnicę mózgu

mgr inż. Marta SOBKOWIAK

Promotor:
dr hab. inż. Wojciech WOLAŃSKI, prof. PŚ

Zabrze, 2022

*Swoje serdeczne podziękowania pragnę skierować do osób zaangażowanych
w powstanie niniejszej pracy, a szczególnie:
promotorowi prof. dr hab. inż. Wojciechowi Wolańskiemu
oraz całemu zespołowi Katedry Biomechatroniki, a w szczególności
mgr Markowi Plesowi, mgr inż. Grzegorzowi Gruszce, dr inż. Michałowi
Burkackiemu, dr inż. Sławomirowi Suchoniowi.*

*Pracę dedykuję mojej Mamie i Babci. Dziękuję, że jesteście, kochacie mnie
i wspieracie na każdym kroku. Ja też bardzo Was kocham.*

Spis treści

1. Wstęp	1
2. Przegląd aktualnego stanu wiedzy	3
2.1. Etiologia powstawania tętniaków mózgu	3
2.1.1. Leczenie pacjentów z tętniakami mózgu	5
2.1.2. Badania kliniczne tętniaków mózgu	7
2.2. Badania modelowe i eksperymentalne przepływu krwi przez tętnice z i bez tętniaków	16
2.2.1. Badania numeryczne tętniaków mózgu	16
2.2.2. Badania eksperymentalne tętniaków mózgu	34
2.3. Ocena aktualnego stanu wiedzy	38
3. Cel i zakres pracy	39
4. Modelowanie przepływu przez środkową tętnicę mózgu	41
4.1. Etapy modelowania	41
4.2. Indentyfikacja modelowanego obiektu	41
4.3. Estymacja parametrów modelowych	47
4.4. Walidacja modelu	48
4.5. Weryfikacja opracowanych modeli	49
5. Wielowariantowa analiza przepływu krwi przez środkową tętnicę mózgu 50	50
5.1. Metoda analizy	50
5.2. Analiza wrażliwości parametrów morfometrycznych	52
5.3. Analiza wpływu parametrów hemodynamicznych	75
6. Przepływ krwi przez środkowe tętnice mózgu — numeryczna analiza retrospektywna	79
7. Przepływ krwi przez środkowe tętnice mózgu — badania eksperymentalne	86
7.1. Budowa stanowiska eksperymentalnego	87

7.2. Wyniki badań eksperymentalnych	94
7.3. Weryfikacja symulacji przepływu krwi przez MCA	99
8. Analiza i dyskusja wyników	106
9. Podsumowanie i wnioski	115
Załącznik A. Wykresy z analizy wrażliwości	117
Streszczenie	153
Abstract	154
Bibliografia	155
Spis symboli i skrótów	167
Spis rysunków	169
Spis tabel	173

1. Wstęp

Choroby układu krążenia są jedną z głównych przyczyn zgonów w krajach rozwiniętych. Stres i niezdrowy styl życia powodują, że z roku na rok występuje coraz więcej zgonów spowodowanych schorzeniami układu krążenia i choć najczęściej występują schorzenia mięśnia sercowego, to spora część dotyczy również tętniaków mózgu.

Mimo trwających od kilku dekad badań w tej dziedzinie, przyczyny powstawania tętniaków mózgu nie są do końca znane. Wśród czynników sprzyjających wyróżnia się m.in. czynniki genetyczne, ale zwiększać ryzyko zachorowania może także nieodpowiednia dieta, palenie papierosów, picie alkoholu, czy też wreszcie współistniejące choroby (nadciśnienie tętnicze, cukrzyca, choroby serca) [1]. Cytowane badanie zostało przeprowadzane na stosunkowo dużej populacji (ok. 1000 osób). Analiza wykazała, że największy wpływ na formowanie tętniaków ma nadciśnienie tętnicze, a także palenie papierosów.

Przyczyny formowania tętniaków poszukuje się również w samej geometrii naczynia lub bardziej szczegółowo – w promieniach tętnicy macierzystej (wlotu) i tętnic potomnych (wylotowych). Jako pierwszy nad tym zagadnieniem pracował Cecil D. Murray. Opracował on prawo o zachowaniu najmniejszej energii na przepływ, przy zachowanych wartościach promieni i kątów podziału [2]. Wiele prac uwzględnia to prawo, przeprowadzając analizy statystyczne na modelach rzeczywistych tętnic pacjentów, potwierdzając słuszność samego twierdzenia [3].

Kolejnym badanym czynnikiem jest wpływ parametrów hemodynamicznych, jak naprężenia ścinające ściany tętnicy oraz rozkład ciśnienia na formowanie tętniaków [4–7]. Do sprawdzenia tej hipotezy służą symulacje numeryczne wykonywane z użyciem programów CAE (ang. *Computer-Aided Engineering*). Nowoczesne techniki tomografii komputerowej, czy rezonansu magnetycznego umożliwiają pozyskanie obrazów budowy anatomii człowieka w formacie DICOM, a następnie zaimportowanie tych obrazów do specjalistycznego programu typu CADx (ang. *Computer Aided Diagnosis*). Programy te umożliwiają wysegmentowanie struktur anatomicznych (w tym przypadku tętnic mózgowych), dzięki czemu otrzymywany jest model trójwymiarowy rzeczywistej struktury. Takie

modele następnie wykorzystuje się do symulacji komputerowych CFD (ang. *Computational Fluid Dynamics*), które pozwalają na analizę przepływu krwi w tętnicach mózgowych z zachowaniem odpowiednich właściwości krwi bliskich rzeczywistym – według odpowiedniego modelu matematycznego.

Spotyka się również wiele badań eksperymentalnych, w których próbuje się zasymulować przepływ krwi w tętnicach mózgowych, aby lepiej zrozumieć parametry przepływu krwi w tych strukturach [8]. Istnieją również rozwiązania dedykowane w postaci тренаżerów dla neurochirurgów do nauki leczenia tętniaków [9].

Sztuka modelowania przepływów w tętnicach mózgu jest niezwykle trudna, gdyż niełatwo wskazać ujednoczone badania in-vivo, które dałyby jasny opis zjawisk przepływu. Istnieją także metody obrazowania – przykładowo USG Doppler – dzięki którym bezinwazyjnie można uzyskać profil prędkości przepływu krwi w tych strukturach.

Nawiązana współpraca z neurochirurgami ze Śląskiego Uniwersytetu Medycznego umożliwiła szersze zrozumienie skali problemu tętniaków środkowych tętnic mózgu, co przyczyniło się do podjęcia tej tematyki w ramach niniejszej rozprawy doktorskiej. Dzięki tej współpracy, uzyskano dostęp do danych z badań tomografii komputerowej (TK) oraz USG Doppler głowy pacjentów z grupy badanej i kontrolnej Katedry i Oddziału Klinicznego ŚUM Wojewódzkiego Szpitala Specjalistycznego nr 5 im św. Barbary w Sosnowcu.

2. Przegląd aktualnego stanu wiedzy

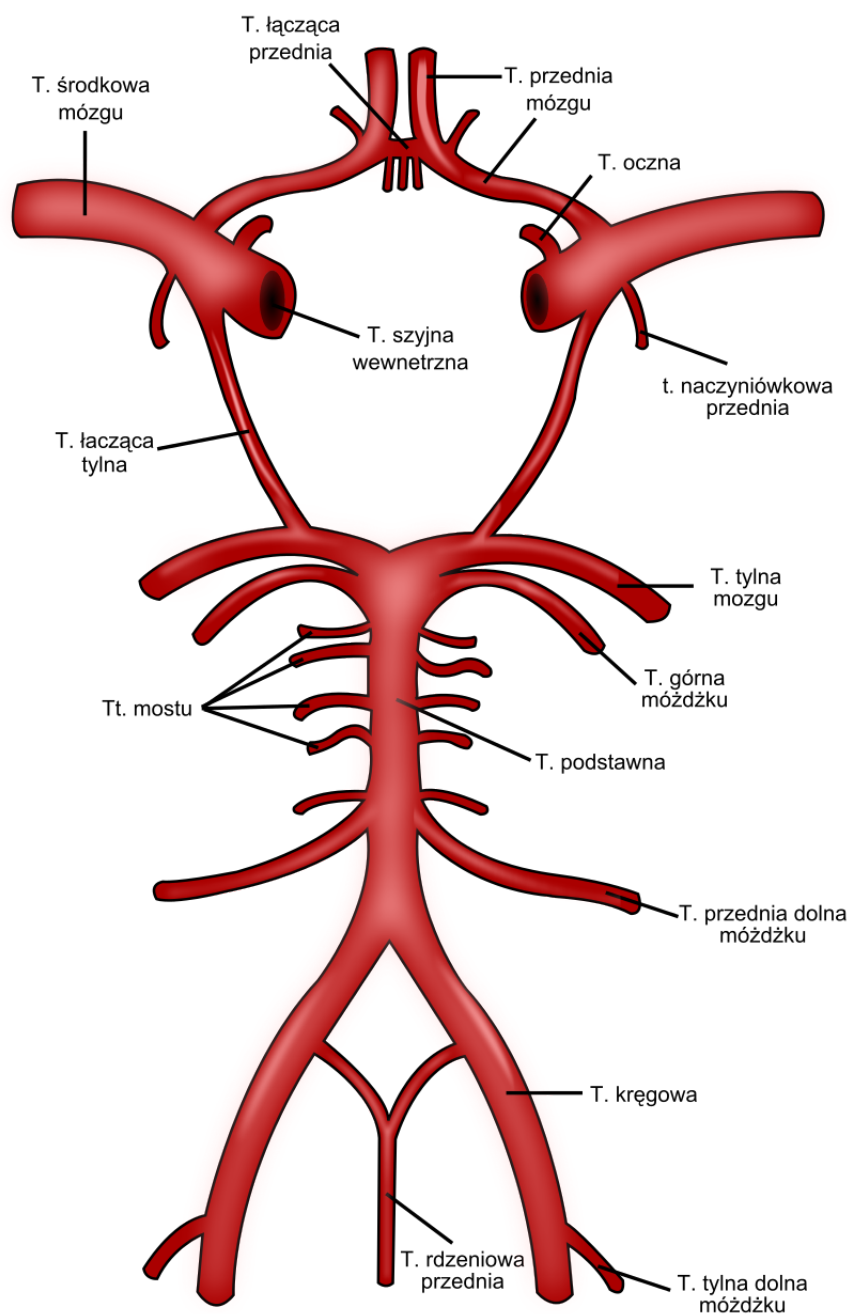
W literaturze występuje wiele badań dotyczących symulacji przepływu krwi przez tętnice mózgowe. Wiele z nich wskazuje parametry hemodynamiczne jako główne źródło problemów z powstawaniem tętniaków mózgu. W ramach tego rozdziału dokonano przeglądu aktualnego stanu wiedzy w aspektach etiologii powstawania tętniaków oraz badań przepływu krwi przez tętnice z i bez tętniaków.

2.1. Etiologia powstawania tętniaków mózgu

Na początek, warto jest wspomnieć o anatomii koła tętniczego mózgu (koło tętnicze Willisa), który jest określany jako układ tętnic zaopatrujących mózgowie, które leżą na jego podstawie [10]. Nazwa pochodzi od nazwiska angielskiego lekarza – Thomasa Willisa. W skład koła wchodzi następujące tętnice (Rys. 2.1):

- tętnica tylna mózgu – lewa i prawa,
- tętnica łącząca tylna – lewa i prawa,
- tętnica łącząca przednia – pojedyncza,
- tętnica przednia mózgu – lewa i prawa,
- tętnica szyjna wewnętrzna – lewa i prawa.

Koło tętnicze Willisa dlatego jest tak ważną strukturą anatomiczną, ponieważ jego gałęzie zaopatrują całe mózgowie, okolice nosa, zawartość oczodołu, a także część opony twardej. Natomiast, w 1981 roku Gibo szczegółowo opisał przepływ krwi i budowę anatomiczną środkowej tętnicy mózgu (MCA, ang. *Middle Cerebral Artery*) [11].

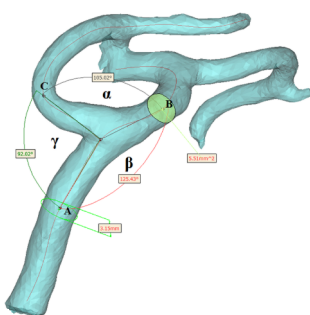


Rysunek 2.1. Schemat koła tętniczego mózgu [95]

2.1.1. Leczenie pacjentów z tętniakami mózgu

W literaturze spotyka się wiele artykułów, które skupiają się na opisie zjawiska powstawania tętniaka.

Kaspera z zespołem [3, 12], skupił się na analizie cech morfometrycznych i parametrów hemodynamicznych środkowych tętnic mózgu z tętniakami oraz bez, a także ich związku z optymalnymi wartościami wynikającymi z zasady zachowania minimalnej energii przepływu PMW (ang. *Principle of Minimum Work*). Do badań zakwalifikowano 96 pacjentów z tętniakiem MCA i 94 osoby z grupy kontrolnej. Wysegmentowano modele tętnic oraz określono ich parametry morfometryczne – kąty rzeczywiste oraz teoretyczne tętnic (Rys. 2.2).



Rysunek 2.2. Pomiary środkowej tętnicy mózgu MCA kątów podziału [3]

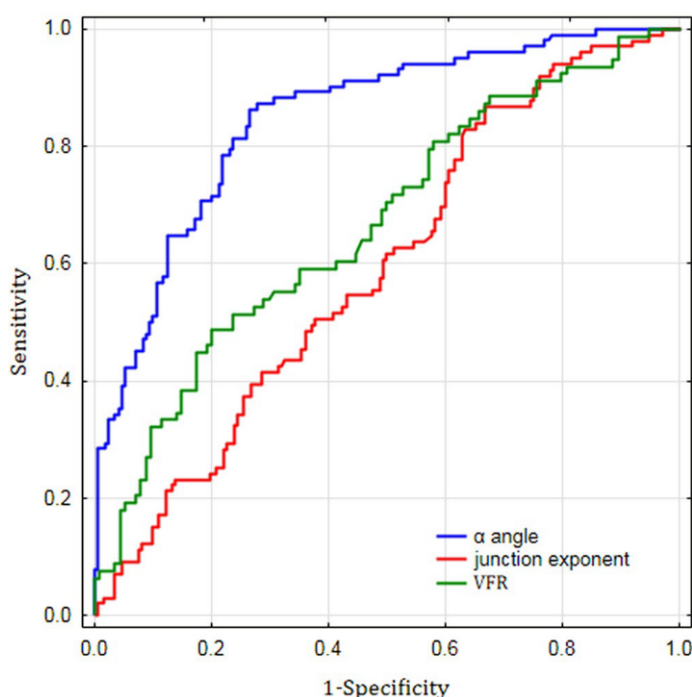
Do badań hemodynamicznych wykorzystano badanie Dopplera USG. Dla obu tętnic MCA zamierzono średnią prędkość przepływu krwi (V_m), szczytową prędkość skurczową (V_{ps}) i prędkość końcoworozkurczową (V_{ed}).

Rozkład normalny badanych zmiennych weryfikowano testem Shapiro–Wilka. Wyniki przedstawiono jako średnie wraz z odchyleniami standardowymi. Do oceny różnic między dwiema niezależnymi grupami zastosowano test u Manna – Whitneya. Istotność różnic wewnątrzgrupowych zweryfikowano testem rangowanych znaków Wilcoxon. Wszystkie parametry morfometryczne i hemodynamiczne, które wykazywały istotne różnice międzygrupowe, poddano analizie regresji logistycznej w odpowiednich przedziałach. Analizy statystyczne przeprowadzono za pomocą pakietu Statistica v.13.3 (StatSoft, Tulsa, OK, USA).

Rozwój tętniaków mózgu może być niezależnym efektem zaburzeń czynników hemodynamicznych i morfometrycznych. Ryzyko tętniaka wzrastało proporcjonalnie do odchylenia parametrów morfometrycznych rozwidlenia od ich optymalnych wartości PMW.

Krzywą ROC dla wszystkich niezależnych predyktorów tętniaka MCA przedstawiono na rys. 2.3. Z badań wynika, że kąt α był najdokładniejszym

predyktorem wystąpienia tętniaka MCA spośród wszystkich zmiennych uwzględnionych w modelu regresji logistycznej.



Rysunek 2.3. Krzywe ROC dla wszystkich najważniejszych predyktorów tętniaka MCA (opis w tekście). Kąt α , całkowity kąt bifurkacji; VFR, natężenie przepływu objętościowego [3]

Przeprowadzona analiza jest zgodna z wynikami opublikowanymi przez zespół Rossitti i in. [6], według których pacjenci z tętniakiem mózgu wykazywali znacznie niższe wartości współczynnika n i wyższe względne naprężenie ścinające w gałęziach potomnych niż w grupie kontrolnej bez tętniaka. Ponadto, wspomniane badania wykazały, że wartości współczynnika n dla kontrolnych bifurkacji MCA były bliskie teoretycznemu optimum 3 (odpowiednio 2,85 i 2,81 dla prawej i lewej bifurkacji MCA). Interesującym jest, że to samo dotyczyło również wartości współczynnika n dla kontralateralnych bifurkacji MCA (grupa non-An), wynoszących 2,86. Analiza kąta α dowiodła, że kąt o wartości $104,5^\circ$ rozróżnia bifurkacje tętniakowe i nietętniakowe.

Co ważne, nietętniakowe rozwidlenia MCA analizowane w tym badaniu miały istotnie wyższe wartości kąta α niż bifurkacje kontrolne. Oznacza to, że osoby z tętniakami mogą również wykazywać znaczne zmiany w wymiarach naczyń i kątach rozwidlenia innych tętnic, a tym samym mogą być predysponowane do powstawania tętniaków *de novo* lub wielu tętniaków.

Włak z zespołem [13] w 2013 roku także podjął próbę rozwiązania problemu związanego z przyczynami powstawania tętniaków, w tym m.in. stylu życia

i czynników zewnętrznych. W badaniu statystycznym wzięło udział ponad 700 pacjentów, których zadaniem było wypełnienie kwestionariusza. Wyniki badań pokazały, że palenie papierosów, nadciśnienie tętnicze oraz tętniaki przebyte w rodzinie – podwyższają ryzyko wystąpienia tętniaka. Regularne ćwiczenia natomiast są jednym z czynników, które obniżają ryzyko wystąpienia tętniaka. Wskazane jest jednak, że rola kąta rozwidlenia w rozwoju tętniaka musi zostać wyjaśniona w przyszłych badaniach CFD, ponieważ wartości tego parametru zarówno u pacjentów z tętniakiem, jak i osób bez tętniaka były znacznie rozproszone wokół wartości optymalnej dla PMW.

Z powyższych doniesień wynika, że same badania statystyczne nie dają pełnego oglądu na temat formowania tętniaków środkowej tętnicy mózgu. Potrzebne są inne badania, np. kliniczne, które przybliżają charakterystykę przepływu w tych tętnicach.

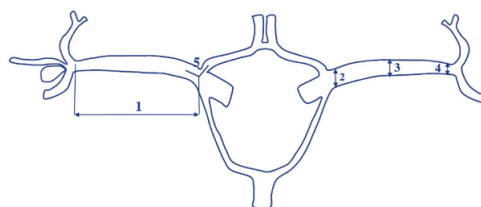
2.1.2. Badania kliniczne tętniaków mózgu

Wskazanie na problem formowania tętniaków w miejscu bifurkacji przedniej tętnicy mózgu pojawiły się w 1999 roku [14]. Wyniki przeprowadzonych badań pokazały, że tętniaki mózgu miały większą tendencję do formowania w miejscu bifurkacji, czyli tam, gdzie występowały największe wartości naprężenia ścinającego na ścianie tętnicy.

W 2021 roku inny zespół badawczy [15] analizował podziały segmentu M1 i M2 MCA. Segment M1 rozciąga się od zakończenia tętnicy szyjnej wewnętrznej, perforując mózg aż do jego podziału. Segment M2 natomiast rozwidla się lub czasami trifurkuje. Wędruje bocznie do szczeliny Sylviana, a jego gałęzie kończą się w korze mózgowej. Celem pracy autorów była analiza środkowych tętnic mózgu u pacjentów z tętniakami jednostronnymi. Przeanalizowano obrazy angiografii tomografii komputerowej 45 pacjentów. Zmierzono następujące parametry morfometryczne MCA (Rys. 2.4):

- długość M1 mierzona obustronnie od podziału tętnicy wewnętrznej szyjnej ICA (ang. *Internal Carotid Artery*) do rozwidlenia M1,
- szerokość M1 w proksymalnym odcinku tętnicy,
- szerokość M1 w środkowym odcinku tętnicy,
- szerokość M1 przy rozwidleniu oraz
- kąt między M1 a odcinkiem przedniej tętnicy mózgu ACA (ang. *Anterior Cerebral Artery*) A1 – mierzony w płaszczyźnie utworzonej przez

proksymalne odgałęzienia tych dwóch tętnic (ką, pod którym rozwidlają się końcowe gałęzie ICA).



Rysunek 2.4. Schemat pomiarów MCA (1–5) gałęzi M2 pochodzących z podziału M1 [15]

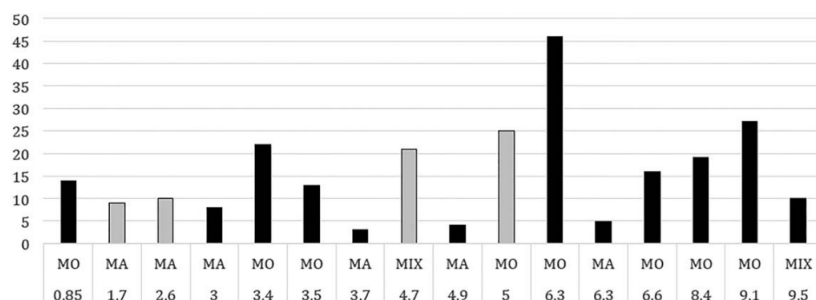
Zmierzone parametry prawidłowych MCA porównano z MCA z tętniakami zlokalizowanymi w głównym odcinku pnia. W przypadku tętnic z tętniakami częściej stwierdzano odgałęzienia wychodzące z głównego odcinka pnia.

Z kolei w badaniach z 2018 roku Zhang i in. [16] próbował określić związek tętniaków w miejscu bifurkacji tylnej tętnicy mózgowej PCA (ang. *Posterior Cerebral Artery*) z wiekiem pacjenta, płcią, kątem rozwidlenia i średnicą gałęzi. Wykorzystano trójwymiarowe dane angiograficzne 195 pacjentów, w tym 59 pacjentów z tętniakami rozwidlenia tętnicy podstawnej i 136 osób z grupy kontrolnej. Badania pokazały, że kobiety w wieku od 40 do 70 lat są bardziej podatne na powstawanie tętniaka bifurkacji tętnicy podstawnej niż mężczyźni.

W literaturze spotyka się również badania nad prędkością krwi oraz czynnikami, które mogą na nią wpływać. W jednych z badań – Shayestagul z zespołem [17] próbował ocenić zmiany prędkości przepływu krwi w tętnicy środkowej mózgu podczas spontanicznych ataków migreny, a także poza nimi. Wyniki pokazały, że na ogół, spontanicznym napadom migreny nie towarzyszą zmiany prędkości przepływu krwi w tętnicy środkowej mózgu (Rys. 2.5). Jednak analizy eksploracyjne dotyczące czasu od początku ataku do badania dopplerowskiego wykazały specyficzne dla strony napadu zmniejszenie prędkości przepływu krwi we wczesnej fazie.

Spotyka się również badania kliniczne na szczurach. W jednym w nich, w 2017 roku Trueman z zespołem [18] zastosował klipsowanie środkowych tętnic mózgu, po czym zobrazował je po 24 godzinach. Wynik eksperymentu pokazał głównie zawały podkorowe z niewielkim uszkodzeniem kory.

Jeszcze inne doniesienia z 2017 roku [19] dotyczyły pomiaru kąta między odcinkami A1 i A2 przedniej tętnicy mózgowej, którego związek zbadano z powstawaniem i pęknięciem tętniaka tętnicy łączącej przedniej. Kąty odcinków A1–A2 mierzono za pomocą angiografii.



Rysunek 2.5. Podsumowanie badań – szare słupki reprezentują zmniejszone wartości prędkości przepływu krwi, a czarne słupki reprezentują niezmienną wartość prędkości przepływu krwi. Kategoria grupowa (MO – migrena bez aury; MA – migrena z aurą; MIX – mieszana grupa migreny z oraz bez aury) oraz średni czas (h) od początku do oceny przedstawiono na osi X. Liczba pacjentów w grupie badanej jest pokazana na osi Y [17]

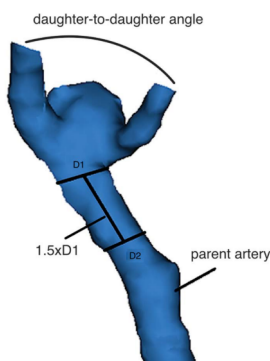
Zarejestrowano i porównano wymiary kątowe i różnice między grupami z tętniakiem i bez, a także z grupą z pęknięciem tętniaka ($n=23$) i bez ($n=41$). W badaniach dowiedziono, że powstawanie tętniaka tętnicy łączącej przedniej jest bardziej prawdopodobne w przypadku szerszego odcinka A1 w tętnicy przedniej mózgu. Kąt A1–A2 może pomóc przewidzieć powstawanie tętniaka, ale nie jest przydatny do przewidywania pęknięcia.

Ryan z zespołem w 2016 roku [9] zaprojektował trener neurochirurgiczny w celu szkolenia się w coraz nowszych technikach chirurgicznych, takich jak zakładanie klipsów wokół tętniaków mózgowych. Opracowano modele 3D struktur koła Willis’a, mózgu oraz czaszkę w programie Mimics bazując na danych TK pacjenta. Wszystkie struktury były wydrukowane na drukarce 3D z materiałów zbliżonych do właściwości materiałowych tychże struktur.

Ponowny nacisk na rolę, jaką odgrywają naprężenia na ścianie tętnicy w formowaniu tętniaków kładzie Can z zespołem [5]. W badaniu wzięło udział 33 pacjentów z tętniakiem tętnicy podstawnej BA (ang. *Basilar Artery*). Modele tętnic otrzymano za pomocą darmowego oprogramowania Slicer. Wyznaczono średnice oraz kąty podziału głównych naczyń dla przypadków z oraz bez tętniaka. Wyniki analiz statystycznych pokazały, że większy kąt podziału między tylnymi tętnicami mózgowymi i mniejsza wartość średnicy tętnicy podstawnej przyczyniają się do formowania tętniaka.

Zespół badawczy na czele z tym samym autorem [20], badali wpływ parametrów morfometrycznych na powstawanie tętniaka środkowej tętnicy mózgu (Rys. 2.6). Analizy statystyczne wykazały, że mniejsza średnica odnogi wlotowej i większy kąt rozwidlenia w miejscu bifurkacji mają największy wpływ na istnienie

tętniaka MCA.

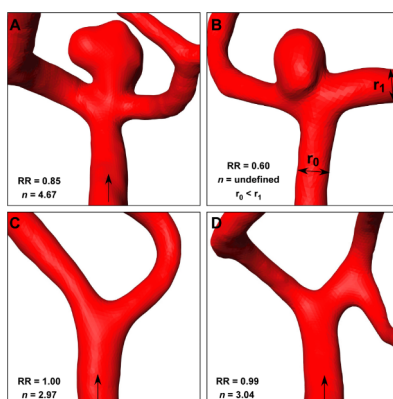


Rysunek 2.6. Parametry morfometryczne środkowej tętnicy mózgu. Zmierzono średnice tętnicy rodzicielskiej i dwóch tętnic potomnych. Kąt potomny odnosi się do kąta utworzonego pomiędzy dwoma odgałęzieniami potomnymi w kierunku przepływu. **D** – średnica [20]

W pracy Baharoglu i in. (2014) [21], rozważane jest prawo Murray'a i zachowanie minimalnej energii na przepływ krwi w miejscu bifurkacji tętniaków śródczaszkowych. Badacze wyznaczyli wskaźnik promienia i wykładnik n i porównali je między tętnicami z tętniakiem i bez przy użyciu testu t Studenta oraz analizy sum rang Wilcoxona. Wyniki pokazały, że bifurkacje tętnic bez tętniaków wykazują optymalne parametry wskaźnika promienia i wykładnika n . W przypadku tętnic z tętniakiem w miejscu jej rozgałęzienia, wskaźnik promienia był dużo niższy, a współczynnik n – wyższy. Ponadto w 37% bifurkacji z tętniakiem ujawniło potomną gałąź większą niż naczynie macierzyste (Rys. 2.7). Bifurkacje tętniakowe, w przeciwieństwie do odpowiedników nietętniakowych okazały się nie spełniać prawa zachowania najmniejszej energii na przepływ krwi.

Sadamoto z zespołem porównywał różnice między bifurkacją środkowej tętnicy mózgu zdrową, a tą z tętniakiem [22]. Otrzymano modele trójwymiarowe tętnic, bazując na obrazach otrzymanych z tomografii komputerowej. Dokonano pomiarów średnic oraz kątów podziału tętnicy. Wyniki wykazały, że wraz z pojawieniem się tętniaka zmieniają się wymiary morfometryczne tętnic. Tętnice zdrowe posiadają cechy symetrii, której brak tętnicom z tętniakiem.

Chalouhi z zespołem w swojej pracy skupił się na wyjaśnieniu wpływu palenia papierosów na stany zapalne, a w rezultacie pęknięcie tętniaków mózgu [23]. Według autorów, sensowne wydaje się być poszukiwanie przyczyny na poziomie cząsteczek adhezyjnych, cytokin, reaktywnych form tlenu, leukocytów, metaloproteinazy macierzy i komórek mięśni gładkich naczyń. Charakterystyka molekularnych podstaw reakcji zapalnej towarzyszącej ekspozycji na dym papierosowy może zapewnić racjonalne podejście do przyszłej terapii celowanej.



Rysunek 2.7. Współczynnik promienia (RR) i wykładnik (n) dla: a – MCA z tętniakiem; B – MCA z tętniakiem, w której odnoga potomna jest większa od odnogi macierzystej; C i D – MCA bez tętniaków z wartościami RR i n zbliżonymi do idealnych wartości, odpowiednio 1 i 3 [21]

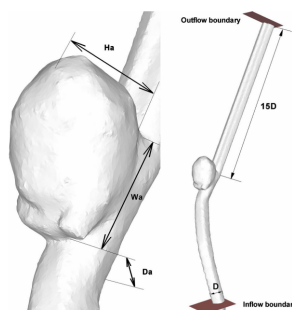
Inny zespół badawczy również w 2010 roku [24] przeprowadzał badania na wypreparowanych tętnicach króliczych. Ośmiu królikom zostały obustronnie podwiązane tętnice szyjne wspólne w celu zwiększenia przepływu w tętnicy podstawnej. Wyniki symulacji numerycznych wykazały, że przebudowa tętniaka rozpoczyna się, gdy lokalne siły hemodynamiczne przekraczają określone granice na końcu tętnicy. Połączenie wysokiego naprężenia ścinającego WSS (ang. *Wall Shear Stress*) i dodatniego gradientu WSS reprezentuje hemodynamikę, która może wywołać przebudowę tętniaka.

Analiza parametrów morfometrycznych przedniej tętnicy mózgu przy użyciu modelowania 3D w podejściu neurochirurgicznym była przeprowadzana w 2010 roku przez zespół Zurada [25]. Do badań wykorzystano 230 modeli przedniej tętnicy mózgu. Analiza danych obejmowała średnicę wewnętrzną, długość i objętość oraz obliczanie wskaźników symetrii badanych tętnic, hipoplazji i odchylenia oraz krętości. Wyniki pokazały, że prawe segmenty wydają się być bardziej kręte, bardziej odchylone, dłuższe i węższe niż lewe segmenty badanej tętnicy.

Z kolei badanie zespołu Inagawy [1] skupia się na sprawdzeniu czynników ryzyka powstania i pęknięcia tętniaków śródczaszkowych. Badanie obejmowało 858 pacjentów z pękniętymi tętniakami, 285 pacjentów z niepękniętymi tętniakami oraz 798 pacjentów z grupy kontrolnej. W badaniu przyjęto następujące czynniki ryzyka: nadciśnienie tętnicze, cukrzyca, choroby serca, palenie papierosów i spożywanie alkoholu. Wyniki wykazały, że największy wpływ na formowanie tętniaków ma nadciśnienie tętnicze. Palenie papierosów u mężczyzn powyżej 60-go roku życia, okazało się głównym czynnikiem wpływającym na pęknięcie tętniaków. Inaczej

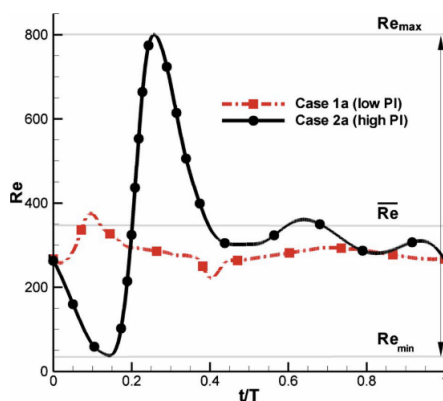
okazuje się u kobiet, u których powyżej 60-go roku życia największym czynnikiem ryzyka wpływającym na pęknięcie tętniaków są choroby serca oraz cukrzyca.

W tym samym roku zespół Le [26] badał rolę pulsującego przepływu krwi na parametry hemodynamiczne w tętniakach mózgu (Rys. 2.8).



Rysunek 2.8. Geometria tętniaka i konfiguracja obliczeniowa. H_a , W_a i D_a to odpowiednio głębokość, szerokość szyi i średnica tętnicy macierzystej w szyjce tętniaka [26]

W badaniach okazało się, że kształt fali wskaźnika pulsacji jest kluczowym parametrem, który reguluje dynamikę wirów na szyi tętniaka i wzorce przepływu (Rys. 2.9).



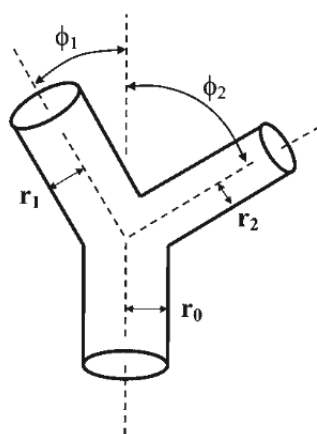
Rysunek 2.9. Przebieg przepływu jest wykreślany jako chwilowa liczba Reynoldsa Re podczas jednego cyklu pracy serca. Krzywe na wykresie oznaczają różne charakterystyczne liczby Reynoldsa: **a** – Re_{max} jest szczytową skurczową liczbą Reynoldsa; **b** – Re jest uśrednioną w czasie liczbą Reynoldsa; oraz **c** – Re_{min} jest końcoworozkurczową liczbą Reynoldsa. Oś pozioma oznacza czas t w ciągu jednego cyklu serca T [26]

W 2008 roku, Bor i in. [27] porównali skany TK/RM kręgu Willis'a pacjentów z wykrytymi tętniakami oraz z grupą kontrolną – zdrową. Oceniono stan hipoplazji tętnic kręgu Willis'a, a także zmierzono kąty bifurkacji wewnątrz i poza okręgiem

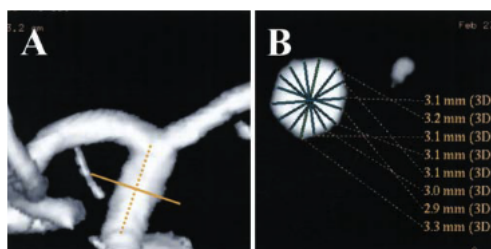
Willis'a na trójwymiarowych obrazach TK/MR. Na podstawie przeprowadzonych testów autorzy wywnioskowali, że bifurkacje z hipoplastyczną gałęzią i bifurkacje z bardziej ostrymi kątami są czynnikami ryzyka rozwoju tętniaków. Analiza geometrii tętnic śródczaszkowych może być pomocna w wykrywaniu osób ze zwiększonym ryzykiem rozwoju tętniaków.

W 2005 Kaspera z zespołem [28] za cel pracy podjął ocenę krążenia obocznego i prędkości przepływu krwi w tętnicach tworzących krążenie oboczne u pacjentów z tętniakami mózgu i niedrożnością naczyń ramiennie-głowych. Wyniki badania dopplerowskiego uzyskane w grupie siedmiu osób z tętniakami mózgu, porównano z wynikami dopplerowskimi 40 zdrowych osób z grupy kontrolnej. Badania pokazały, że zamknięcie naczyń ramiennie-głowych prowadzi do powstania krążenia obocznego przez krąg Willisa. Badanie to pokazuje, że powstawanie tętniaka mózgu nie zawsze jest związane ze wzrostem prędkości przepływu w tętnicach pobocznych.

Ingebrigtsen z zespołem w 2004 roku [29] obserwowała zjawisko występowania tętniaków mózgu uwzględniając budowę bifurkacji naczynia. Autorzy postawili hipotezę, że bifurkacje tętnic mózgowych poza okręgiem tętniczym Willisa, będą zgodne z zasadami zachowania minimalnej pracy na przepływ, a obecność tętniaków będzie związana z odchyleniami od optymalnej geometrii rozwidlenia (Rys. 2.10). Wyniki pokazały, że bifurkacje poza okręgiem Willisa (tj. środkowa tętnica mózgu) ściśle zbliżyły się do zasady optymalności, podczas gdy bifurkacje wewnątrz okręgu Willisa nie (Rys. 2.11).

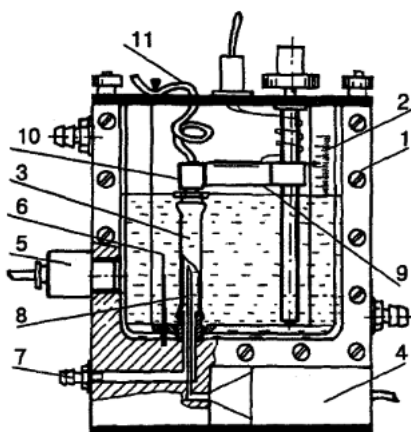


Rysunek 2.10. Schematyczny rysunek przedstawiający pomiary uzyskane z każdego rozwidlenia tętnic: promień z naczynia macierzystego (r_0), największa gałąź (r_1) i najmniejsza gałąź (r_2); oraz kąty ϕ_1 i ϕ_2 utworzone odpowiednio między naczyniem macierzystym, a większym i mniejszym odgałęzieniem [29]



Rysunek 2.11. Pomiary średnic naczyń uzyskane za pomocą angiografii 3D [29]

W tym samym roku badania prowadzone przez Kasjanovs i in. [30], dotyczyły określenia właściwości mechanicznych ludzkich tętnic wieńcowych. Eksperymentalnie zbadano właściwości mechaniczne, skład biochemiczny oraz budowę części proksymalnej i dystalnej prawej i przedniej gałęzi zstępującej lewej tętnicy wieńcowej (Rys. 2.12).



Rysunek 2.12. Schemat stanowiska laboratoryjnego: **1** – komora z roztworem fizjologicznym, **2** – linijka, **3** – segment naczyń wieńcowego, **4** – przetwornik ciśnienia wewnętrznego, **5** – przetwornik ciśnienia zewnętrznego, **6** – termometr, **7** – kaniula do wytwarzania ciśnienia wewnętrznego, **8** – igła, **9** – przetwornik siły osiowej, **10** – górna kaniula, **11** – rurka silikonowa [30]

Naczynia pobrano podczas sekcji zwłok 121 mężczyzn i 84 kobiet w wieku od jednego dnia do 80 lat. Materiał podzielono na sześć grup wiekowych. Właściwości mechaniczne tętnic wieńcowych określano przepuszczając płyn pod ciśnieniem od 0 do 240 mm Hg. Stwierdzono, że przylegająca do mięśnia sercowego część ściany tętnicy wieńcowej była grubsza niż pozostała część ściany tętnicy. Wraz z wiekiem średnia grubość ściany obu tętnic wieńcowych wzrastała. Największe zmiany grubości i parametrów mechanicznych stwierdzono w ścianie lewej tętnicy

wieńcowej u mężczyzn powyżej 40 roku życia i prawej u kobiet powyżej 50 roku życia.

Nad badaniami naprężeń ścinających na ścianie tętnicy mózgowej obciążonej tętniakiem pochylił się zespół Rossitti i in. w 1998 roku [6, 31]. Przeanalizowano angiogramy mózgowe 10 pacjentów z tętniakiem dystalnej przedniej tętnicy mózgowej i porównano je z prawidłowymi wartościami z wcześniejszego badania. Wyniki pokazały, że geometria rozgałęzień determinuje stosunkowo niewielki, ale jednak znaczący wzrost naprężeń ścinających na ścianach bifurkacji naczynia oraz gradientów naprężeń ścinających w wierzchołkach bifurkacji w tętnicach mózgowych pacjentów z tętniakiem.

W 1989 roku, Stehbens i in. [32] również próbowali dojść do przyczyny powstawania tętniaków mózgu. Najbardziej prawdopodobnym wyjaśnieniem, według autorów jest to, że tętniaki są nabytymi zmianami zwyrodnieniowymi – efektem naprężeń hemodynamicznych. Według naukowców – nadciśnienie i zaburzenia tkanki łącznej związane z nabytą utratą wytrzymałości na rozciąganie tkanek łącznych nie są istotne: wydają się być czynnikami zaostrzającymi, a nie przyczynowymi. Zamknięcie jednego lub więcej naczyń żywienia może zwiększyć prawdopodobieństwo powstania tętniaka w rozwidleniu dużych tętnic poddanych zwiększonemu naprężeniu hemodynamicznego związanego z przepływem obocznym.

W 1926 roku Murray badał możliwość zastosowania zasady minimum pracy do problemów dotyczących funkcjonowania układów fizjologicznych [2]. To właśnie te badania stały się podstawą założeń wielu późniejszych badań [33]. W swoich badaniach, Murray dowiódł że przepływ wtedy jest optymalny, gdy wykładnik n we wzorze jest równy 3:

$$r_0^n = r_1^n + r_2^n \quad (2.1)$$

W 1984 roku Willis z zespołem [7] oraz Zamir z zespołem [34] (1976) donoszą o wpływie parametrów hemodynamicznych na formowanie tętniaków mózgu przy analizowaniu kręgu Willis'a.

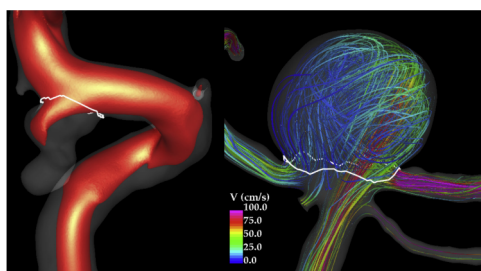
Z kolei eksperymenty na małpach były przeprowadzane już w latach 80. ubiegłego wieku. W 1987 roku Hashimoto z zespołem [35] wywołał workowate tętniaki mózgu u dwóch małp leczonych przez podwiązanie tętnicy szyjnej wspólnej. Tętniaki mózgu rozwinęły się na dużych tętnicach u podstawy mózgu, takich jak tętnica łącząca przednia i tętnica szyjna wewnętrzna przy początku tętnicy łączącej tylnej.

2.2. Badania modelowe i eksperymentalne przepływu krwi przez tętnice z i bez tętniaków

Oprócz czynników klinicznych, rozważane są mechanizmy natury mechanicznej – parametry hemodynamiczne. Z racji tego, że mamy do czynienia z żywym organizmem, nie jesteśmy w stanie uzyskać *in vivo* wszystkich parametrów. Tu z pomocą przychodzi modelowanie matematyczne i obliczenia numeryczne z wykorzystaniem CFD.

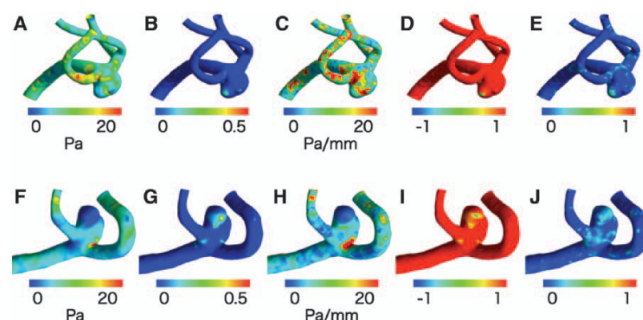
2.2.1. Badania numeryczne tętniaków mózgu

Zespół Munarriz i in. w 2016 roku [4] skupił się na analizie wpływu sił hemodynamicznych na inicjację, wzrost i pęknięcie tętniaków mózgu (Rys. 2.13). Badania wykazały, że tętniaki formują się w miejscach ściany naczynia narażonych na duże naprężenia ścinające. Progresja i pęknięcie tętniaków związane są ze strefami ściany tętniaka narażonymi zarówno na wysokie, jak i niskie naprężenia ścinające.



Rysunek 2.13. Dwa przykłady obliczeniowej dynamiki płynów. **Po lewej** – trójwymiarowy model tętniaka z przepływem w określonym momencie cyklu serca przedstawionym na czerwono, a zarys szyi przedstawiony na biało. **Po prawej** – tętniak typu bifurkacyjnego ze wzorem linii przepływu. Kolor linii odpowiada prędkości przepływu. Nakreślenie szyi przedstawiono na biało. V, prędkość [4]

Istnieje również wiele badań, których celem [36] (2013) jest ustalenie parametru hemodynamicznego, który charakteryzuje stan pęknięcia tętniaków środkowej tętnicy mózgu (Rys. 2.14).

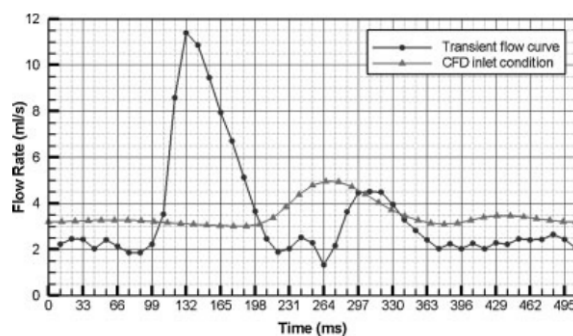


Rysunek 2.14. Obrazy przedstawiają poszczególne wyniki analiz numerycznych środkowych tętnic mózgu (górne – niepęknięte, dolne – pęknięte): a i F – WSS, B i G – wskaźnik ścinania oscylacyjnego, D i I – liczba oscylacji gradientu oraz E i J – wskaźnik tworzenia tętniaka [36]

W grupie pacjentów z tętniakami pękniętymi i niepękniętymi wyznaczono i porównano parametry morfologiczne i hemodynamiczne. Do wyznaczenia czynnika, który wpływa na pęknięcie tętniaków użyto wielowymiarowej analizy regresji logistycznej. Wyniki pokazały, że tylko niskie naprężenia ścinające na ścianie tętnicy są znacząco powiązane z pęknięciem tętniaka środkowej tętnicy mózgu.

Wiele istniejących badań wskazuje miejsce bifurkacji tętnic mózgowych, jako najbardziej wrażliwe na formowanie tętniaka [37]. Badania miały na celu zidentyfikowanie określonych zaburzeń hemodynamicznych, które prowadzą do przebudowy naczyń związanej z rozwojem tętniaka oraz zidentyfikowanie wczesnych zdarzeń przebudowy na poziomie tkankowym i komórkowym. U 6 dorosłych psów chirurgicznie utworzono nowe odgałęzienia w układzie naczyniowym tętnic szyjnych. Zaobserwowano 2 różne wzorce przebudowy ściany naczynia: (1) rozrost, który tworzył warstwę błony wewnętrznej w wierzchołku rozwidlenia oraz (2) przebudowę, przypominającą inicjację tętniaka wewnątrzczaszkowego.

W roku 2009 pojawiały się badania porównawcze prędkości w tętnicach mózgowych i tętniakach [8]. Symulacje przepływu krwi były również przeprowadzane na silikonowym fantomie tętnicy otrzymanym z obrazów rezonansu magnetycznego pacjenta. Prędkość krwi została zaimplementowana z badania Dopplerowskiego pacjenta (Rys. 2.15).



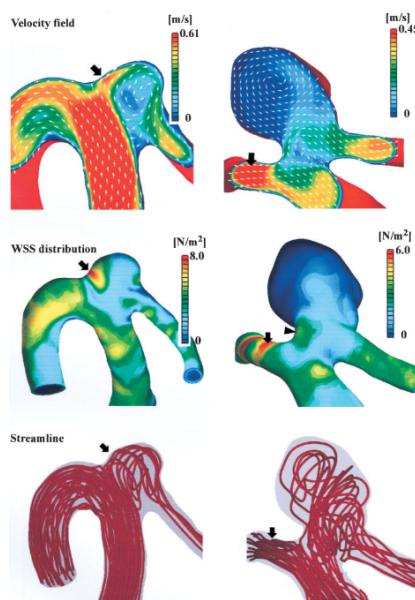
Rysunek 2.15. Zastosowane krzywe przepływu. Ciemna krzywa z kółkami prezentuje przebieg wywołany przez sterowaną komputerowo pompę. W symulacjach numerycznych zastosowano przebieg przedstawiający szarą krzywą z trójkątami [8]

W badaniach porównano wyniki z pomiarów prędkości za pomocą rezonansu magnetycznego z kontrastem z wynikami z symulacji numerycznych. Wyniki pokazały, że właściwe jest stosowanie rezonansu magnetycznego z kontrastem jako warunków wlotowych i wylotowych w symulacjach numerycznych do obliczania prędkości i naprężeń ścinających w zaburzonych obszarach, takich jak tętniaki.

W jednym z doniesień z 2017 roku zespół Sano [38] badał cechy hemodynamiczne charakteryzujące stan pęknięcia tętniaka mózgu za pomocą CFD. Badania zostały przeprowadzone na podstawie porównania dużej liczby tętniaków pękniętych i nieuszkodzonych. W ramach badań przeanalizowano dwa rzadkie przypadki z krwotokiem podpajęczynówkowym. Każdy z nich wiązał się z dwoma tętniakami w tętnicy wspólnej macierzystej. Jeden pacjent miał 2 tętniaki tętnicy łączącej przedniej, a drugi 2 tętniaki tętnicy środkowej mózgu. W obu tętniakach pękniętych stwierdzono niższe wartości naprężenia ścinającego, gradientu naprężeń ścinających. Z badań wynika, że na zmiany hemodynamiczne wpływa nie tylko wielkość i lokalizacja tętniaka, ale także jego otoczenie, takie jak krwotok i ciśnienie wewnątrzczaszkowe.

W innym zespole w 2004 roku [39] prowadzono badania, w których sprawdzano istotność wpływu rozkładu naprężeń ścinających na ścianie tętnicy wokół tętniaka (Rys. 2.16). Górne rysunki przedstawiają pole prędkości w płaszczyźnie przekroju. Prędkość przepływu wewnątrz tętniaka nie uległa zmniejszeniu, szczególnie w przypadku 1. W przeciwieństwie do przypadku 2, była ona wyjątkowo niska z wyraźną strefą recyrkulacji w większości części tętniaka. Środkowe ryciny pokazują rozkład WSS w geometrii 3D. Maksymalne WSS wystąpiło w okolicy szyi tętniaka w przypadku 1. W przypadku 2 umiarkowanie wysoki WSS wystąpił w okolicy szyi (grot strzałki), ale maksymalny WSS wystąpił w miejscu odległym od tętniaka, gdzie prędkość wzrosła w wyniku redukcji ścieżki przepływu. Rysunki

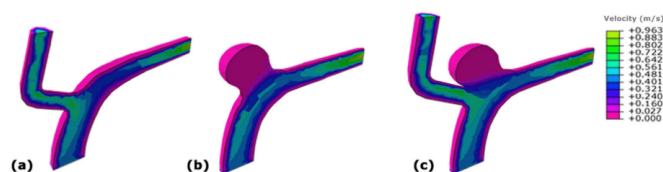
na dole pokazują linię prądu, która pokazuje strukturę przepływu wokół tętniaków. Dolna część tętniaka w przypadku 2 miała strukturę przepływu podobną do tej w przypadku 1. Jednak w przypadku 2 górna część miała zaskalną zaburzoną strukturę przepływu, co prowadziło do wyraźnie niskiego WSS.



Rysunek 2.16. Wizualizacja hemodynamiki 2 reprezentatywnych niepękniętych tętniaków (przypadek 1 – lewy, przypadek 2 – prawy). Strzałki wskazują miejsca maksymalnego naprężenia ścinającego (WSS) [39]

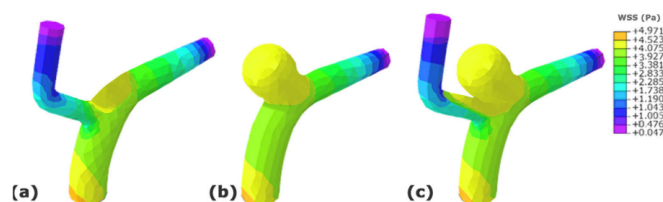
Do testów wysegmentowano dwadzieścia modeli matematycznych środkowych tętnic mózgu. Po przeprowadzeniu symulacji numerycznych, maksymalne wartości naprężeń ścinających otrzymano na szyi tętniaka. Wyniki te sugerują, że w przeciwieństwie do patogenego efektu wysokiego WSS w fazie inicjacji, niski WSS może ułatwiać fazę wzrostu i wywołać pęknięcie tętniaka mózgu poprzez wywołanie zmian zwyrodnieniowych w ścianie tętniaka. Naprężenia ścinające w obszarze tętniaka mogą być pomocne w przewidywaniu jego pęknięcia.

Gholampour i in. (2021) [40], podkreślił istotność roli bifurkacji w ocenie tętniaka śródczaszkowego. (Rys. 2.17).



Rysunek 2.17. Przekroje 3D rozkładu prędkości krwi: **a** – zdrowa tętnica, **b** – model z tętniakiem, **c** – model z tętniakiem i bifurkacją [40]

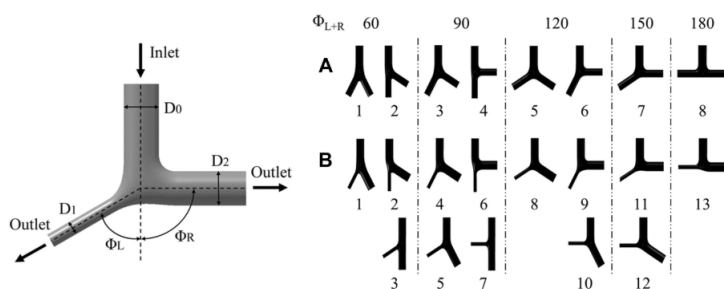
Wygenerowano trójwymiarowe modele anatomiczne MCA 21 zdrowych osób, a modele przeanalizowano za pomocą CFD (Rys. 2.18).



Rysunek 2.18. Widok 3D rozkładu naprężeń ścinających na ścianie modelu naczynia: **a** – zdrowa tętnica, **b** – model z tętniakiem, **c** – model z tętniakiem i bifurkacją [40]

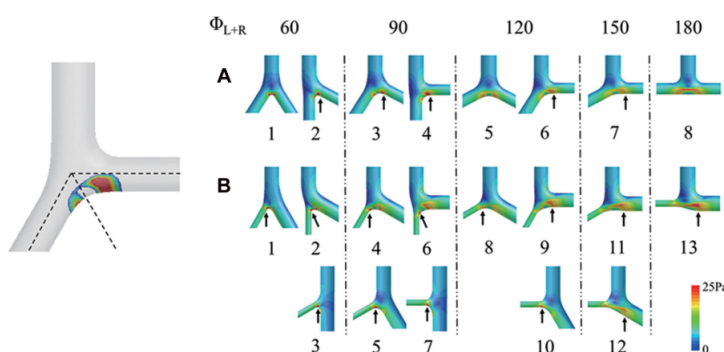
Wyniki wykazały, że chociaż rozwidlenie istotnie zmniejszyło maksymalną prędkość przepływu krwi w tętniaku, to zwiększało maksymalną wartość WSS.

Sasaki i in. w 2019 roku [41] do badań wykorzystał 21 wysegmentowanych modeli naczyń wewnątrzczaszkowych z bifurkacją (Rys. 2.19). Po lewej stronie na rysunku widnieje przykład modelu bifurkacji z 3D CAD. Średnica naczynia macierzystego (D_0) jest ustalona na 4 mm, a naczynie macierzyste dzieli się na odgałęzienie małe (D_1) i odgałęzienie duże (D_2). Kąty rozgałęzienia są reprezentowane odpowiednio jako ϕ_L i ϕ_R . Kąt bifurkacji (ϕ_{L+R}) jest oznaczony sumą ϕ_L i ϕ_R . Po prawej – wszystkie 21 modeli z odmianami geometrii bifurkacji. Kąty bifurkacji (ϕ_{L+R}) są ustawione w 5 wzorach na 60° , 90° , 120° , 150° i 180° . Kąty rozgałęzienia (ϕ_L lub ϕ_R) różnią się o 30° od 0° do 90° . **A** – 8 modeli ma równą średnicę gałęzi jako podstawowe warianty. Obie średnice gałęzi wynoszą 3,175 mm. **B** – 13 modeli ma różne średnice gałęzi. Średnica małego odgałęzienia (D_1) wynosi 1600 mm, a dużego odgałęzienia (D_2) 3,913 mm. Każda średnica gałęzi jest określona przez prawo Murray'a.



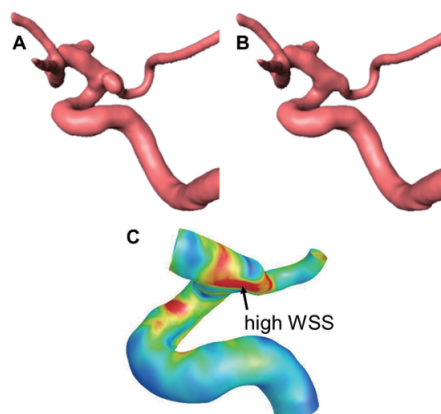
Rysunek 2.19. Po lewej: przykład modelu bifurkacji z 3D CAD. Po prawej: wszystkie 21 modeli z odmianami geometrii bifurkacji [41]

We wszystkich modelach za pomocą CFD wyznaczono maksymalną wartość WSS, obszar występowania największych wartości WSS, a także wielkość siły ścinającej na tym obszarze (Rys. 2.20).



Rysunek 2.20. Po lewej: przykład obszaru o wysokim WSS z ≥ 15 Pa (powierzchnia). Po prawej: rozkład naprężeń ścinających ściany (WSS) wizualizowany za pomocą wielkości oznaczonych kolorami w modelach geometrycznych 3D [41]

Bazując na analizie statystycznej, największe wartości WSS występowały w przypadkach, w których kąt bifurkacji był mały. Obszar występowania największych wartości WSS rósł wraz ze zwiększaniem kąta bifurkacji. Badania dowiodły, że wysokie wartości WSS, obszar występowania największych wartości WSS mają wpływ na formowanie tętniaków wewnątrzczaszkowych (Rys. 2.21). Wysoki WSS obserwowano od wierzchołka rozwidlenia do tylnej tętnicy łączącej.



Rysunek 2.21. Model pacjenta (58-letnia kobieta) z angiogramu tomografii komputerowej w przypadku lewej tętnicy szyjnej wewnętrznej. **A** – tętniak nieuszkodzony. **B** – model z usuniętym tętniakiem. **C** – model symulacyjny stałego przepływu dla WSS [41]

W swoich badaniach Wang z zespołem [42] obserwował rozrost i pęknięcie tętniaka środkowej tętnicy mózgu. Celem badań było zbadanie roli czynników hemodynamicznych na rozrost i pęknięcie tętniaka u konkretnego pacjenta. Symulacje obliczeniowej dynamiki płynów przeprowadzono na tętniakach tętnicy naczyniówkowej przedniej AChA (ang. *Anterior Choroidal Artery*) i MCA w 3 seryjnych procedurach obrazowania, a obliczoną hemodynamikę skorelowano ze wzrostem i pęknięciem tętniaka. Porównanie regionu wzrostu tętniaka z rozkładem WSS wykazało, że wzrost wystąpił w obszarze o wysokim WSS. Podczas progresji tętniaka MCA zaobserwowano, że najpierw urósł region wysokiego tętniaka WSS, a następnie region wzrostu zmienił się w niski poziom WSS. Ostatecznie pęknięcie nastąpiło w obszarze niskiego WSS.

Zbadanie związku kątów bifurkacji przedniej tętnicy mózgowej (ACA) z naprężeniem ścinającym w inicjacji tętniaka było analizowane przez inną grupę badaczy w 2018 roku [43]. Większe kąty rozwidlenia mogą prowadzić do zwiększenia naprężeń ścinających, powiększonych stref bezpośredniego uderzenia przepływu, co prowadzi do uszkodzenia ściany naczynia i inicjacji tętniaka na ścianie wierzchołka rozwidlenia.

W tym samym roku, pojawiały się doniesienia dotyczące analizy wpływu właściwości mechanicznych naczyń krwionośnych na zmianę parametrów hemodynamicznych krwi [44]. W ramach tych badań przeprowadzono badania wytrzymałościowe naczyń krwionośnych, których celem było określenie właściwości mechanicznych za pomocą statycznej próby rozciągania oraz systemu cyfrowej korelacji obrazu DIC (ang. *Digital Image Correlation*). Badania przeprowadzono za pomocą statycznej maszyny wytrzymałościowej MTS Insight 2.

Następnie na podstawie obrazów tomografii komputerowej sformułowano w programie Ansys CFX dwa modele numeryczne naczyń krwionośnych. Opracowane modele numeryczne umożliwiły ocenę parametrów hemodynamicznych oraz stanu naprężenia i deformacji ścian podczas przepływu krwi przez naczynie.

W innej pracy [45] (2018) przedstawiono wyniki symulacji przepływu krwi w modelach 3D tętnicy środkowej mózgu przy różnych prędkościach przepływu. Na podstawie otrzymanych rezultatów obliczeń numerycznych można odnotować generalną tendencję wzrostu wartości naprężenia ścinającego ścian naczynia wraz ze wzrostem prędkości przepływu.

W 2018 roku pojawiały się również doniesienia na temat tętniaków tętnicy łączącej przedniej Acom (ang. *Anterior Communicating Artery*). Celem tego badania było zbadanie związku powstawania tętniaka Acom z wiekiem pacjenta i morfologią bifurkacji naczyń [46, 47]. Kobiety w wieku od 50 do 70 lat były bardziej podatne na powstawanie tętniaka Acom niż mężczyźni. Obecność tętniaka Acom jest istotnie związana z wiekiem pacjenta, szerszymi kątami rozwidlenia tętnicy przedniej mózgu oraz mniejszą średnicą naczyń w zespole łączącym przednią część tętnicy.

W badaniach numerycznych w 2017 roku w zespole Jahangiri i in. [48] zaimplementowano nienewtonowski pulsacyjny przepływ krwi przez elastyczną tętnicę krwionośną ze stenozą. Do modelowania nienewtonowskiego przepływu krwi wykorzystano pięć nienewtonowskich modeli przepływu, model Carreau, model Carreau–Yasudy, zmodyfikowany model Cassona, model potęgowy oraz uogólniony model potęgowy.

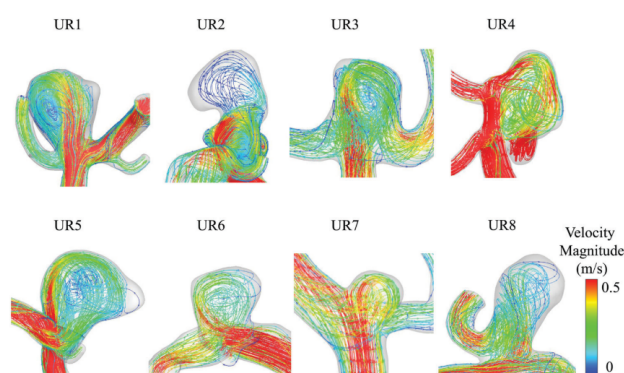
Po zbadaniu średnich WSS i OSI badacze stwierdzili, że w porównaniu z innymi modelami, zmodyfikowany model Cassona i model prawa potęgowego dał prognozy dla największego stopnia uszkodzenia komórek śródbłonna i obszarów najbardziej podatnych na choroby.

W tym samym roku zespół Sejkorova [49] przeanalizował przypadek pękniętego tętniaka tętnicy środkowej mózgu (MCA), dla którego uzyskano dane obrazowe w trzech punktach czasowych, również w momencie pęknięcia tętniaka. Wyniki sugerują, że zwiększony WSS w tętniaku i zwiększony obszar naprężenia ścinającego mogą być związane z pęknięciem.

W pracy Sforza i in. [50] w 2016 roku celem badania również było zidentyfikowanie warunków hemodynamicznych, które mogą mieć wpływ na wzrost tętniaka. Badaniom zostało poddanych 33 śródczaszkowych tętniaków. Porównano charakterystykę hemodynamiczną tętniaków rosnących ($n=16$) i stabilnych ($n=17$). W celu przetestowania przewidywalności wzrostu tętniaka na

podstawie cech hemodynamicznych, wykorzystano statystyczne modele regresji logistycznej. Modele statystyczne oparte na cechach hemodynamicznych wydają się być w stanie odróżnić tętniaki rosnące od stabilnych.

W zespole Varble i in. [51] w 2016 roku celem badań było zbadanie możliwości i ograniczeń komercyjnego solwera CFD w wychwytywaniu fluktuacji prędkości, czy energia kinetyczna fluktuacji może być potencjalnym parametrem do przewidywania pęknięcia tętniaka, i jakie parametry geometryczne mogą być związane z takimi fluktuacjami. Zostało przeanalizowanych 56 tętniaków MCA, w tym 12 pękniętych. W tym celu wykonano symulacje CFD ze stałymi warunkami brzegowymi (Rys. 2.22).



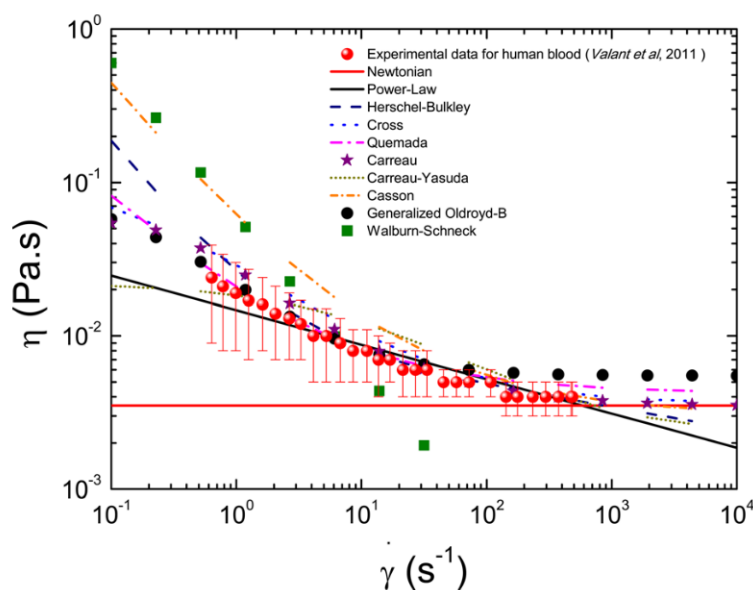
Rysunek 2.22. Linie oznaczające strumień przepływu krwi w symulacjach CFD w ośmiu przypadkach niepękniętych tętniaków MCA (UR, ang. Unruptured) [51]

Stwierdzono dodatnią korelację między energią kinetyczną fluktuacji a wielkością tętniaka. Sugeruje to, że wewnętrzna niestabilność przepływu może być związana z przerwaniem strumienia dopływowego drażącego przestrzeń tętniaka.

Arzani z zespołem w 2015 roku wskazał na trudność wyznaczenia wektora naprężeń ścinających na ścianie tętnicy [52]. Celem tych badań było zbadanie wielkości WSS, kąta i wektora mian w przestrzeni i czasie w złożonym przepływie krwi. Jako przedmiot symulacji wybrano tętniaka aorty brzusznej. W badaniach wykorzystano tętniaki od sześciu pacjentów. Wielkość WSS wykazywała dodatnią korelację z przestrzennymi/ czasowymi gradientami wielkości WSS.

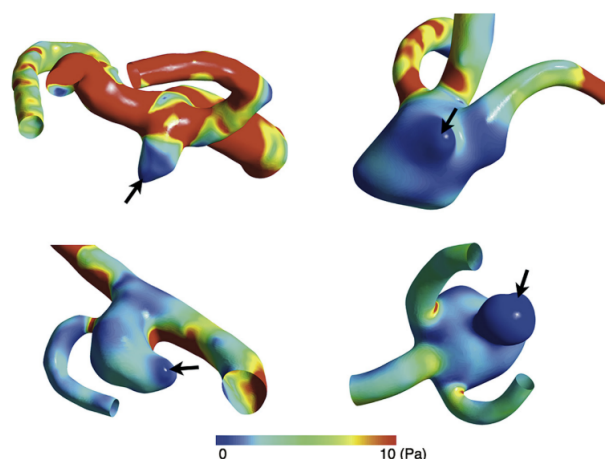
Z kolei w pracy Campo i in. [53] z 2015 roku, porównano i opisano reologiczne modele stosowane w przepływie krwi w środkowej tętnicy mózgu, skupiając się w szczególności na modelowaniu krwi jako lepkosprężystego płynu nienewtonowskiego (Rys. 2.23). Na rysunku wartości lepkości eksperymentalnej są średnią dla próbek krwi Hct w zakresie od 36% do 49%. Słupki błędów

odpowiadają odchyleniu standardowemu uśrednionych wartości lepkości.



Rysunek 2.23. Średnia lepkość krwi mierzona eksperymentalnie w porównaniu z różnymi modelami konstytutywnymi [53]

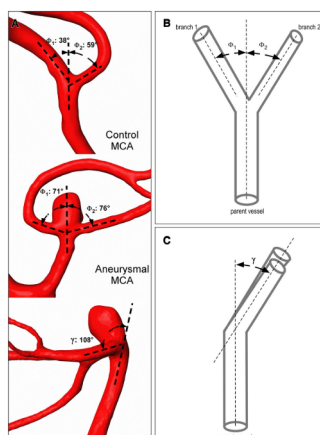
Fukazawa z zespołem [54], pracował nad zbadaniem zależności między miejscami pęknięcia tętniaka, a parametrami hemodynamicznymi przy użyciu CFD. W badaniu wzięto pod uwagę 12 przypadków pękniętego tętniaka środkowej tętnicy mózgu. Wartości WSS były odczytywane w miejscu pęknięcia, na kopule tętniaka oraz na sąsiadującej odnodze. Średnia wartość WSS w miejscu pęknięcia tętniaka była znacznie mniejsza niż na kopule tętniaka i sąsiadującej odnodze (Rys. 2.24). Wzorce przepływu ujawniły, że wszystkie punkty pęknięcia znajdowały się w obszarze o niższej prędkości, co było związane ze złożonymi wzorcami przepływu.



Rysunek 2.24. Rozkład WSS na ścianie czterech modeli z pękniętymi tętniakami w miejscach zaznaczonych przez strzałki [54]

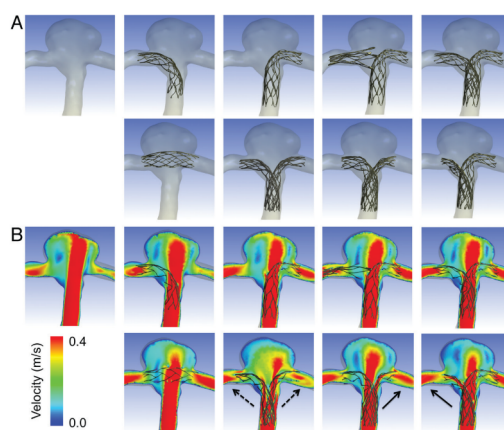
Badacze w zespole Tutuncu i in. [55] 2014 sprawdzali zależność tętniaków wierzchołka tętnicy podstawnej mózgu, kąta bifurkacji tej tętnicy, a także kątów połączenia kręgowo–podstawnego u kobiet. Wszystkie kąty zostały wyznaczone na obrazach trójwymiarowego rezonansu magnetycznego oraz angiografii. Wyniki symulacji numerycznych pokazały, że kąt bifurkacji był wyraźnie szerszy u pacjentów z tętniakami, niż u pacjentów bez tętniaków. Ponadto, wyniki wykazały, że kąt rozwidlenia tętnicy powiększa się wraz z wiekiem u kobiet. Zjawisko to może przyczynić się do inicjacji formowania tętniaków.

Wyniki te potwierdza praca Baharoglu i in. [56], w której autorzy podkreślają związek szerszego kąta na zwiększenie ryzyka formowania tętniaka środkowej tętnicy mózgu. Wyniki pokazały, że tętnice środkowe mózgu z tętniakami mają znacznie większe kąty rozgałęzienia i częściej odchodzą z gałęzi o największym kącie (Rys. 2.25). Wskazany rynek opisuje: **A** – pomiar kątów rozgałęzień w kontrolnym rozwidleniu tętnicy środkowej mózgu (MCA) (pacjent bez tętniaków), rozwidlenia MCA nietętniakowego (pacjent z tętniakami w innych lokalizacjach) oraz rozwidlenia tętniakowatego MCA. **B** – schematyczny rysunek bifurkacji przedstawiający pomiar kątów rozgałęzień: Φ_1 pomiędzy osią główną naczynia macierzystego a osią największego naczynia potomnego (gałąź 1) oraz Φ_2 z osią najmniejszego odgałęzienia (gałąź 2). **C** – schematyczny rysunek rozgałęzienia (widok z boku) przedstawiający pomiar kąta nachylenia (γ) między płaszczyzną naczynia macierzystego a płaszczyzną gałęzi potomnych.



Rysunek 2.25. Wymiary morfometryczne tętnic [56]

Badania hemodynamiczne dotyczące sposobów stentowania naczyń z tętniakiem bifurkacji były przedmiotem badań w 2013 roku [57]. W tym celu został utworzony specyficzny model od danego pacjenta. Do otrzymanego modelu wprowadzano różne modele stentów, a następnie przeprowadzano symulacje numeryczne bez stentu i ze stentami. Wyniki pokazały, że średnia prędkość i naprężenia ścinające w tętniaku zostały zredukowane po umieszczeniu stentu (Rys. 2.26).

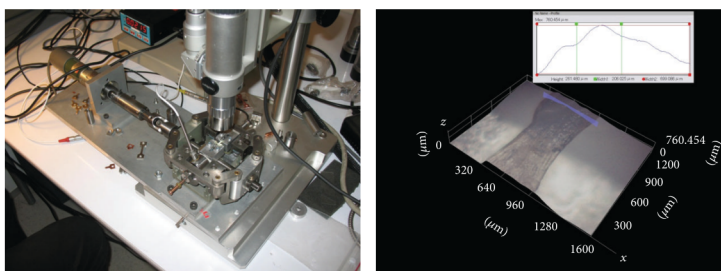


Rysunek 2.26. Wyniki symulacji numerycznej – prędkość. Najsilniejszy przepływ strumienia do tętniaka można zaobserwować w przypadku braku stentu [57]

Autorzy w innych pracach naukowych z tego samego roku [58, 59], podkreślają trudność w określeniu parametrów hemodynamicznych przed i po formacji tętniaka mózgu. W badaniach wykorzystano model sprzed uformowania tętniaka oraz z tętniakiem. W symulacjach numerycznych analizowano takie parametry

hemodynamiczne, jak naprężenia ścinające na ścianie tętnicy, ciśnienie, prędkość krwi w tętniaku oraz miejscu sprzed jego uformowania. Wyniki pokazały, że największe wartości WSS oraz prędkości krwi występowały w szyi tętniaka, a najmniejsze wartości w jego kopule. Zastosowana metodyka badań pokazuje, że w miejscu, gdzie pojawiały się najwyższe wartości WSS oraz prędkości krwi, tam formował się tętniak.

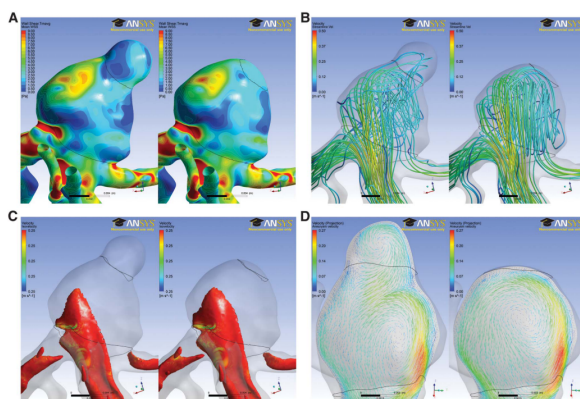
W pracy [60] z 2013 roku, badania przepływów zostały połączone z badaniami wytrzymałościowymi i pomiarami grubości ściany tętniaka (Rys. 2.27).



Rysunek 2.27. Po lewej – maszyna do badań mikrotrakcyjnych zamontowana pod mikroskopem. Po prawej – pomiar grubości ściany tętniaka [60]

Przeprowadzono 3 rodzaje symulacji numerycznych: symulacje obliczeniowej dynamiki strukturalnej CSD (ang. *Computational Structural Dynamics*), obliczeniowej dynamiki płynów CFD (ang. *Computational Fluid Dynamics*) i symulacje interakcji struktur płynów FSI (ang. *Fluid Structure Interaction*). Autorzy wykonali 13 symulacji numerycznych. Badania pokazały, iż im bardziej skomplikowana symulacja numeryczna, tym lepsze odzwierciedlenie w rzeczywistości.

Russell i in. [61] również podjął się zbadania procesu formowania tętniaka. Na rzeczywistych modelach tętniaków od pacjentów wyznaczono parametry hemodynamiczne (Rys. 2.28). Na rysunku modele z tętniakiem znajdują się po lewej stronie, a przed formacją – po prawej. Wszystkie obrazy pochodzą od tego samego pacjenta. **A** – WSS uśredniony w czasie, **B** – usprawnienia przepływu, **C** – prędkość napływu, **D** – wykres wektora prędkości dopływu. Wyniki symulacji pokazały, że tętniaki mózgu zazwyczaj tworzą się w punkcie maksymalnego WSS lub w jego sąsiedztwie.



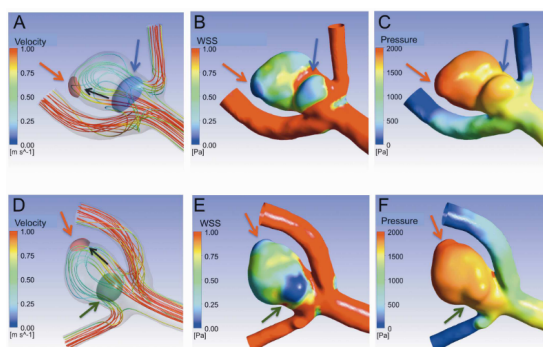
Rysunek 2.28. Przykład modelu, w którym maksymalne naprężenie ścinające ściany (WSS) nie jest związane z obszarem tętniaka na modelu przed jego uformowaniem [61]

Alfano i in. w 2013 roku skupili się na znalezieniu zależności formowania się tętniaków mózgu z wartościami naprężeń ścinających, a także wielkości przepływu [62]. W tym celu przeanalizowano wiele przypadków koła Willis’a. Wyniki pokazały, że podatność na formowanie tętniaków mózgu istotnie korelowała z wielkością naprężenia ścinającego ściany i dodatnim gradientem naprężenia ścinającego ściany w strefie uderzenia hemodynamicznego obliczonym dla każdego miejsca koła Willis’a.

Znalezienie związku między hemodynamiką oraz formacją, rozrostem i pękaniem tętniaków w tętnicach łączących przednich było celem innego zespołu badawczego w 2012 roku [63]. Wysegmentowano serię modeli 3D tętnic. Model krwi zamodelowano jako nieściśliwą Newtonowską ciecz opisaną na równaniach Navier’a–Stokes’a. Ściany naczyń zostały potraktowane, jako sztywne. Wyniki pokazały, że naprężenia ścinające na ścianie tętnicy, prędkość przepływu oraz ciśnienie zmieniały się wraz ze zmianą wartości średnicy naczynia. Jednak największy wpływ na formowanie się oraz rozrost tętniaka jednak mają naprężenia ścinające.

Kono i in. w 2012 roku [64] skupili się na zbadaniu hemodynamiki miejsc pęknięć. Uchwycono obrazy 3D przed i w trakcie pęknięcia tętniaka. Metoda CFD pozwoliła na wyznaczenie charakterystycznych parametrów hemodynamicznych pęknięcia tętniaka. W tym celu na powierzchni tętniaka wyznaczono prędkość przepływu, WSS, a także ciśnienie (Rys. 2.29). Na wskazanym rysunku zostały opisane: **A** – linie przepływu. Czerwona strzałka wskazuje miejsce pęknięcia, a czarna – miejsce strefy uderzenia. Niebieska strzałka wskazuje nieprzerwany tętniak 1. **B** – naprężenie ścinające ściany (WSS). **C** – ciśnienie przy szczytowym skurczu. **D** – zielona strzałka wskazuje nieprzerwany tętniak 2. Nieprzerwany

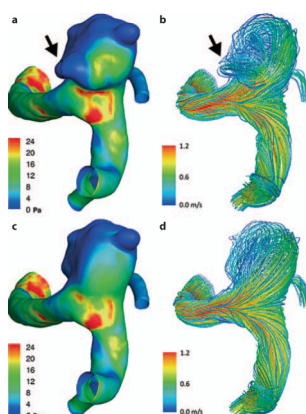
tętniak 2 miał niski WSS (E) i relatywnie niskie ciśnienie (F).



Rysunek 2.29. Model z tętniakiem poddany symulacjom CFD [64]

Wyniki pokazały, że spośród parametrów hemodynamicznych cyklu sercowego, miejsce pęknięcia było najbardziej wyróżniane przez połączenie niskiego WSS w końcowej fazie rozkurczu i wysokiego ciśnienia w szczytowym momencie skurczu.

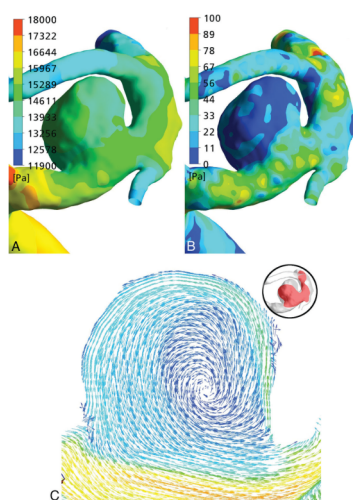
Podobnym zagadnieniem zajął się zespół Omodaka i in. [65, 66] w 2012 roku. Wysegmentowano modele środkowych tętnic mózgu, a następnie wykonano obliczenia CFD i odczytano parametry hemodynamiczne (Rys. 2.30). Badania pokazały, że niższe wartości WSS występują w obszarze pęknięcia tętniaka. W sytuacji usunięcia tętniaka, w miejscu jego formowania odczytano największe wartości WSS.



Rysunek 2.30. Porównanie wyników symulacji pomiędzy modelem oryginalnym (a, b) a modelem z usuniętym tętniakiem (c, d). Strzałki wskazują na usunięty tętniak [65]

Z kolei praca z 2011 roku skupiała się na roli parametrów hemodynamicznych w procesie wzrostu oraz pęknięcia tętniaka, ale w mikro warunkach [67].

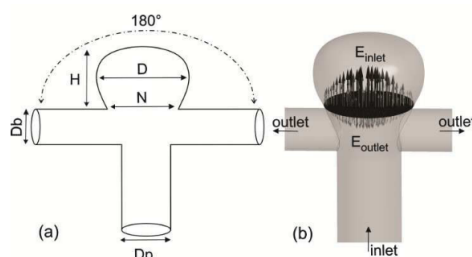
Przeprowadzono symulacje numeryczne na uzyskanych modelach 3D tętnic i wyznaczono wartości naprężeń ścinających na ścianie tętnicy w miejscu wystąpienia tętniaka (Rys. 2.31). Wyniki pokazały, że wysokie wartości naprężeń ścinających pojawiające się lokalnie w miejscu powstawania tętniaka, mogą sugerować zainicjowanie i wzrost tętniaka.



Rysunek 2.31. A i B – mapy rozkładu ciśnienia powierzchniowego (A) i WSS (B) tętniaka pacjenta. C – wektory prędkości tego samego tętniaka pokazują prosty schemat przepływu bez dobrze definiowalnej strefy uderzeniowej[67]

Istnieją też badania (2011), które obejmowały ocenę pulsacyjnego przepływu i zachowania ścian tętnic w modelu zwężonej aorty brzusznej i tętnic biodrowych [68]. Dwa modele zdrowej oraz mocno zwężonej aorty brzusznej wysegmentowano ze skanów TK i poddano analizie FSI. Krew uznano za nieściśliwą, nienewtonowską ciecz, a tkankę ściany tętnicy potraktowano jako izotropowy, elastyczny materiał o jednolitych właściwościach mechanicznych. Wyniki pokazują, że obliczone ciśnienie jest niższe o 15% dla modelu elastycznego w porównaniu z modelem ze ścianą sztywną. Wykazano, że w przedstawionych w publikacji przypadkach zauważalny jest wpływ elastyczności ścian i rzeczywistej geometrii zwężenia na sprawność przepływu żył.

Farnoush i in. (2011) [69] wskazuje na zależność między parametrami morfologicznymi a formowaniem i pękaniem tętniaków środkowej tętnicy mózgu. W badaniu tym zbadano wpływ parametrów hemodynamicznych wynikający ze zmiany średnicy tętnicy macierzystej tętniaka (Rys. 2.32).



Rysunek 2.32. (a) Tętniak bifurkacji symetrycznej środkowej tętnicy mózgu. Kąt bifurkacji wynosił 180° . Do wyidealizowanego modelu wybrano 2,0 mm tętnicę macierzystą (D_p) i 2,0 mm tętnice rozgałęzione (D_b). Średnice worków (D) tętniaków ustalono na 5,2 mm. (b) E_{inlet} i E_{outlet} to przestrzennie uśrednione wartości energii w przekroju szyi [69]

Przeprowadzono analizę symulacji CFD na modelach środkowych tętnic mózgu z różnymi średnicami tętnic macierzystych. Symulacje były przeprowadzane w stałych warunkach brzegowych na wlocie tętnicy macierzystej ($125 \pm 12,5$ ml/min). Strata energii została obliczona z ciśnienia i energii kinetycznej otrzymanych z prędkości przepływu. Wyniki pokazały, że wysokie wartości naprężeń ścinających i strata energii pojawiały się przy najmniejszej średnicy tętnicy macierzystej. Można więc wywnioskować, że dla analizy CFD niezbędna jest ocena naczynia macierzystego.

Autorzy w pracy [70] w 2010 roku za cel przyjęli ocenę wiarygodności obliczeń naprężeń ścinających ściany przy użyciu obliczeniowej dynamiki płynów w zależności od napływu w tętniakach tętnicy szyjnej wewnętrznej. Do badań wykorzystano 6 modeli trójwymiarowych tętnic z tętniakami otrzymanych z badań angiografii naczyń. W symulacjach numerycznych jako warunek brzegowy na wlocie ustawiono dwa typy przepływu transient – wyidealizowany przebieg oraz rzeczywisty od każdego pacjenta otrzymane z badania rezonansu magnetycznego. Wyniki pokazały, że do dokładnych obliczeń parametrów WSS mogą być potrzebne specyficzne dla pacjenta informacje o przepływie fizjologicznym. Wyniki uzyskane na podstawie uśrednionych lub wyidealizowanych przebiegów przepływu mogą wymagać ostrożnej interpretacji.

Mantha i in. w 2009 roku [71] zajęli się zbadaniem stabilności pulsacyjnego przepływu krwi w ujściach tętniaków mózgu. W tym celu wykonano symulacje

numeryczne na siedmiu modelach tętniaków mózgu, uzyskanych ze skanów tomografii komputerowej. Stwierdzono, że obserwowane wzorce przepływu występują w różnych typach tętniaków (rozgałęzienie i ściana boczna). Wyniki te sugerują, że w wielu przypadkach główne aspekty zachowania hemodynamiki tętniaka można poznać z analizy stałego, niepulsacyjnego przepływu, który jest prostszy i szybszy do symulacji niż zależny od czasu przepływ pulsacyjny. Zrozumienie tego dynamicznego zachowania płynów może również okazać się przydatne w projektowaniu stentów, cewek i różnych innych wewnątrznaczyniowych urządzeń kierujących przepływem.

Kolejne doniesienia z 2009 roku opisują zachowanie tętniaka w symulacjach CFD przy różnym rytmie serca [72]. Pęknięcie tętniaków obserwuje się w chwilach przyspieszenia rytmu serca, a co za tym idzie również ciśnienia. Zastosowano 3 różne częstotliwości bicia serca. Ze skanów trójwymiarowej angiografii tętnic pacjenta, otrzymano obrazy, na bazie których wysegmentowano modele 3D, a następnie przeprowadzono symulacje numeryczne. W obu przypadkach tętniaków, obliczone naprężenia ścinające ściany wykazywało znaczny wzrost wraz ze wzrostem częstości akcji serca. Wyniki sugerują, że zmiany lokalnych sił hemodynamicznych związane z wahaniami częstości akcji serca zależą nie tylko od tych częstości, ale także od geometrii tętniaka.

W 2008 roku badania Jou i in. [73] skupiały się na wyznaczeniu naprężeń ścinających na ścianie tętnicy mózgowej. W tym celu wykorzystano dane pacjentów z tętniakami pękniętymi i niepękniętymi. Symulacje CFD posłużyły do wyznaczenia naprężeń ścinających na ścianie tętnicy. Wyniki pokazały, że w przypadku tętniaków wewnątrzczaszkowych, obszar ścinania dolnej ściany jest związany z pęknięciem tętniaka.

Praca Alnaes i in. z 2017 roku [74] jest kolejną pozycją literaturową kładącą nacisk na wpływ naprężeń ścinających oraz ciśnienia na powstawanie tętniaków. Autorzy skupili się na wyznaczeniu kątów bifurkacji oraz średnic w kręgu Willis'a. Przepływ krwi zamodelowano za pomocą równań Navier'a–Stokes'a jako nieściśliwy płyn newtonowski w sztywnych ścianach naczyń. Model okręgu o geometrii kręgu Willis'a został przybliżony do sieci rurek. Jako warunki brzegowe zastosowano pulsacyjne natężenia przepływu wlotowego i stałe ciśnienie wylotowe. Wyniki wykazały, że symulacje CFD mogą być zastosowane do całego kręgu Willis'a i powinny być wykorzystywane do badania patofizjologii tej złożonej struktury naczyniowej.

W roku 2006 zespół Castro i in. [75] również badał wpływ geometrii tętnicy na hemodynamikę wewnątrz tętniaków mózgu. Do symulacji CFD przepływów wykorzystano 4 modele rzeczywiste tętnic pacjentów otrzymanych z badania

angiografii. Dla każdego tętniaka skonstruowano dwa modele geometryczne. Wygenerowano odpowiednie siatki elementów skończonych i przeprowadzono symulacje CFD w warunkach przepływu pulsacyjnego. Wyniki pokazały, że w celu dokładnego odwzorowania hemodynamiki należy uwzględnić górną część naczynia macierzystego tętniaka mózgu.

Bogunovic z zespołem [76] wykorzystywał obrazowanie 3D do otrzymania modeli tętnic pacjentów. Dla każdego modelu wyznaczono linię środkową oraz powierzchnię przekroju. Ze średniej prędkości i pola przekroju otrzymano szacunkowy średni przepływ krwi dla każdego naczynia.

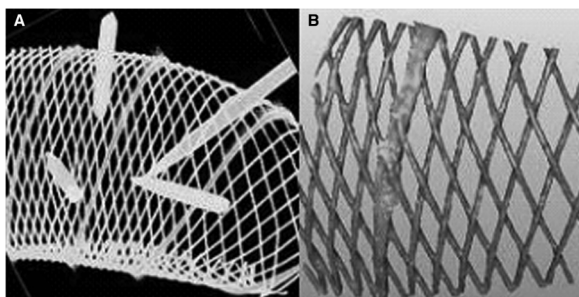
Autorzy innej publikacji [77], badali wielkość i rolę naprężenia ścinającego ściany w tętniaku mózgu. W pracy badacze poddali analizie CFD modele tętnic pochodzący ze skanów tomografii komputerowej pacjentów. Symulacje numeryczne wykazały większe wartości naprężeń ścinających w obszarze szyi tętniaka niż na szczycie albo jego środku. Wyniki te sugerują, że w przeciwieństwie do patogenego efektu wysokiego naprężenia ścinającego w fazie inicjacji, niskie z kolei może ułatwiać fazę wzrostu i wywołać pęknięcie tętniaka mózgu.

W 1999 roku zespół Foutrakis [78], korzystając z modeli 2D elementów skończonych, badał hemodynamikę związaną z powstawaniem tętniaka workowatego wewnątrzczaszkowego za pomocą symulacji komputerowych. W oparciu o te wyniki można przypuszczać, że ciśnienia i naprężenia ścinające, tworzą warunki, które sprzyjają powstawaniu tętniaka workowatego. Dane te sugerują, że przy braku jakiegokolwiek procesu chorobowego, rozwój tętniaka jest zdarzeniem wywołanym mechanicznie.

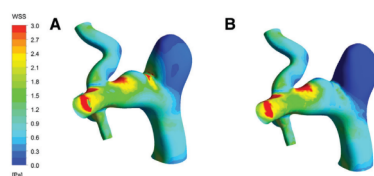
2.2.2. Badania eksperymentalne tętniaków mózgu

Huang z zespołem w 2013 roku przeprowadził badania na króliczych modelach tętnic z tętniakiem [79]. W tętnicach umieszczono przełącznik przepływu (Rys. 2.33), po czym zbadano powstałe zmiany hemodynamiczne za pomocą symulacji komputerowych.

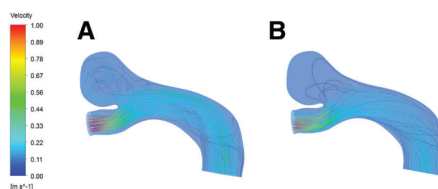
Wyniki pokazały, że znormalizowane średnie naprężenie ścinające ściany worka tętniaka (Rys. 2.34), prędkość przepływu krwi (Rys. 2.35) i objętość napływu (Rys. 2.36) uległy znacznemu zmniejszeniu po zastosowaniu przełącznika przepływu.



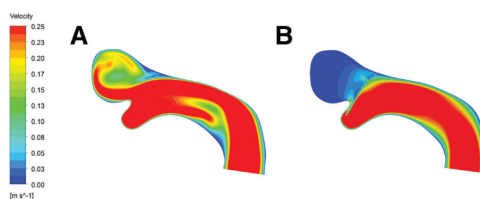
Rysunek 2.33. **A** – geometria przełącznika przepływu, **B** – część przełącznika przepływu użyta do pokrycia szyi tętniaka w programie Geomagic Studio [79]



Rysunek 2.34. Rozkład naprężeń ścinających (WSS) na ścianie tętnicy przed (A) i po (B) implementacji przełącznika przepływu [79]



Rysunek 2.35. Prędkość przepływu krwi przed (A) i po (B) implementacji przełącznika przepływu [79]



Rysunek 2.36. Objętość napływu krwi przed (A) i po (B) implementacji przełącznika przepływu [79]

Bell z zespołem [80] w 2018 roku, badał środkowe tętnice mózgu szczurów. Urazowe uszkodzenie mózgu TBI (ang. *Traumatic Brain Injury*), do którego dochodzi w wyniku silnego uderzenia, jest bardzo często przyczyną niepełnosprawności lub może nawet doprowadzić do śmierci. Mózgowe naczynia krwionośne są często uszkodzane w TBI.

Aby lepiej zrozumieć reakcje naczyń krwionośnych na uraz, celem tego projektu było scharakteryzowanie szybkiej odpowiedzi biernych tętnic mózgowych. Tętnice środkowe mózgu szczura zostały wyizolowane i poddane szybkiej deformacji w kierunku osiowym. Naczynia perforowano przy ciśnieniu fizjologicznym i rozciągano do uszkodzenia przy szybkościach odkształcenia w zakresie od około 100 do 1300 s⁻¹. Badania pokazały, że zarówno sztywność, jak i naprężenie ścinające znacznie wzrosły wraz z szybkością odkształcenia.

W innych badaniach, autorzy zaproponowali nowy symulator tętniaka mózgu, który ma na celu lepsze odzwierciedlenie procesu wybrzuszenia tętniaka mózgu [81] (2017). Przedstawiony symulator składa się z wydrążonego elastycznego naczynia, modelu czaszki oraz mózgu.

Zespół Mashiko [82] w 2015 roku opracował metodę wytwarzania trójwymiarowych wydrążonych, elastycznych modeli tętniaków w celu wykorzystania ich do symulacji i trenerów chirurgicznych. Modele tętnic drukowano na drukarce 3D, pokryto silikonem, po czym rozpuszczono filament z drukarki 3D. W taki sposób otrzymano zewnętrzną warstwę w postaci wydrążonego, elastycznego modelu. Wykonano symulacje chirurgiczne na modelach tętnic 12 pacjentów. U wszystkich pacjentów klipsowanie tętniaków przebiegało zgodnie z planem. Ta metoda umożliwia łatwą produkcję przy niskich kosztach.

Weryfikacja symulacji CFD na autorskim stanowisku do przepływów została przedstawiona w pracy Komocsi [83]. Autorzy kładą nacisk na skomplikowanie przepływu krwi w złożonych geometriach 3D tętnic. Na stanowisku eksperymentalnym badano prędkość przepływu w sztucznym naczyniu za pomocą dopplerowskiego lasera. Model został odlany z przezroczystego silikonu. W użytym płynie zastosowano wodę, glicerynę, gumę ksantową i chlorek sodu. Mieszanka ta pozwoliła na uzyskanie współczynnika załamania światła zbliżonego do tego dla silikonu, co pozwoliło autorom na uzyskanie dokładniejszych wyników. Zarówno w przypadku eksperymentów, jak i symulacji uwzględniono złożone pulsacyjne przebiegi przepływu i natężenia przepływu. To ostatecznie pozwala na bezpośrednie, ilościowe porównanie pomiarów eksperymentalnych i symulacji. W ten sposób można sprawdzić dokładność zastosowanego modelu obliczeniowego.

W 1972 roku pojawiła się praca Fergusona z zespołem, skupiająca się na

badaniu przyczyn powstawania tętniaków mózgu [84]. Do badań zostały użyte szklane rurki z tętniakami. Badania pokazały, że przepływ turbulentny w naczyniu również wpływa na osłabienie ściany naczynia. Analiza czynników fizycznych wpływających na pęknięcie tętniaka wykazała, że prawdopodobieństwo pęknięcia wzrasta wraz ze wzrostem ciśnienia śród tętniakowego, wzrostem wielkości tętniaka, czy zmniejszeniem minimalnej grubości ścianki tętniaka.

2.3. Ocena aktualnego stanu wiedzy

Na podstawie przeprowadzonego przeglądu aktualnego stanu wiedzy wykazano, że proste badania nad modelowaniem przepływu krwi w tętnicach mózgowych pojawiały się już w latach 60. XX-go wieku. Hess i in. [85] wskazywali na problem w modelowaniu nieściśliwej cieczy.

Ferguson i in. [84] badał wpływ parametrów morfometrycznych (promieni odnóg i kąta bifurkacji) na formowanie tętniaków. W badaniach brano pod uwagę wpływ kąta bifurkacji na liczbę Reynolds'a. Rossitti i in. [31] badał prawo Murray'a dla kątów rzeczywistych i teoretycznych. W badaniach nie stwierdzono wyraźnej korelacji między zmierzonymi kątami odgałęzień, względną powierzchnią przekroju odgałęzień i teoretycznymi kątami.

Z kolei badania z 1999 roku [30] obejmowały doświadczenia na grupie badanych z szerokiego zakresu wiekowego. Wyniki pokazały, że wraz z wiekiem zwiększa się średnia grubość ścian obu tętnic, przy czym proces pogrubiania ścian jest nierównomierny dla poszczególnych warstw ściany. Największe zmiany parametrów mechanicznych stwierdzono dla ściany lewej tętnicy wieńcowej u mężczyzn powyżej 40 roku życia i prawej ściany tętnicy wieńcowej u kobiet powyżej 50 roku życia.

Rossitti z zespołem badał wpływ wartości promieni tętnicy na czynniki hemodynamiczne (naprężenia ścinające). W badaniach dokonano analizy wpływu wartości promienia i współczynnika n z prawa Murray'a na naprężenia ścinające. W wyniku analizy dowiedziono, że małe wartości współczynnika n i małe wartości promieni dają wysokie wartości WSS.

Inne, nowsze badania [48] porównują stosowane modele nie-newtonowskie. W badaniach, w których wykorzystuje się symulacje numeryczne przepływu krwi, spotyka się te same właściwości mechaniczne krwi. W literaturze pojawiały się również publikacje dotyczące badań eksperymentalnych na stanowiskach laboratoryjnych.

W podsumowaniu nasuwa się wniosek, że w przeprowadzonych badaniach, prezentowanych w przeglądzie literaturowym daje się zauważyć, że brakuje całościowej analizy przepływu, która wiązałaby ze sobą badania numeryczne, retrospektywne i eksperymentalne oraz wielowariantowej oceny wpływu zarówno parametrów morfometrycznych i hemodynamicznych na powstawanie tętniaków. Z tego też względu taką tematykę podjęto w rozprawie doktorskiej.

3. Cel i zakres pracy

Bazując na przeglądzie aktualnego stanu wiedzy, przyjęto następujący cel rozprawy doktorskiej:

opracowanie modelu przepływu krwi przez środkową tętnicę mózgu z użyciem metody CFD umożliwi symulację i analizę parametrów morfometrycznych i hemodynamicznych oraz ich wpływu na powstawanie tętniaków.

Osiągnięcie założonego celu uzyskano przez realizację następujących zadań:

1. Modelowanie przepływu przez środkową tętnicę mózgu.
2. Wielowariantową analizę przepływu krwi przez środkową tętnicę mózgu.
3. Numeryczną analizę retrospektywną przepływu krwi przez środkowe tętnice mózgu z tętniakami.
4. Badania eksperymentalne przepływu krwi przez środkowe tętnice mózgu.
5. Analizę wyników i wnioski.

Realizacja powyższych zadań pozwoliła osiągnąć szczegółowe cele. W ramach pierwszego zadania został przedstawiony przegląd aktualnego stanu wiedzy. Omówiono etiologię powstawania tętniaków mózgu oraz badania modelowe i eksperymentalne. Przeprowadzono proces modelowania przepływu przez środkową tętnicę mózgu. Opisano szczegółowo wszystkie etapy modelowania środkowych tętnic mózgu pacjentów oraz omówiono metody stosowane w procesie modelowania.

W ramach drugiego zadania opracowano wielowariantową analizę przepływu krwi przez środkową tętnicę mózgu, tj.:

- analizę wrażliwości czynników hemodynamicznych na wybrane parametry morfometryczne,
- analizę wpływu parametrów hemodynamicznych (różne prędkości przepływu krwi) na wybrane czynniki przepływu (WSS i ciśnienie).

W ramach trzeciego zadania wykonano numeryczną analizę retrospektywną przepływu krwi przez środkowe tętnice mózgu z tętniakiem. Natomiast w zadaniu czwartym porównano i zweryfikowano wyniki symulacji przepływu krwi przez środkowe tętnice mózgu z tętniakiem z wynikami sprzed uformowania tętniaka. Opisano także autorskie stanowisko laboratoryjne do badania przepływów metodą PIV (ang. Particle Image Velocimetry).

W ramach ostatniego – piątego zadania, przeprowadzono analizę wyników symulacji dotyczących przepływu krwi przez różne modele naczyń środkowych mózgu, które bazowały na parametrach morfometrycznych rzeczywistych oraz teoretycznych zgodnych z prawem Murray'a. Na tej podstawie przeanalizowane uzyskane wyniki i przeprowadzono ich dyskusję. Na tej podstawie sformułowano wnioski końcowe oraz określono dalsze kierunki badań.

4. Modelowanie przepływu przez środkową tętnicę mózgu

4.1. Etapy modelowania

Zgodnie z powszechnie stosowanymi zasadami modelowania, proces formułowania modelu przepływu krwi przez środkową tętnicę mózgu podzielono na 4 etapy:

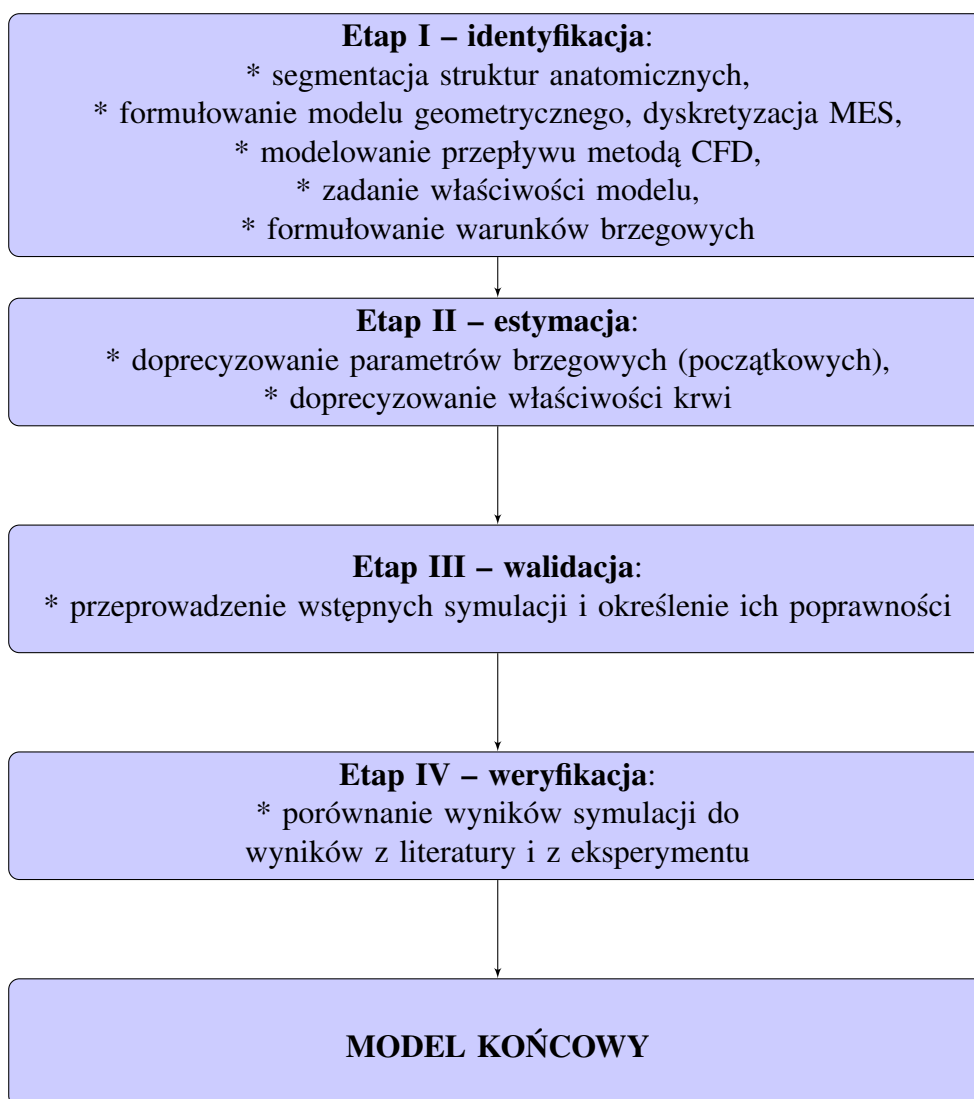
1. **Etap I** – Identyfikacji.
2. **Etap II** – Estymacji.
3. **Etap III** – Walidacji.
4. **Etap IV** – Weryfikacji.

4.2. Identyfikacja modelowanego obiektu

Etap I identyfikacji polega na modelowaniu środkowej tętnicy mózgu za pomocą metody MES i CFD. Założenia modelowe zostały przyjęte dla modelu rzeczywistej środkowej tętnicy mózgu, której parametry morfometryczne spełniają prawo Murray'a. Długości każdej z gałęzi wynosiły dziesięciokrotność długości każdego z ich promieni. W etapie modelowania MES – modele 3D tętnic były opracowywane na podstawie zdjęć otrzymanych z badań tomografii komputerowej.

Obrazy DICOM (Rys. 4.2) wczytywano do programu Mimics firmy Materialise (Belgia). Na bazie tych obrazów zostały wysegmentowane środkowe tętnice mózgu. Wyznaczono również parametry morfometryczne, takie jak: krętość, średnice dolotowe i wylotowe, kąty podziału naczynia.

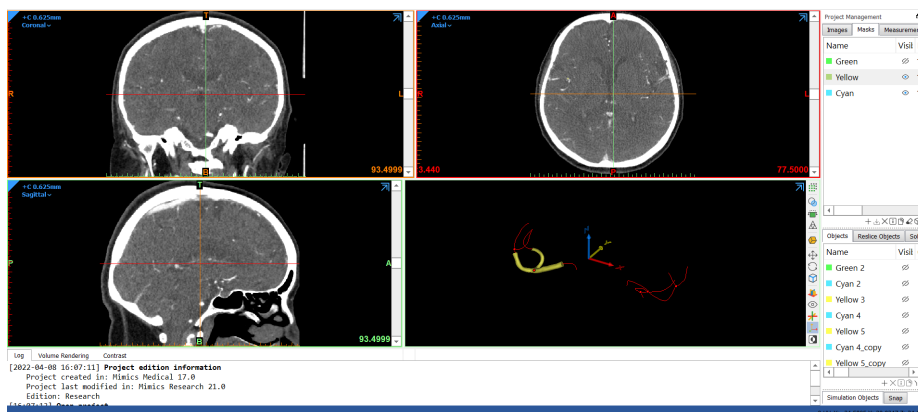
W programie dokonano również wstępnej obróbki modelu. Z programu Mimics, każdy model wczytywano do programu 3-matic (Materialise, Belgia).



Rysunek 4.1. Etapy modelowania procesu przepływu krwi przez środkową tętnicę mózgu

W tym programie utworzono dyskretny model środkowej tętnicy mózgu, tj. siatki powierzchniowej oraz objętościowej elementów skończonych o maksymalnej długości krawędzi jednego elementu 0,3 mm. W programie 3-matic wygładzono model oraz zastosowano narzędzie do wykrywania błędów w siatce elementów skończonych i ewentualne ich naprawienie. Następnie siatkę objętościową eksportowano do formatu .cbd, którą dalej importowano do programu Ansys.

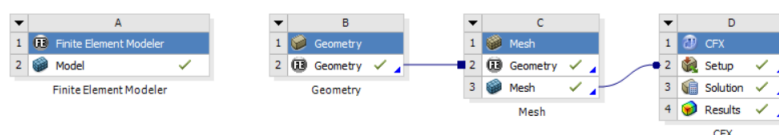
Wszystkie te kroki były wykonane z wykorzystaniem danych TK i USG pacjentów z grupy kontrolnej (zdrowych) oraz badanej (z tętniakiem). Do tego procesu było również niezbędne pogłębienie wiedzy dotyczącej anatomii środkowej tętnicy mózgu, w tym całego kręgu Willis'a, jak również jej umiejscowienia.



Rysunek 4.2. Przykładowe obrazy DICOM z TK mózgu pacjenta z grupy badanej

Prace dotyczące modelowania przepływu w programie Ansys wykonywane były z użyciem następujących narzędzi (Rys. 4.3):

1. Finite Element Modeler – w tym module była importowana geometria z programu 3-matic, następnie były wykrywane komponenty zaimportowanej siatki i finalnie utworzona geometria, wyeksportowana do formatu .fezb.
2. Geometry – moduł, w którym była importowana geometria utworzona w module Finite Element Modeler.
3. Mesh – moduł, który posłużył do tworzenia siatki elementów skończonych. W zależności od modeli, zastosowano różną wielkość elementu siatki.
4. CFX – finalny moduł, który posłużył do symulacji numerycznych przepływu krwi przez modele rzeczywiste i parametryczne środkowej tętnicy mózgu.



Rysunek 4.3. Etapy modelowania w programie Ansys

Etap badań CFD przeprowadzono w środowisku Ansys z zastosowaniem równań Naviera–Stokesa. Równania Naviera – Stokesa są cząstkowymi równaniami różniczkowymi, które opisują ruch lepkich substancji płynnych, nazwanymi na cześć francuskiego inżyniera i fizyka Claude–Louisa Naviera oraz anglo–irlandzkiego fizyka i matematyka George’a Gabriela Stokesa. Zostały one

opracowane przez kilka dekad stopniowego budowania teorii, od 1822 (Navier) do 1842–1850 (Stokes).

Równania Naviera–Stokesa matematycznie wyrażają zachowanie pędu i zachowanie masy dla płynów newtonowskich. Czasami towarzyszy im równanie stanu dotyczące ciśnienia, temperatury i gęstości. Wynikają one z zastosowania drugiego prawa Newtona do ruchu płynu, wraz z założeniem, że naprężenie w płynie jest sumą dyfuzyjnego składnika lepkiego (proporcjonalnego do gradientu prędkości) i składnika ciśnieniowego – stąd opisujące przepływ lepki. Różnica między nimi, a ściśle powiązаныmi równaniami Eulera polega na tym, że równania Naviera–Stokesa uwzględniają lepkość, podczas gdy równania Eulera modelują tylko przepływ nielepki.

W rezultacie równania Naviera–Stokesa są paraboliczne, a zatem posiadają doskonalsze właściwości analityczne, kosztem posiadania mniej korzystnej struktury matematycznej (np. nigdy nie są całkowicie całkowne). Równanie zachowania masy ("równanie ciągłości") ma postać:

$$\frac{\delta \rho}{\delta t} + \frac{\delta(\rho u_x)}{\delta x} + \frac{\delta(\rho u_y)}{\delta y} + \frac{\delta(\rho u_z)}{\delta z} = 0 \quad (4.1)$$

gdzie:

- $\rho \left[\frac{kg}{m^3} \right]$ – gęstość płynu,
- $t [s]$ – czas,
- u – prędkość przepływu.

Równanie zachowania pędu w postaci Naviera–Stokesa ("równanie dynamiczne") jest następujące:

$$\frac{Du_x}{Dt} = f_x - \frac{1}{\rho} \frac{\delta}{\delta x} \left[p - \frac{1}{3} \mu \left(\frac{\delta u_x}{\delta x} + \frac{\delta u_y}{\delta y} + \frac{\delta u_z}{\delta z} \right) \right] + \nu \left(\frac{\delta^2 u_x}{\delta x^2} + \frac{\delta^2 u_x}{\delta y^2} + \frac{\delta^2 u_x}{\delta z^2} \right) \quad (4.2a)$$

$$\frac{Du_y}{Dt} = f_y - \frac{1}{\rho} \frac{\delta}{\delta y} \left[p - \frac{1}{3} \mu \left(\frac{\delta u_x}{\delta x} + \frac{\delta u_y}{\delta y} + \frac{\delta u_z}{\delta z} \right) \right] + \nu \left(\frac{\delta^2 u_y}{\delta x^2} + \frac{\delta^2 u_y}{\delta y^2} + \frac{\delta^2 u_y}{\delta z^2} \right) \quad (4.2b)$$

$$\frac{Du_z}{Dt} = f_z - \frac{1}{\rho} \frac{\delta}{\delta z} \left[p - \frac{1}{3} \mu \left(\frac{\delta u_x}{\delta x} + \frac{\delta u_y}{\delta y} + \frac{\delta u_z}{\delta z} \right) \right] + \nu \left(\frac{\delta^2 u_z}{\delta x^2} + \frac{\delta^2 u_z}{\delta y^2} + \frac{\delta^2 u_z}{\delta z^2} \right) \quad (4.2c)$$

gdzie:

- $\rho \left[\frac{kg}{m^3} \right]$ – gęstość płynu,
- $f \left[\frac{m}{s^2} \right]$ – siła zewnętrzna działająca na płyn np. siła grawitacji,
- $t [s]$ – czas,
- u – prędkość przepływu,
- $p [Pa]$ – ciśnienie.

Natomiast zachowanie energii ("równanie przewodnictwa cieplnego") opisuje równanie:

$$\frac{DT}{Dt} = D_w \left(\frac{\delta^2 T}{\delta x^2} + \frac{\delta^2 T}{\delta y^2} + \frac{\delta^2 T}{\delta z^2} \right) + Z_T \quad (4.3)$$

gdzie:

$$D_w = \frac{\lambda}{\rho c_v} \quad (4.4)$$

Ponad to równanie stanu opisuje wzór:

$$\rho = \rho(p, T, \dots). \quad (4.5)$$

Jednym z głównych wskaźników opisujących przepływ płynu są naprężenia ścinające WSS (ang. *Wall Shear Stress*). Wektor WSS definiowany jest jako:

$$\tau_w = \mu \left(\frac{\delta u}{\delta y} \right)_{y=0} \quad (4.6)$$

gdzie: u – prędkość przepływu równoległa do ściany; y – odległość od ściany; μ – współczynnik lepkości dynamicznej.

W rozprawie doktorskiej utworzono trzy rodzaje modeli:

- **parametryczny** – ze zmiennymi promieniami gałęzi tętnicy i kątami podziału,
- **rzeczywistej tętnicy mózgu MCA z tętniakami i bez** – otrzymanych z obrazów TK pacjentów,
- **retrospektywne** – modele z usuniętymi tętniakami.

Model parametryczny został opracowany na bazie wymiarów morfometrycznych tętnicy pacjenta spełniającej prawo Murray'a. Projektowanie modelu parametrycznego odbywało się w programie Ansys DesignModeler. Definiowanie siatki elementów skończonych było przeprowadzane w module ANSYS ICEM CFD.

Bazując na prawie Murray'a (4.7 i 4.8) zaprojektowano również modele z teoretycznym kątem bifurkacji, po czym przeprowadzono dla nich symulacje numeryczne.

Analiza numeryczna przepływów krwi przez środowe tętnice mózgu była przeprowadzana w programie Ansys CFX. Pierwszy etap symulacji był przeprowadzany w programie Ansys CFX Pre, w którym były określane takie parametry, jak:

1. **Typ analizy** – w symulacjach używano dwóch typów: o stałej prędkości przepływu i zmiennej prędkości (transient). Profil prędkości otrzymywano z badania USG Doppler pacjentów. Symulacje typu transient z profilem prędkości były przeprowadzane dla każdego przypadku, dla którego sformułowano model 3D tętnicy.
2. **Określenie warunków brzegowych** tj. wlotu i wylotów modelu. Definiowano wartości prędkości na wlocie i ciśnienia na wylotach. W przypadku analizy przepływu typu transient, na wlocie wskazywano wcześniej utworzoną funkcję zmiany prędkości w czasie.
3. **Określenie warunków początkowych.** Dla wszystkich symulacji zadano prędkości w układzie kartezyjskim z początkowymi wartościami wektorów 0 m/s, a także stałym ciśnieniem równym 0 Pa.
4. **Ustawienia parametrów symulacji przepływu.** Określone zostały parametry zbieżności symulacji, tj. liczba iteracji (w każdym przypadku

minimalna wartość wynosiła 1, a maksymalna 100) oraz kryterium zbieżności (RMS ustawione na 0,001).

5. **Właściwości krwi** – zdefiniowano parametry właściwości krwi. W każdej symulacji parametry były takie same.

Po tym etapie, na podstawie ustawień ustalonych w pierwszym kroku przeprowadzono symulacje numeryczne. Końcowy krok polegał na przeglądzie otrzymanych wyników parametrów hemodynamicznych.

4.3. Estymacja parametrów modelowych

Etap II – estymacji, polegał na dopracowaniu parametrów symulacji CFD i określeniu właściwych cech materiałowych medium (krwi) [60], które wynosiły:

- masa molowa – $18,02 \frac{kg}{kmol}$,
- gęstość $2,1 \frac{g}{cm^3}$,
- pojemność cieplna – $4181,7 \frac{J}{kgK}$,
- temperatura 37 st. C,
- ciśnienie – 1 bar

Do symulacji przyjęto model krwi nienewtonowski – **Bird–Carreau** o następujących parametrach:

- niska lepkość ścinania – $0,056 \frac{kg}{ms}$,
- wysoka lepkość ścinania – $0,0035 \frac{kg}{ms}$,
- czas – 3,313 s,
- indeks prawa energetycznego – 0,3568.

Na podstawie modeli tętnic 3D pacjentów, została utworzona baza danych parametrów morfometrycznych. W jednej z nich, znajdowały się badania pacjentów z grupy kontrolnej (bez tętniaka) oraz z grupy badawczej (z tętniakiem). Wszystkie wyniki badań były wykorzystywane za zgodą komisji bioetycznej (Zgoda Komisji Biomedycznej Śląskiego Uniwersytetu Medycznego w Katowicach (SUM) uchwała nr KNW/0022/KB1/69/15 z dnia 16.06.2015r.).

W ramach pracy doktorskiej wzięto pod uwagę prawo Murray'a (równanie 2.1.2), które zakłada również wartości teoretyczne kątów podziału odnóg naczynia

do obliczenia wariantu optymalnego zachowania najmniejszej energii przepływu krwi. Kąty teoretyczne wyrażane są za pomocą poniższych równań:

$$\cos\phi_1 = (r_0^4 + r_1^4 + r_2^4)(2r_0^2r_1^2)^{-1} \quad (4.7)$$

$$\cos\phi_2 = (r_0^4 + r_2^4 + r_1^4)(2r_0^2r_1^2)^{-1} \quad (4.8)$$

gdzie: r_0 – promień tętnicy dolotowej, r_1 i r_2 – promienie tętnic wylotowych mniejszej i większej, ϕ_1 i ϕ_2 – kąty utworzone odpowiednio między tętnicą dolotową, a większym i mniejszym odgałęzieniem.

Posiadając bazę danych parametrów morfometrycznych rzeczywistych tętnic pacjentów, określono prawdziwość prawa Murray'a, w którym optymalna wartość wykładnika n wynosi **3**. Bazując na tej wiedzy, z wykorzystaniem modelu parametrycznego naczynia przeprowadzona została analiza wrażliwości, w której zmienne obejmowały:

- zmianę kąta bifurkacji,
- zmianę promienia tętnicy dolotowej,
- zmianę promienia tętnicy wylotowej mniejszej,
- zmianę promienia tętnicy wylotowej większej.

W symulacjach użyto trzy rodzaje prędkości:

- stała prędkość, zaczerpnięta z literatury [26],
- maksymalna wartość profilu przepływu (peak – otrzymany z badania USG Doppler pacjentów),
- profil prędkości otrzymany z badania USG Doppler pacjentów.

4.4. Walidacja modelu

Etap III – walidacji, miał charakter porównawczy. Bazując na danych literaturowych określano, czy otrzymane wyniki mają jakościowe odzwierciedlenie w rzeczywistości. Ten etap kończył analizę wrażliwości parametrów morfometrycznych (zgodnie z podrozdziałem 5.2) oraz analizę wpływu parametrów hemodynamicznych (zgodnie z podrozdziałem 5.3).

4.5. Weryfikacja opracowanych modeli

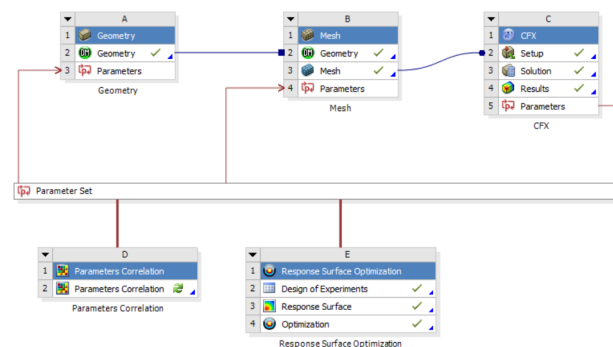
Z kolei **Etap IV** – weryfikacji, skupiał się na badaniach z wykorzystaniem autorskiego stanowiska laboratoryjnego pomiarów przepływu metodą PIV. PIV jest optyczną metodą wizualizacji przepływu, używaną do wyznaczenia prędkości cieczy za pomocą oświetlonych (najczęściej światłem lasera) specjalnych markerów zanurzonych w cieczy. Tak oświetlone markery są rejestrowane kamerą, a następnie zapisane obrazy przetwarzane są za pomocą specjalnego oprogramowania Microvec (Microvec Pte Ltd, Singapur).

Stanowisko pomiarowe składało się z kamery VGA (ang. *Video Graphics Array*) o maksymalnej rozdzielczości 640 x 480 px i maksymalnej szybkości nagrywania 800 fps oraz specjalnego oprogramowania. Do badań metodą PIV użyto również markerów w postaci szklanych kulek o średnicy 10–20 μm .

5. Wielowariantowa analiza przepływu krwi przez środkową tętnicę mózgu

5.1. Metoda analizy

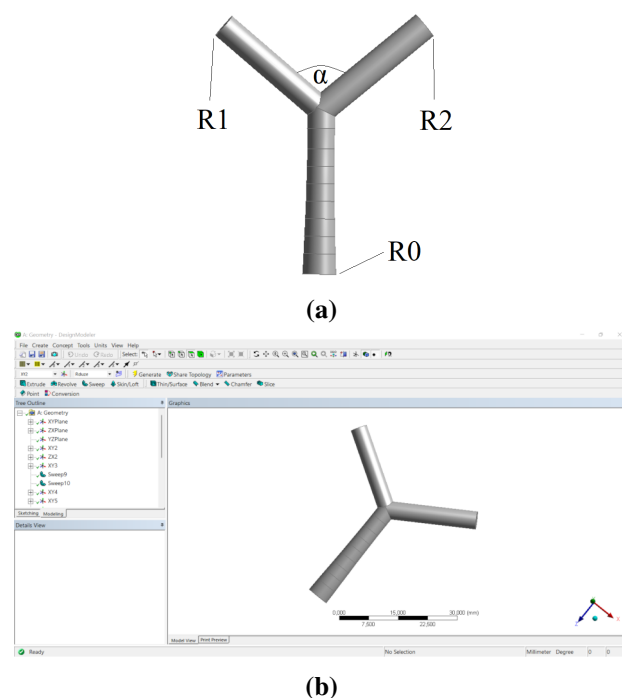
Analiza wrażliwości parametrów morfometrycznych przebiegała w programie Ansys (Rys. 5.1).



Rysunek 5.1. Analiza wrażliwości w programie Ansys

Model parametryczny został utworzony na bazie danych morfometrycznych rzeczywistych tętnic pacjentów, które spełniały prawo Murray'a. W pierwszym etapie w programie DesignModeler, został zaprojektowany model parametryczny (Rys. 5.2b), a także określono wlot i wyloty modelu (Rys. 5.2a). Następnym krokiem było zdyskretyzowanie modelu. Utworzona siatka elementów skończonych posiadała 152151 węzłów i 545928 elementów. Dodatkowo, została utworzona warstwa inflacyjna w celu lepszego odwzorowania warstwy przyściennej, o następujących parametrach: wysokość pierwszej warstwy wynosiła $7,5 \times 10^{-3}$ mm, maksymalna liczba warstw: 6, współczynnik wzrostu: 1,2.

Liczba warstw inflacyjnych została wcześniej określona osobnymi badaniami (Tab. 5.1). Do tego celu wykonano szereg symulacji numerycznych z następującą liczbą warstw inflacyjnych: 3, 5, 6, 8, 10 i 15.



Rysunek 5.2. Model parametryczny środkowej tętnicy mózgu

Dla każdego z przypadków zostały obliczone liczby węzłów oraz elementów siatki, a także wynikowe maksymalne wartości WSS oraz ciśnienia. Na podstawie otrzymanych wyników, do dalszych symulacji wybrano 6 warstw inflacyjnych.

Tabela 5.1. Analiza liczby warstw inflacyjnych

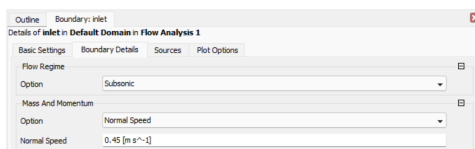
Rozmiar elementu [mm]	Warstwy inflacyjne	Liczba		WSS MAX [Pa]	Ciśnienie MAX [Pa]
		węzłów	elementów		
0,1	3	300256	1114421	232	2997
0,1	5	390578	1291278	263	3033
0,1	6	435671	1382038	265	3061
0,1	8	523375	1546894	256	3137
0,1	10	615806	1735623	265	3191
0,1	15	839473	2174428	274	3320

Wielowariantowa analiza przepływu krwi przez środkową tętnicę mózgu została przeprowadzona na zaprojektowanym modelu parametrycznym i dzieliła się na dwa etapy:

1. Analiza wrażliwości parametrów morfometrycznych.
2. Analiza wpływu parametrów hemodynamicznych (warunków brzegowych).

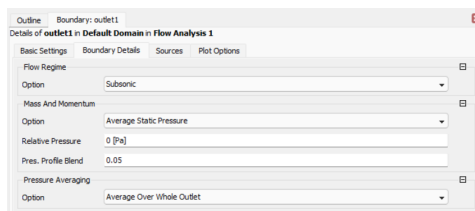
5.2. Analiza wrażliwości parametrów morfometrycznych

Zaprojektowany model parametryczny tętnicy MCA został poddany symulacjom numerycznym o określonych parametrach. Na wlocie modelu parametrycznego ustalono stałą prędkość przepływu równą 0,45 m/s (Rys. 5.3).



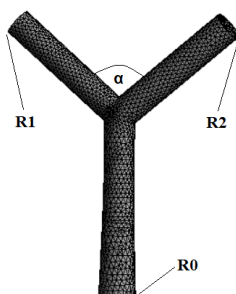
Rysunek 5.3. Wartość prędkości na wejściu modelu parametrycznego

Na wylotach ustalono średnie stałe ciśnienie o wartości 0 Pa (Rys. 5.4). Przepływ traktowano jako laminarny, a krew jako ciecz nienewtonowską o modelu Bird–Carreau.



Rysunek 5.4. Wartość ciśnienia na wyjściu modelu parametrycznego

W modelu parametrycznym przyjęto początkowe wartości promieni pacjenta, które spełniają prawo Murray'a: $r_0 = 2,9$ mm, $r_1 = 2,2$ mm i $r_2 = 2,4$ mm. Dla tych wartości wykładnik n w równaniu Murray'a wynosił 3,02. Kąt rzeczywisty zmierzony dla tego konkretnego przypadku wynosił 100° , a teoretyczny wg wzoru Murray'a – 75° (Rys. 5.5). Wyniki symulacji zostały przedstawione w tabeli 5.2.

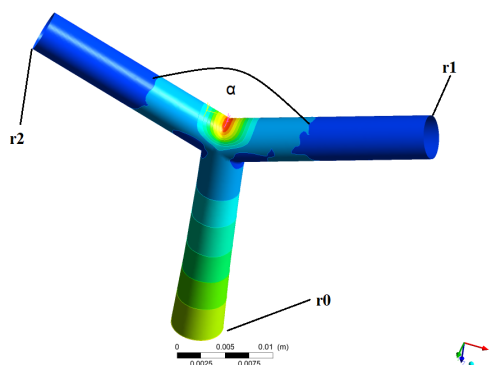


Rysunek 5.5. Model parametryczny naczynia z zaznaczonymi promieniami i kątem α

Tabela 5.2. Wyniki symulacji numerycznych na modelach parametrycznych z kątem rzeczywistym i teoretycznym – wartości maksymalne i minimalne WSS oraz ciśnienia

Kąt/parametr	WSS [Pa]		Ciśnienie [Pa]	
	max	min	max	min
Kąt rzeczywisty 100°	34,31	0,24	621,57	3,83
Kąt teoretyczny 75°	38,17	0,11	606,26	4,3

W symulacjach zmieniano wielkość promieni r_1 i r_2 o 0,1 mm w przedziale 1,7÷2,7 mm, a wielkość promienia r_0 w przedziale 2,8÷3,8 mm, przy czym zmiana jednorazowo dotyczyła jedynie dwóch z trzech promieni. W przypadku kąta podziału, symulacje wykonano dla wartości z przedziału 40÷120°. W tabelach A.1 – A.12 zostały zestawione wyznaczone największe i najmniejsze maksymalne wartości. Na **zielono** w tabelach oznaczono wartości WSS i ciśnienia zbliżone do wyników otrzymanych dla kąta rzeczywistego 100°, a na **niebiesko** wartości WSS i ciśnienia zbliżone do wyników otrzymanych dla kąta teoretycznego 75°. Kryterium dobrano w taki sposób, że wartości odbiegające ± 2 Pa od maksymalnych WSS i ciśnienia otrzymanych w tabeli 5.2, zostały uznane za zbieżne.



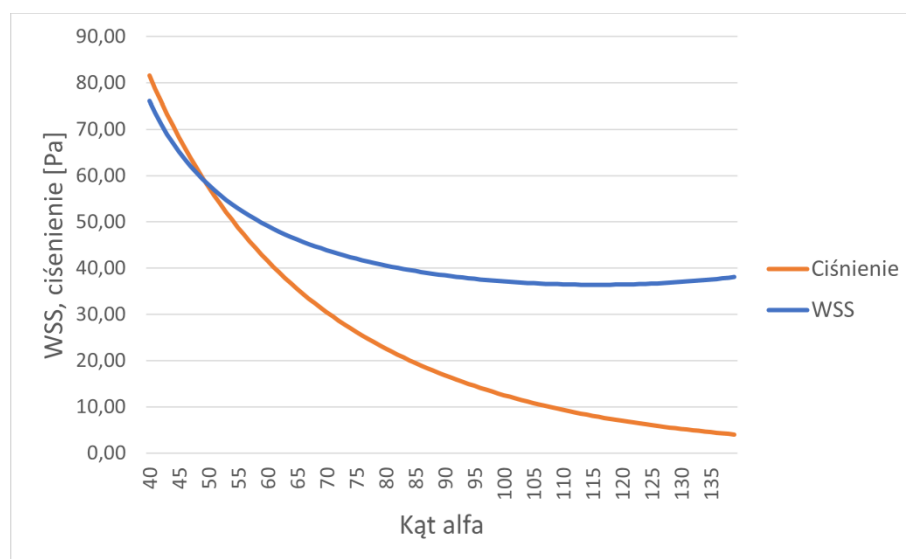
Rysunek 5.6. Przykładowy wynik symulacji numerycznej rozkładu naprężeń ścinających na ścianie modelu parametrycznego wraz z zaznaczonymi promieniami i kątem

Wielkość kąta bifurkacji α ustalono tak, aby był to podział symetryczny. Wartość maksymalnego WSS oraz ciśnienia na ścianie tętnicy była wyznaczana w punkcie wystąpienia tych wielkości. Wykonano następujące analizy:

1. Wpływ zmiany promienia każdej z odnóg tętnicy na wskazane parametry hemodynamiczne.
2. Wpływ zmiany kąta bifurkacji na wskazane parametry hemodynamiczne.

Wyjściowymi parametrami w symulacjach było natomiast ciśnienie oraz naprężenie ścinające na ścianie tętnicy w wybranym punkcie. W przypadku analizy

wrażliwości zmiany kąta bifurkacji, optymalnym kątem okazał się kąt 110 stopni (Rys. 5.7), ponieważ dla niego występują najmniejsze wartości WSS.

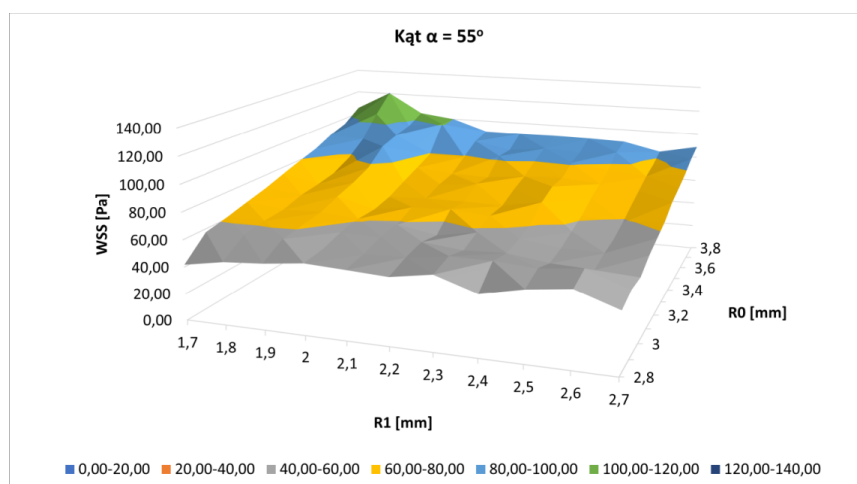


Rysunek 5.7. Wynik analizy wrażliwości dla zmiany kąta alfa

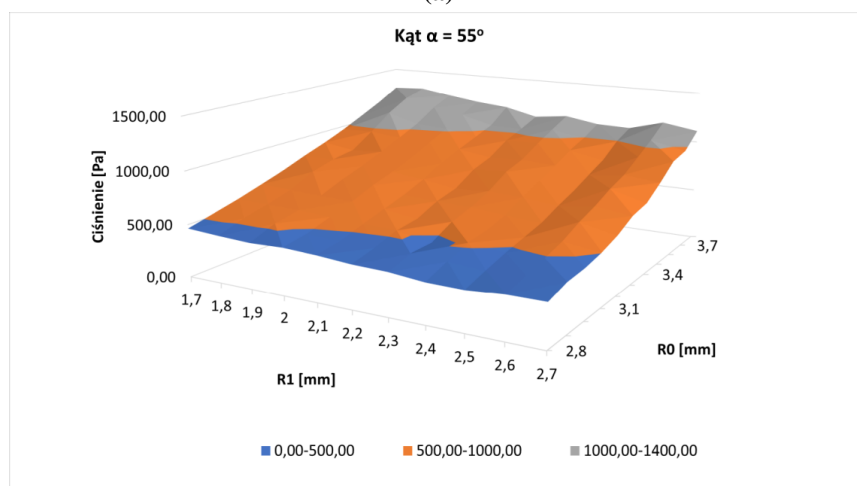
Najniższe wartości WSS otrzymano dla wartości kątów z przedziału 100÷120 stopni, natomiast wartości ciśnienia są tym mniejsze, im większy jest kąt bifurkacji. Najniższą wartość WSS (36,4 Pa) otrzymano dla kąta 116 stopni, natomiast dla kąta 139 stopni najniższą wartość ciśnienia (4 Pa).

Tabela 5.3. Wartości maksymalne i minimalne WSS oraz ciśnienia uzyskane z analizy wrażliwości dla kąta 55°

Kąt/parametr	WSS [Pa]		Ciśnienie [Pa]	
	Wielkości promieni [mm]		Wielkości promieni [mm]	
	max	min	max	min
55°	120,50	41,69	1300,29	367,78
zmiana R0 i R1	R0=3,8, R1=1,8	R0=2,8, R1=1,7	R0=3,8, R1=1,8	R0=2,8, R1=2,5
55°	365,05	37,95	2946,62	340,1
zmiana R0 i R2	R0=3,8, R1=1,7	R0=2,8, R1=2,6	R0=3,8, R1=1,7	R0=2,8, R1=2,7
55°	179,8	38,17	1230,43	355,61
zmiana R1 i R2	R1=2, R2=1,7	R1=2,2, R2=2,7	R1=1,7, R2=1,7	R1=2,6, R2=2,7



(a)

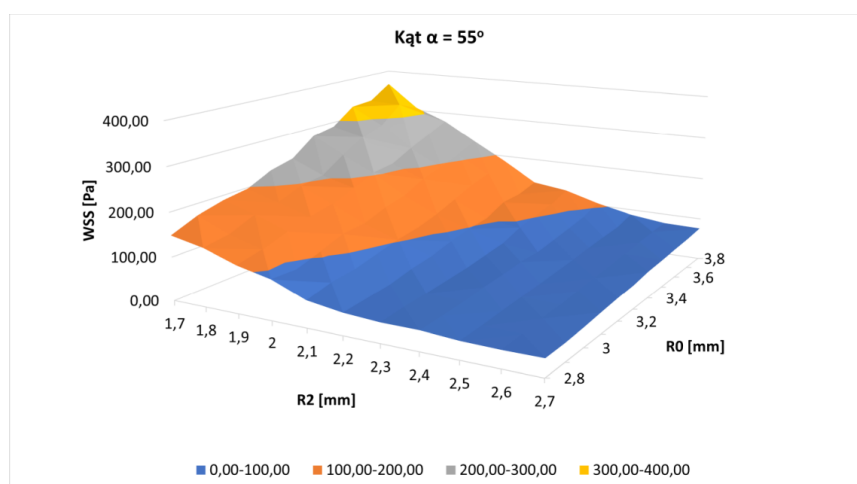


(b)

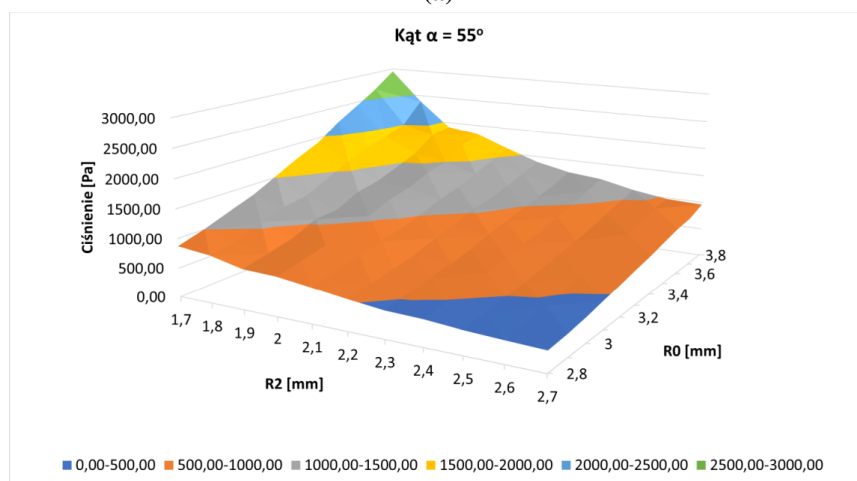
Rysunek 5.8. Analiza wrażliwości wpływu zmian promieni r_0 i r_1 na WSS – **A** oraz ciśnienie – **B** dla kąta 55°

Tabela 5.4. Wartości maksymalne i minimalne WSS oraz ciśnienia uzyskane z analizy wrażliwości dla kąta 60°

Kąt/parametr	WSS [Pa]		Ciśnienie [Pa]	
	Wielkości promieni [mm]		Wielkości promieni [mm]	
	max	min	max	min
60° zmiana R0 i R1	117,18	35,94	1347,63	378,56
	R0=3,8, R1=1,7	R0=2,8, R1=1,7	R0=3,8, R1=1,7	R0=2,8, R1=2,4
60° zmiana R0 i R2	372,76	34,8	2943,37	346,91
	R0=3,8, R1=1,7	R0=2,8, R1=2,7	R0=3,8, R1=1,7	R0=2,8, R1=2,7
60° zmiana R1 i R2	184,54	35,5	1287,66	348,76
	R1=1,8, R2=1,7	R1=1,8, R2=2,7	R1=1,7, R2=1,7	R1=2,7, R2=2,7



(a)

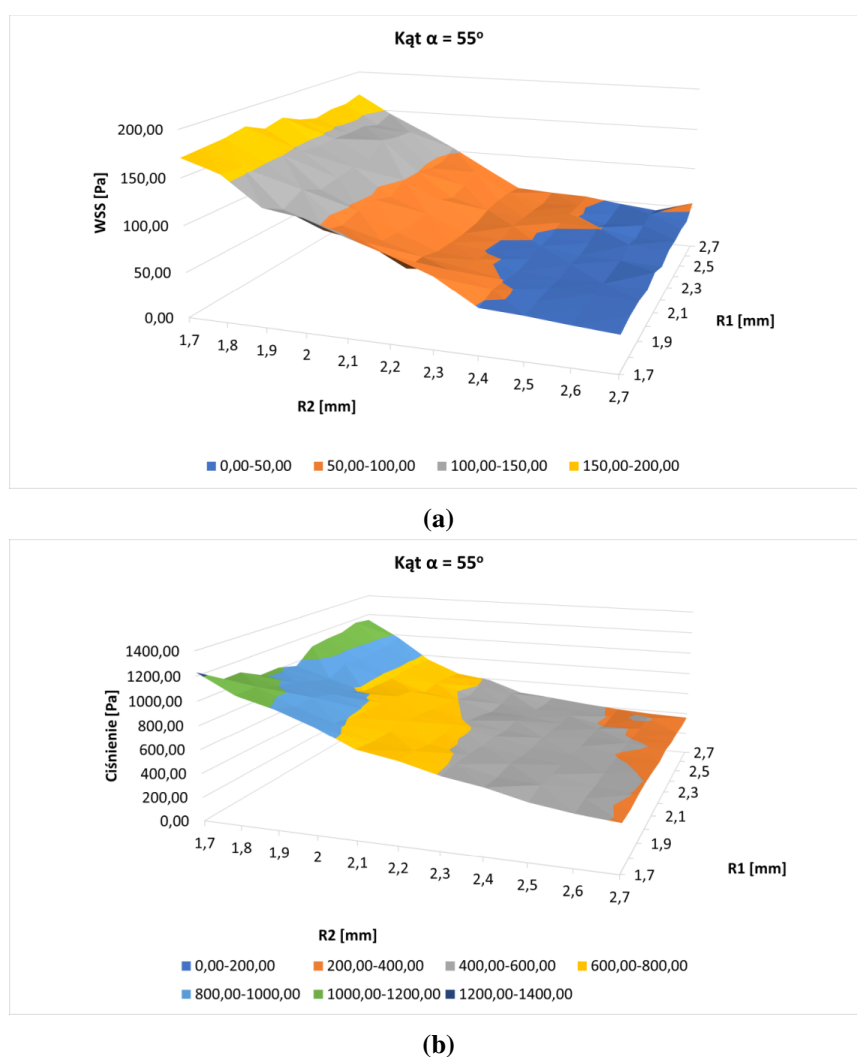


(b)

Rysunek 5.9. Analiza wrażliwości wpływu zmian promieni r_0 i r_2 na WSS – **A** oraz ciśnienie – **B** dla kąta 55°

Tabela 5.5. Wartości maksymalne i minimalne WSS oraz ciśnienia uzyskane z analizy wrażliwości dla kąta 65°

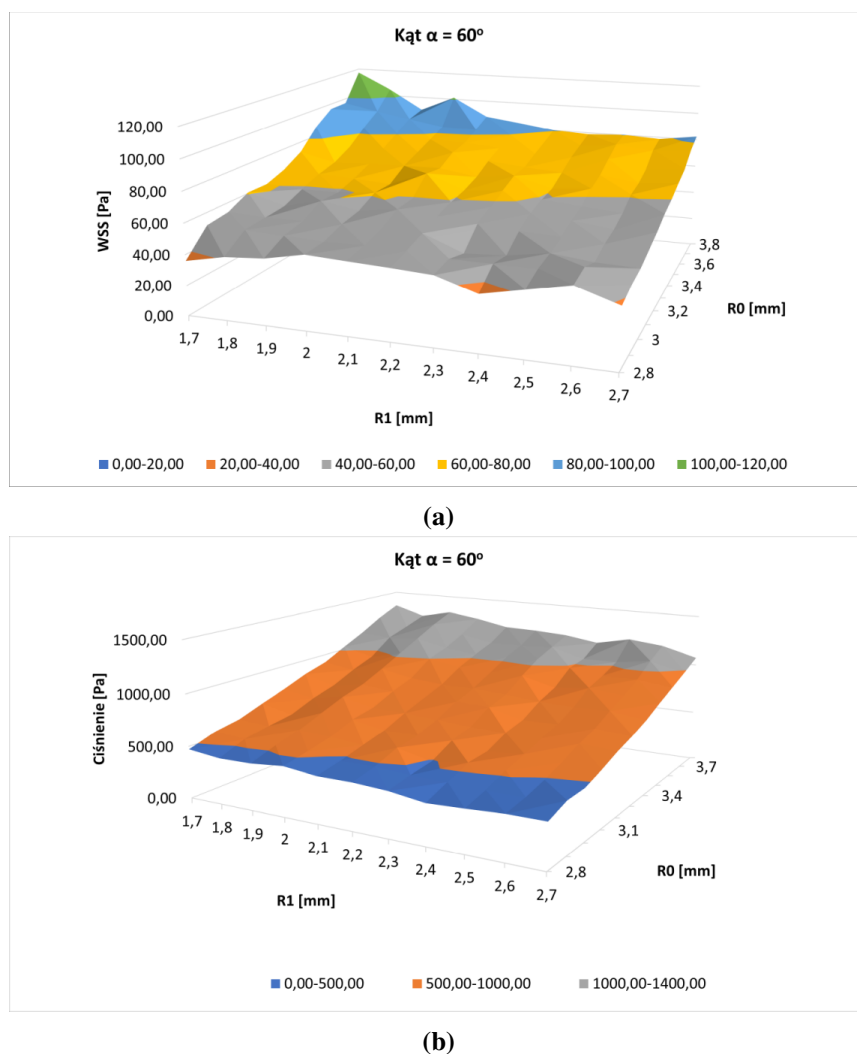
Kąt/parametr	WSS [Pa]		Ciśnienie [Pa]	
	Wielkości promieni [mm]		Wielkości promieni [mm]	
	max	min	max	min
65°	106,29	32,14	1387,75	381,34
zmiana R0 i R1	R0=3,8, R1=1,8	R0=2,8, R1=1,7	R0=3,8, R1=1,8	R0=2,8, R1=2,4
65°	372,64	33,11	3200,01	353,61
zmiana R0 i R2	R0=3,8, R1=1,7	R0=2,8, R1=2,7	R0=3,8, R1=1,7	R0=2,8, R1=2,7
65°	181,34	34,27	1286,49	352,85
zmiana R1 i R2	R1=1,8, R2=1,7	R1=1,8, R2=2,7	R1=1,7, R2=1,7	R1=2,7, R2=2,7



Rysunek 5.10. Analiza wrażliwości wpływu zmian promieni r_1 i r_2 na WSS – **A** oraz ciśnienie – **B** dla kąta 55°

Tabela 5.6. Wartości maksymalne i minimalne WSS oraz ciśnienia uzyskane z analizy wrażliwości dla kąta 75°

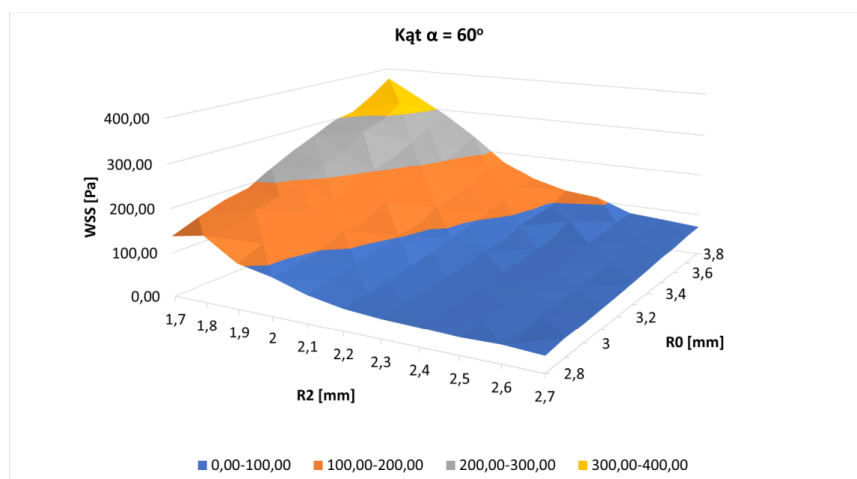
Kąt/parametr	WSS [Pa]		Ciśnienie [Pa]	
	Wielkości promieni [mm]		Wielkości promieni [mm]	
	max	min	max	min
75°	63,54	20,55	979,17	229,84
zmiana R0 i R1	R0=3,8, R1=1,7	R0=2,8, R1=2,4	R0=3,8, R1=1,7	R0=2,8, R1=2,4
75°	172,95	19,63	1482,31	186,95
zmiana R0 i R2	R0=3,8, R1=1,7	R0=2,8, R1=2,6	R0=3,8, R1=1,7	R0=2,8, R1=2,7
75°	114,01	28,66	1042,52	343,77
zmiana R1 i R2	R1=2,2, R2=1,8	R1=1,7, R2=2,7	R1=1,7, R2=1,7	R1=1,7, R2=2,7



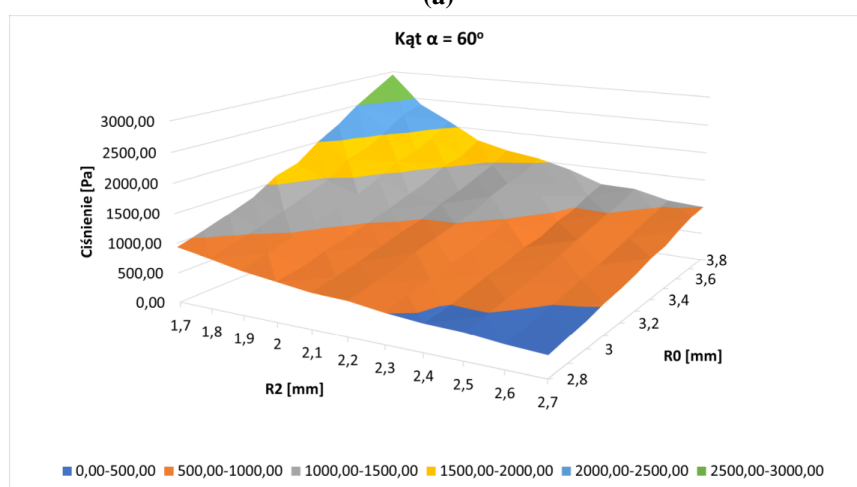
Rysunek 5.11. Analiza wrażliwości wpływu zmian promieni r_0 i r_1 na WSS – **A** oraz ciśnienie – **B** dla kąta 60°

Tabela 5.7. Wartości maksymalne i minimalne WSS oraz ciśnienia uzyskane z analizy wrażliwości dla kąta 100°

Kąt/parametr	WSS [Pa]		Ciśnienie [Pa]	
	Wielkości promieni [mm]		Wielkości promieni [mm]	
	max	min	max	min
100°	58,26	19,65	1045,65	238,42
zmiana R0 i R1	R0=3,8, R1=1,9	R0=2,8, R1=2,7	R0=3,8, R1=1,7	R0=2,8, R1=2,4
100°	184,84	20,21	1515,95	188,66
zmiana R0 i R2	R0=3,8, R1=1,8	R0=2,8, R1=2,4	R0=3,8, R1=1,7	R0=2,8, R1=2,7
100°	114,31	28,06	1095,97	363,58
zmiana R1 i R2	R1=1,9, R2=1,7	R1=1,8, R2=2,6	R1=1,7, R2=1,7	R1=2,6, R2=2,7



(a)

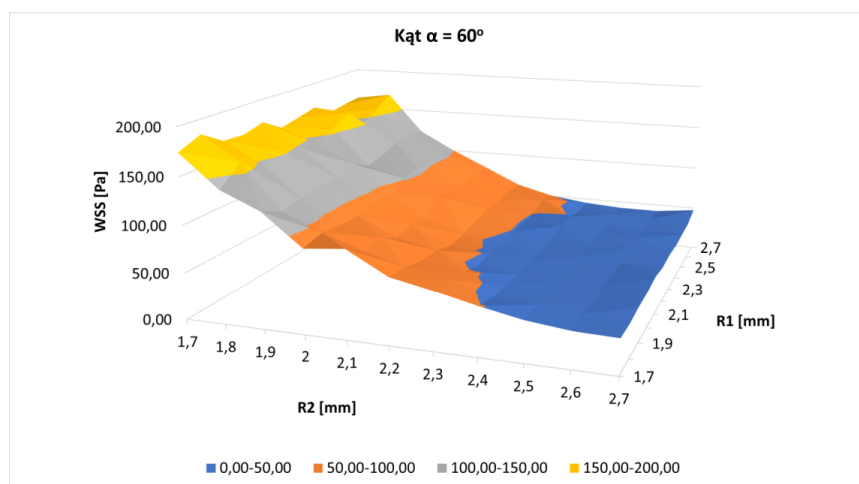


(b)

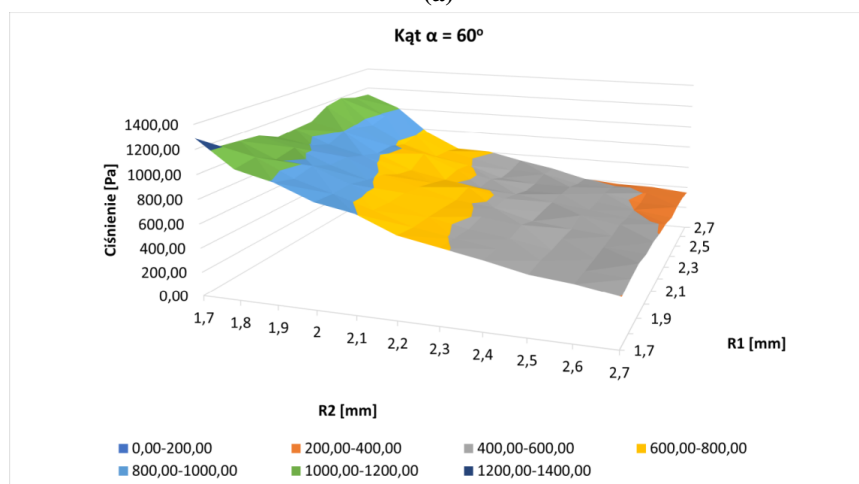
Rysunek 5.12. Analiza wrażliwości wpływu zmian promieni r_0 i r_2 na WSS – **A** oraz ciśnienie – **B** dla kąta 60°

Tabela 5.8. Wartości maksymalne i minimalne WSS oraz ciśnienia uzyskane z analizy wrażliwości dla zmiany kąta oraz poszczególnych promieni

Kąt/parametr	WSS [Pa]		Ciśnienie [Pa]	
	Wielkości promieni [mm]		Wielkości promieni [mm]	
	max	min	max	min
Zmiana kąta α i R0	171,48	23,05	1663,37	275,22
	kąt=110, R0=3,8	kąt=100, R0=2,8	kąt=120, R0=3,8	kąt=75, R0=2,8
	126,97	31,14	1046,48	453,77
Zmiana kąta α i R1	193,14	28,59	1256,02	324,64
	kąt=40, R1=1,7	kąt=100, R1=2,6	kąt=120, R1=1,7	kąt=100, R0=2,7
Zmiana kąta α i R2				
	kąt=110, R2=1,7	kąt=100, R2=2,7	kąt=120, R2=1,7	kąt=40, R2=2,7

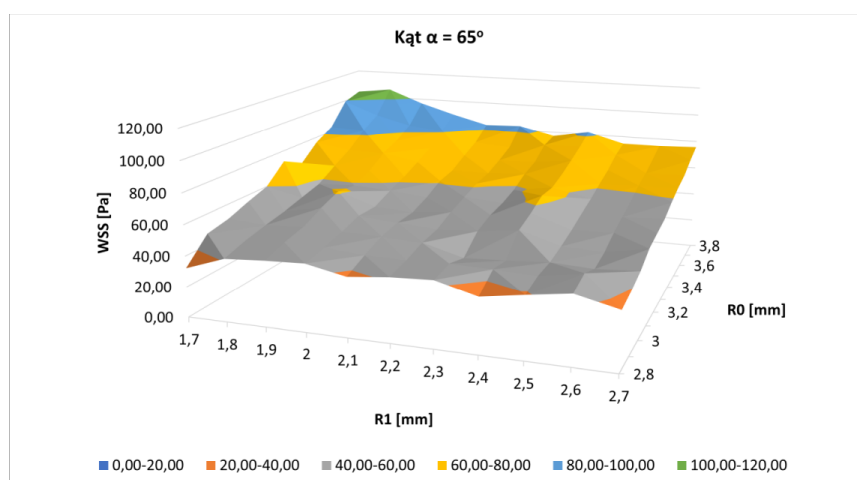


(a)

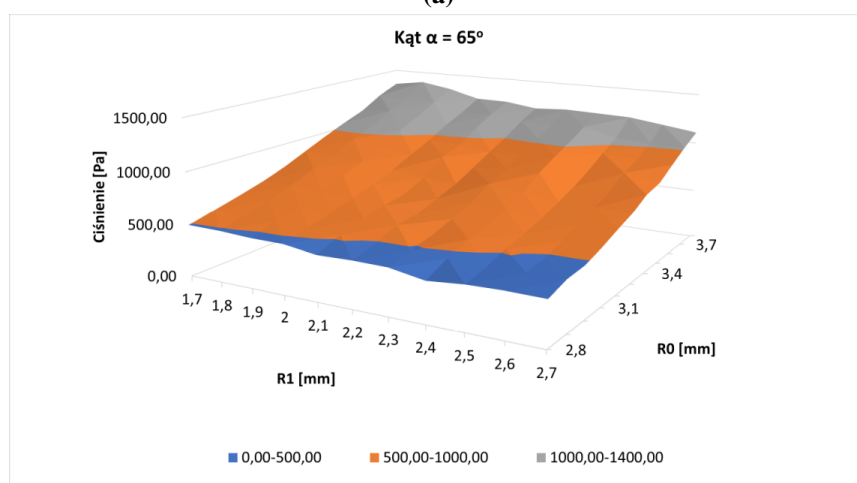


(b)

Rysunek 5.13. Analiza wrażliwości wpływu zmian promieni r_1 i r_2 na WSS – **A** oraz ciśnienie – **B** dla kąta 60°

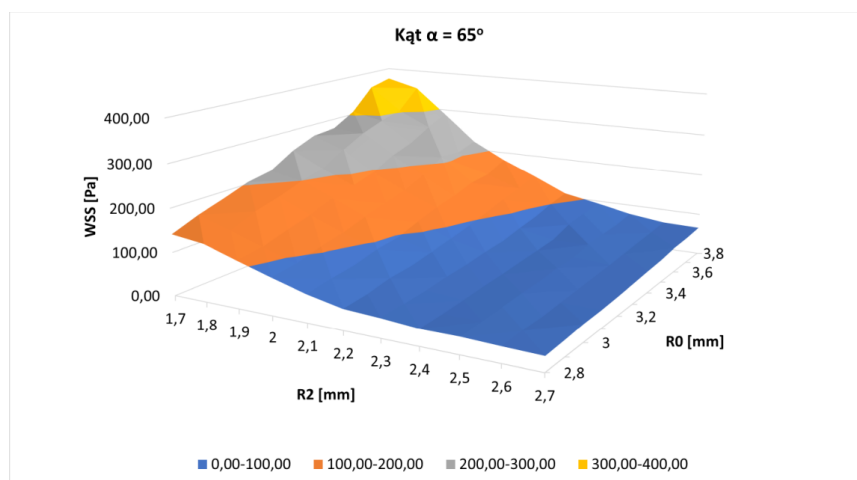


(a)

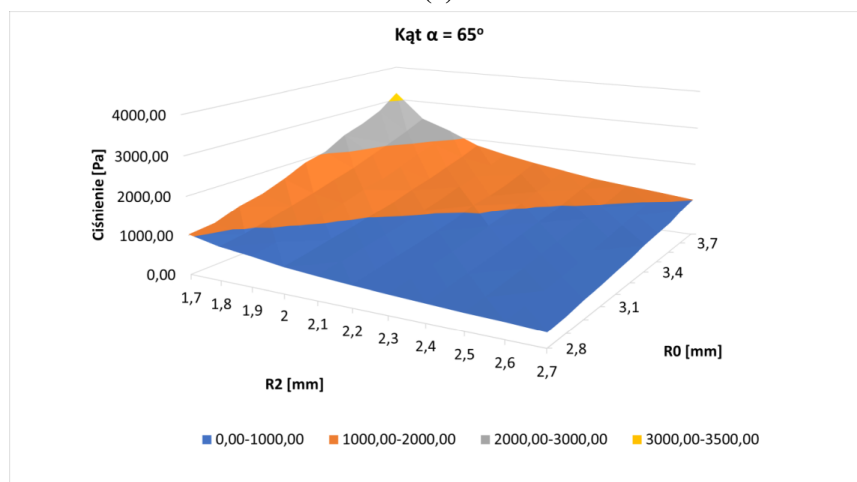


(b)

Rysunek 5.14. Analiza wrażliwości wpływu zmian promieni r_0 i r_1 na WSS – **A** oraz ciśnienie – **B** dla kąta 65°

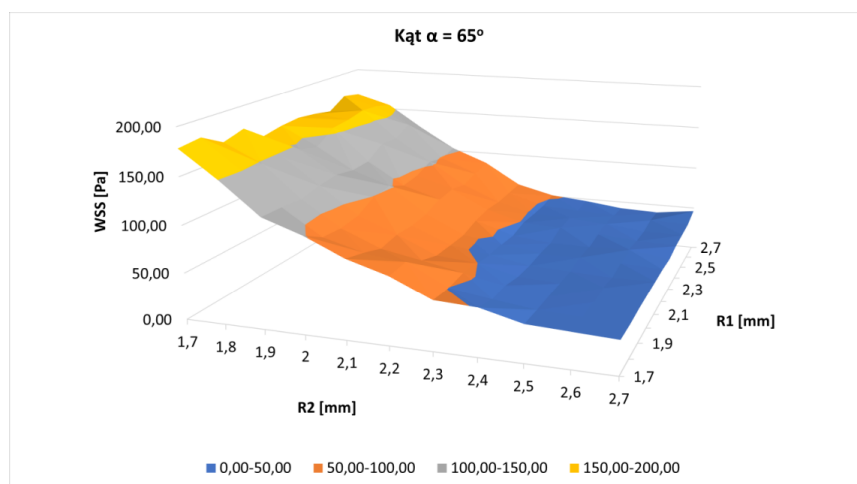


(a)

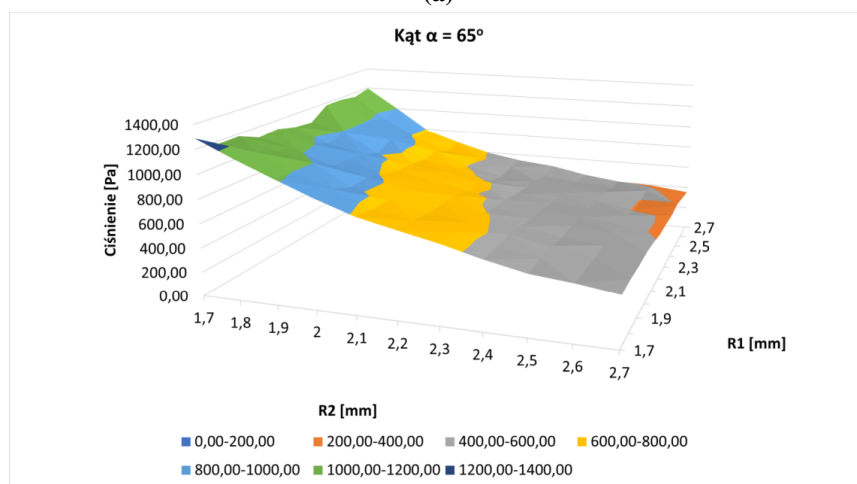


(b)

Rysunek 5.15. Analiza wrażliwości wpływu zmian promieni r_0 i r_2 na WSS – **A** oraz ciśnienie – **B** dla kąta 65°

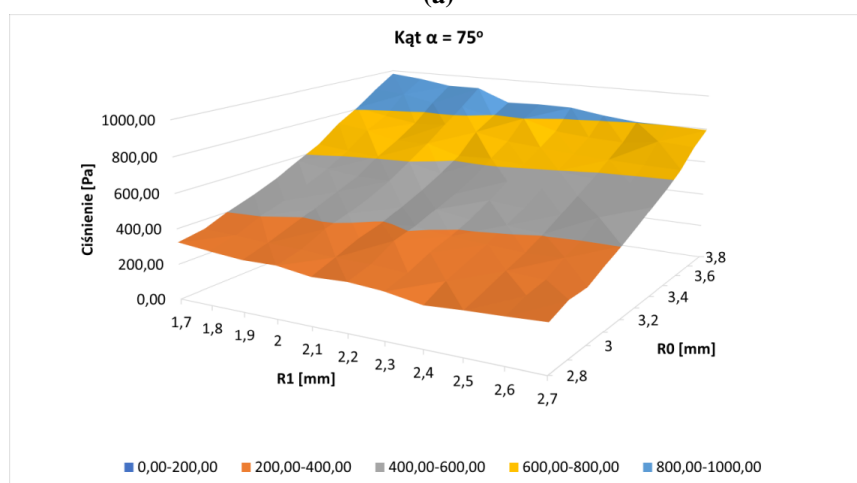
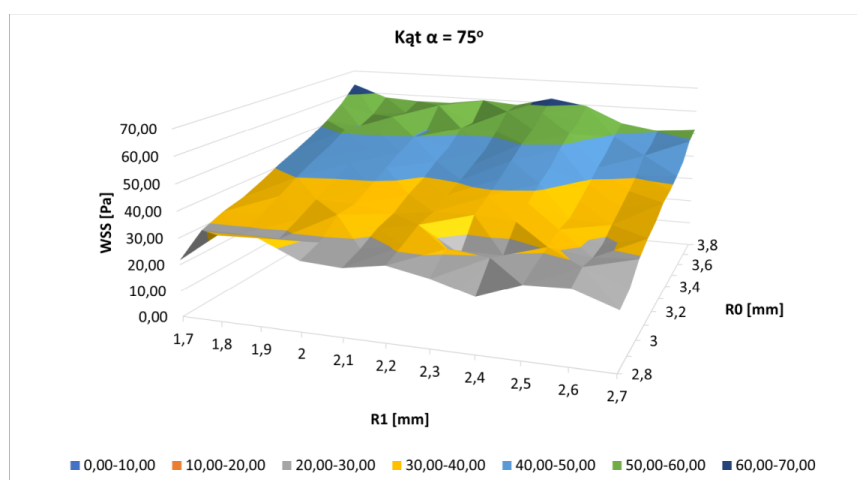


(a)

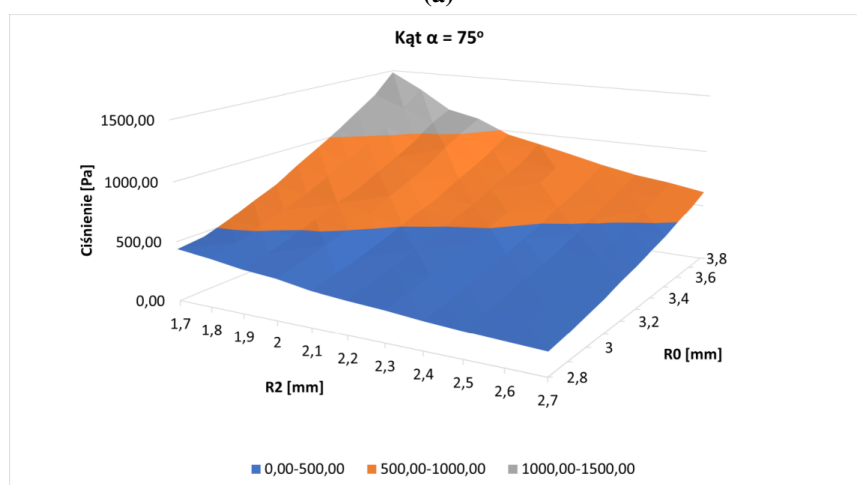
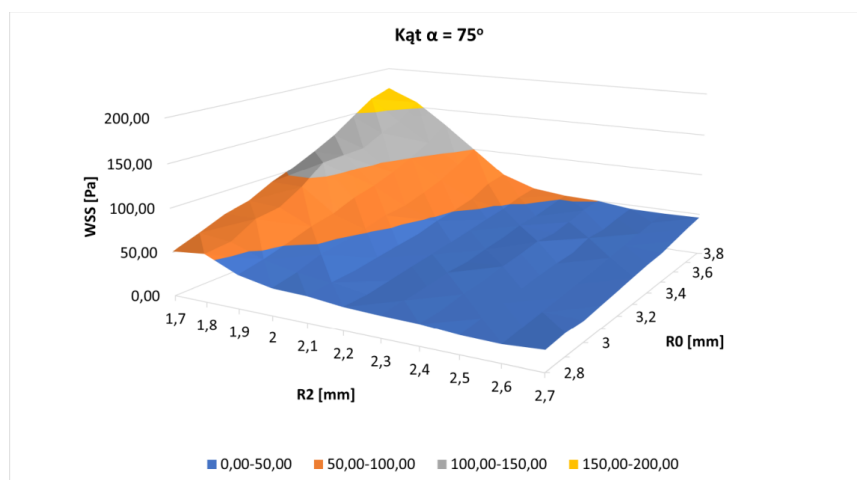


(b)

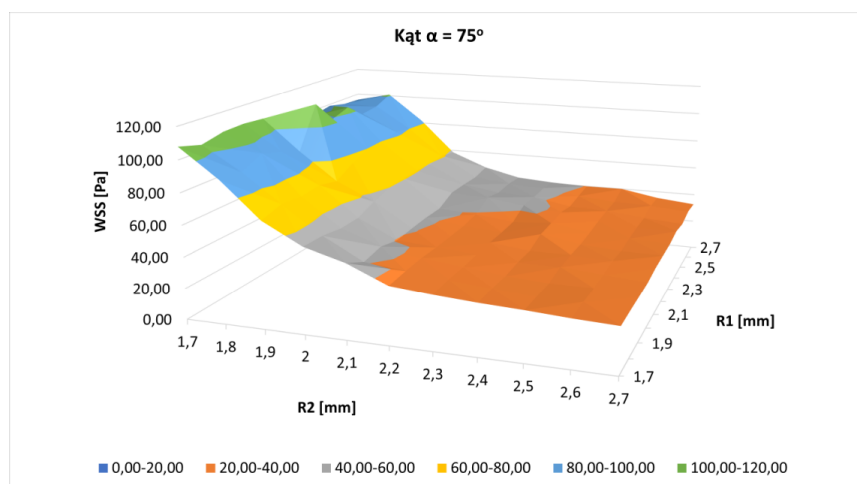
Rysunek 5.16. Analiza wrażliwości wpływu zmian promieni r_1 i r_2 na WSS – **A** oraz ciśnienie – **B** dla kąta 65°



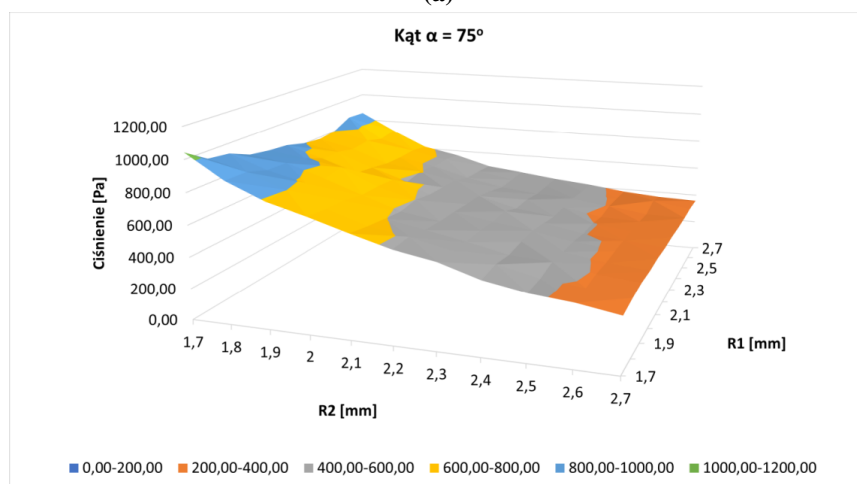
Rysunek 5.17. Analiza wrażliwości wpływu zmian promieni r_0 i r_1 na WSS – **A** oraz ciśnienie – **B** dla kąta 75°



Rysunek 5.18. Analiza wrażliwości wpływu zmian promieni r_0 i r_2 na WSS – **A** oraz ciśnienie – **B** dla kąta 75°

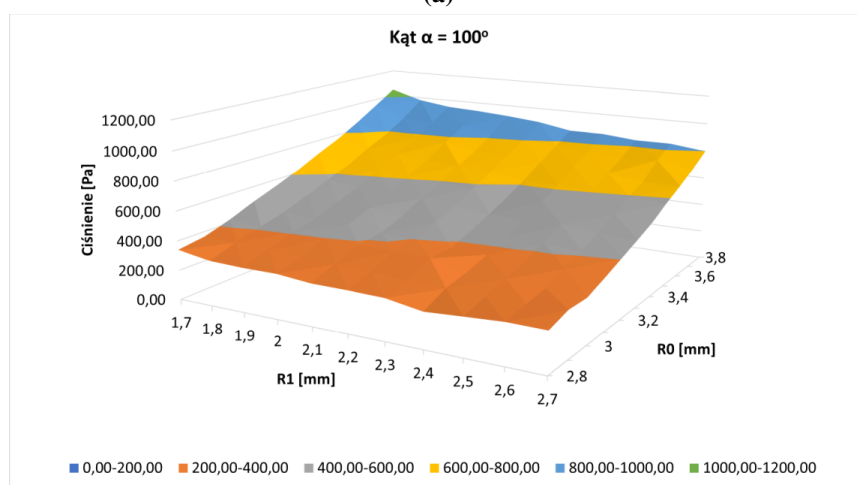
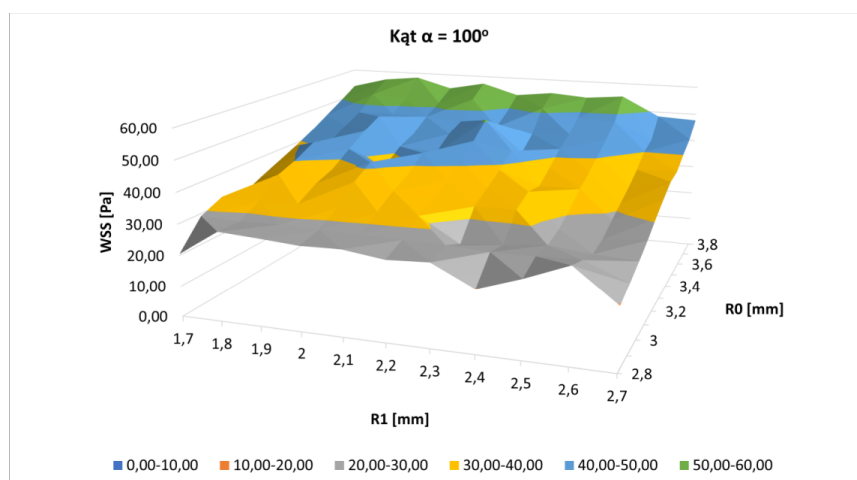


(a)

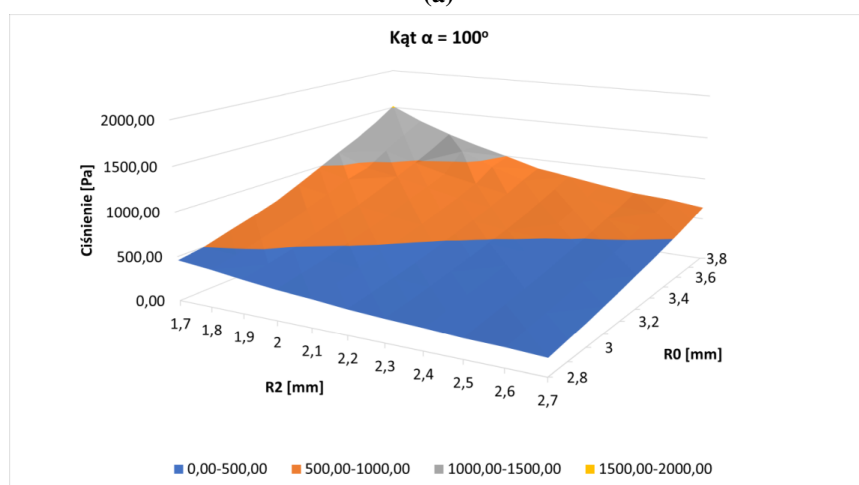
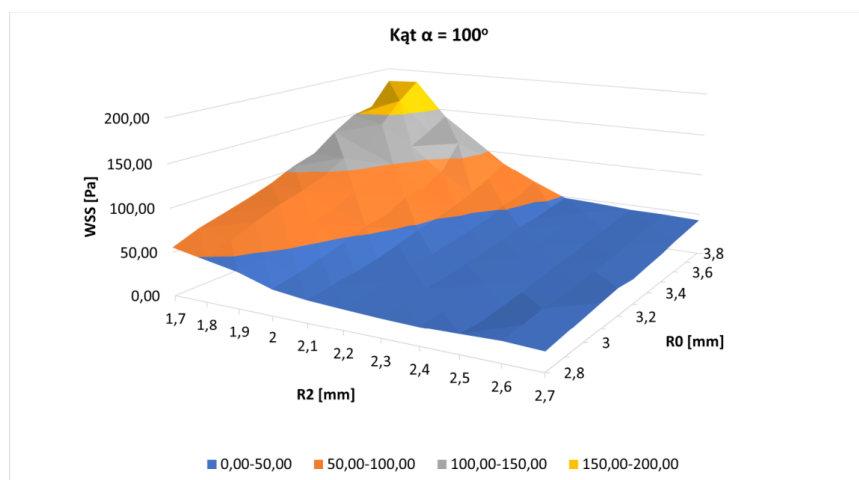


(b)

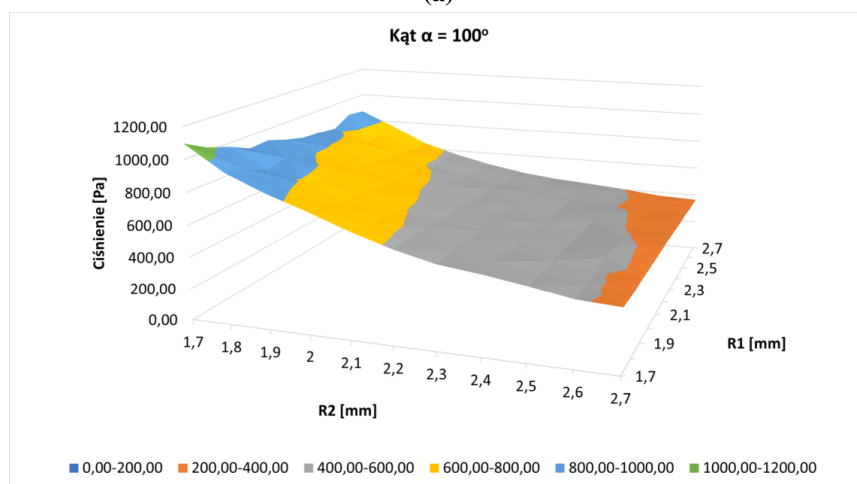
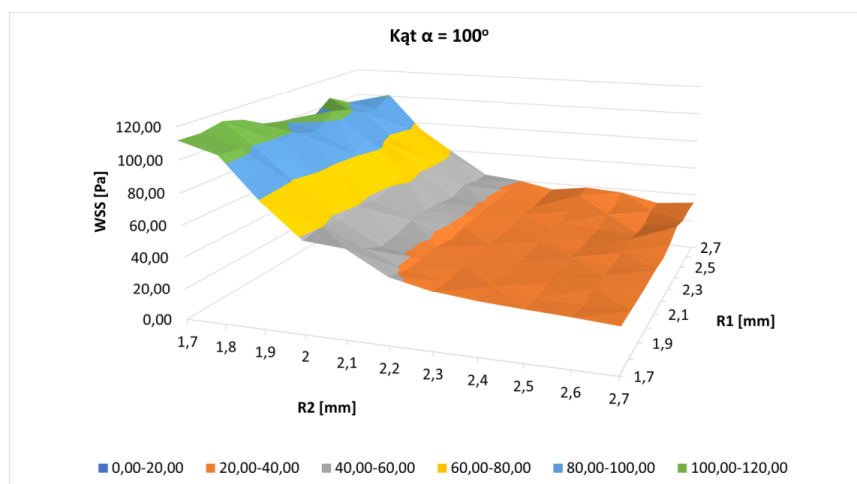
Rysunek 5.19. Analiza wrażliwości wpływu zmian promieni r_1 i r_2 na WSS – **A** oraz ciśnienie – **B** dla kąta 75°



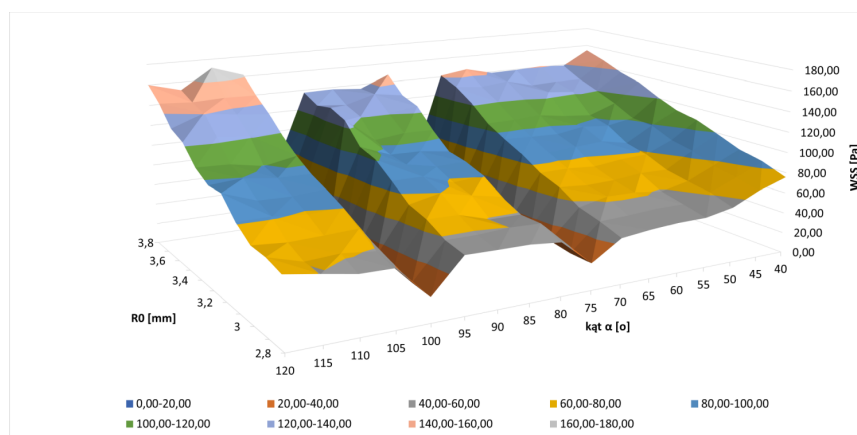
Rysunek 5.20. Analiza wrażliwości wpływu zmian promieni r_0 i r_1 na WSS – **A** oraz ciśnienie – **B** dla kąta 100°



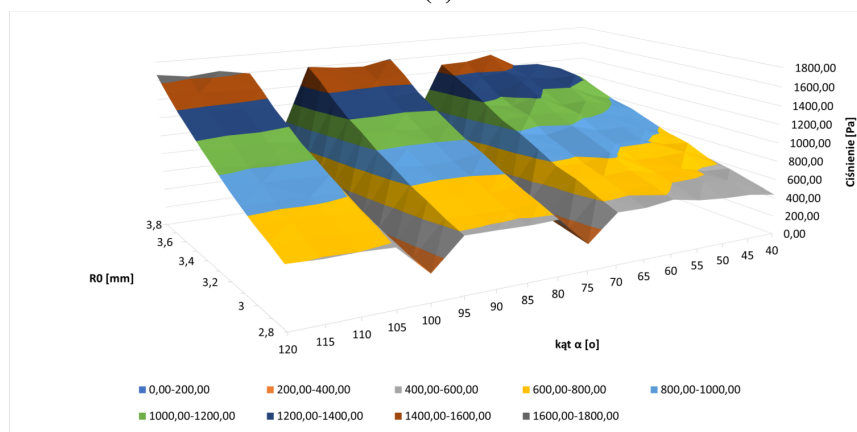
Rysunek 5.21. Analiza wrażliwości wpływu zmian promieni r_0 i r_2 na WSS – **A** oraz ciśnienie – **B** dla kąta 100°



Rysunek 5.22. Analiza wrażliwości wpływu zmian promieni r_1 i r_2 na WSS – **A** oraz ciśnienie – **B** dla kąta 100°

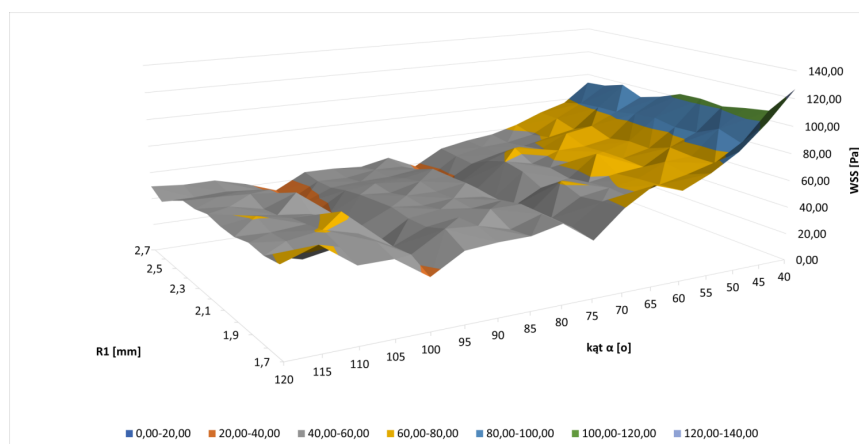


(a)

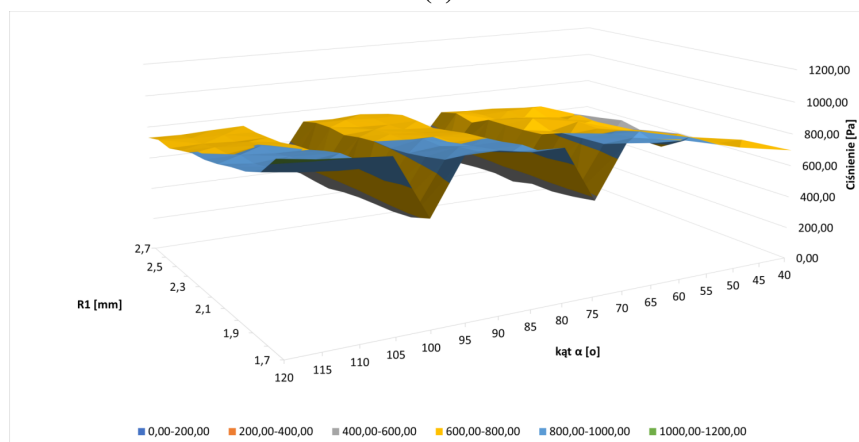


(b)

Rysunek 5.23. Analiza wrażliwości wpływu zmiany kąta oraz wartości promienia r_0 na WSS (A) i ciśnienie (B)

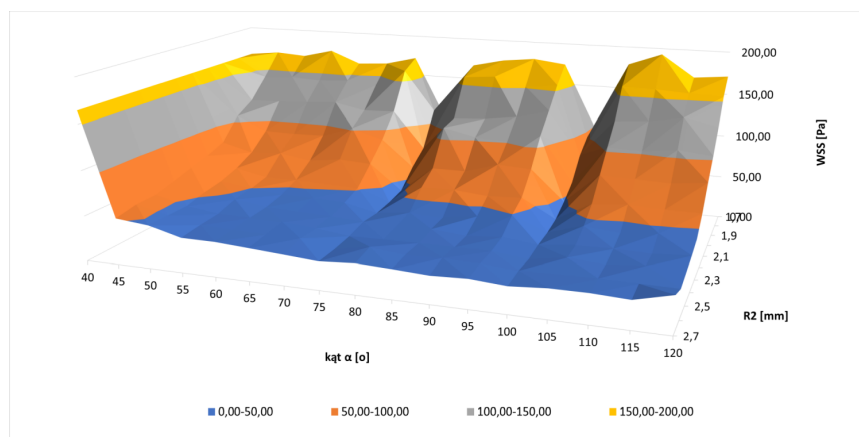


(a)

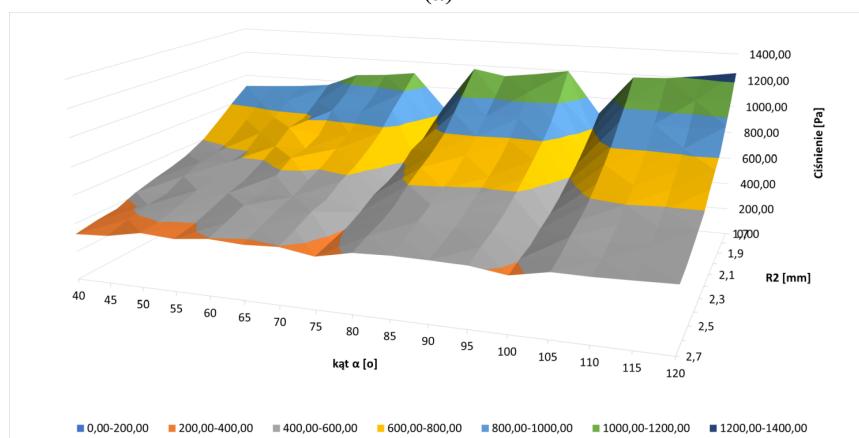


(b)

Rysunek 5.24. Analiza wrażliwości wpływu zmiany kąta oraz wartości promienia r_1 na WSS (A) i ciśnienie (B)



(a)



(b)

Rysunek 5.25. Analiza wrażliwości wpływu zmiany kąta oraz wartości promienia r_2 na WSS (A) i ciśnienie (B)

Przeprowadzone analizy wykazały, że WSS jest bardziej wrażliwym parametrem na zmiany promieni niż ciśnienie. Ponadto, analiza wykazuje większą czułość WSS i ciśnienia na większy promień (r_2). Wykresy przedstawiające wpływ zmiany promieni r_1 i r_2 na ciśnienie pokazują, że skrajnie niskie wartości promienia r_2 uwidaczniają wpływ promienia r_1 na wartości ciśnienia.

Najbardziej zbliżone wartości dla kąta rzeczywistego, uzyskano dla wszystkich konfiguracji kąta 60° oraz dla kąta 65° przy zmianie promieni r_0 i r_2 , a także r_1 i r_2 . Zbliżone wartości do kąta teoretycznego otrzymano dla kąta 55° przy zmianie promieni r_0 i r_2 oraz r_1 i r_2 . Potwierdza to fakt, że większy promień (r_2) jest bardziej czuły na zmiany pozostałych parametrów morfometrycznych.

Analiza zależności zmiany kąta α i promienia r_0 wykazała, że:

1. Najniższe wartości WSS i ciśnienia otrzymano dla kąta bifurkacji 75° (25,62 Pa – WSS, 275,22 Pa – ciśnienie) i 100° (23,05 Pa – WSS, 277,82 Pa – ciśnienie).
2. W pozostałym zakresie zmian kąta bifurkacji panuje tendencja wzrostowa wartości WSS i ciśnienia przy zwiększającym się promieniu r_0 .
3. Odnotowano również wyższe wartości WSS dla skrajnych wielkości kątów bifurkacji tj. 40° , 45° , 115° oraz 120° . W przypadku ciśnienia zaobserwowano tendencję wzrostową wartości dla najmniejszej wartości promienia wraz ze wzrostem kąta α .

Analiza zależności zmiany kąta α i promienia r_1 wykazała, że:

1. Widoczny jest spadek wartości WSS oraz ciśnienia kątów bifurkacji dla 75° i 100° wszystkich zasymulowanych wartości promieni.
2. W pozostałym zakresie zmian kąta α z zakresu 40° ÷ 65° panuje tendencja wzrostowa wartości WSS przy zmniejszającym się promieniu r_1 .
3. W przypadku wartości ciśnienia zaobserwowano tendencję spadkową wraz ze wzrostem promienia r_1 dla kąta $\alpha=40^\circ$.
4. Tak jak w przypadku rozkładu WSS, wartości ciśnienia dla całego przedziału zmian wielkości promienia r_1 są najniższe w przypadku kąta α 75° i 100° .

Analiza zależności zmiany kąta α i promienia r_2 wykazała, że:

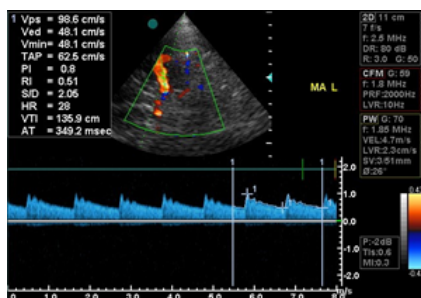
1. Wysokie wartości WSS odczytuje się dla kąta $\alpha=40^\circ$, a także wraz ze spadkiem wielkości promienia r_2 .

2. Wyjątek stanowią kąty 75° i 100° , dla których odczytuje się najmniejsze wartości WSS dla całego zakresu zmian wielkości promienia r_2 .
3. W przypadku wartości ciśnienia zaobserwowano tendencję wzrostową wraz ze spadkiem wielkości promienia r_2 i wzrostem wielkości kąta α .
4. Tak jak w przypadku rozkładu WSS, wartości ciśnienia dla całego przedziału zmian wielkości promienia r_2 są najniższe dla kąta α 75° i 100° .

Otrzymane wyniki pokazują, że najbardziej wrażliwymi parametrami morfometrycznymi na wynikowe czynniki hemodynamiczne okazały się promienie r_0 – naczynie dolotowe i r_2 – naczynie wylotowe większe. Promień naczynia wylotowego mniejszego r_1 nie wydaje się istotnie wpływać na wartości wynikowe WSS i ciśnienia. Wyniki pokazują, że kąt bifurkacji zarówno rzeczywisty 100° oraz teoretyczny wynoszący 75° , zapewniają optymalne warunki przepływu krwi przez tętnice MCA. Zarówno wartości naprężenia WSS i ciśnienia dla tych kątów były najmniejsze dla całego zakresu zmian wielkości promieni tętnicy MCA.

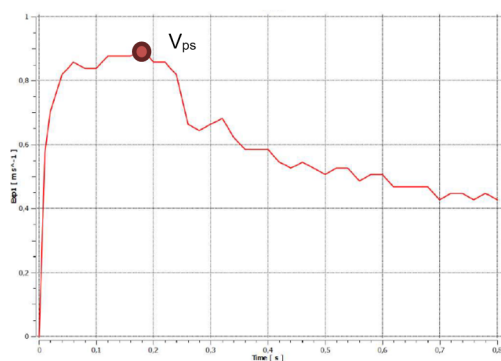
5.3. Analiza wpływu parametrów hemodynamicznych

Drugim typem analizy była analiza wpływu parametrów hemodynamicznych na otrzymane WSS i ciśnienie. Symulacje zostały przeprowadzone z użyciem modeli rzeczywistych tętnic sześciu pacjentów.



Rysunek 5.26. Przykładowy obraz badania USG Doppler przepływu krwi przez środkową tętnicę mózgu

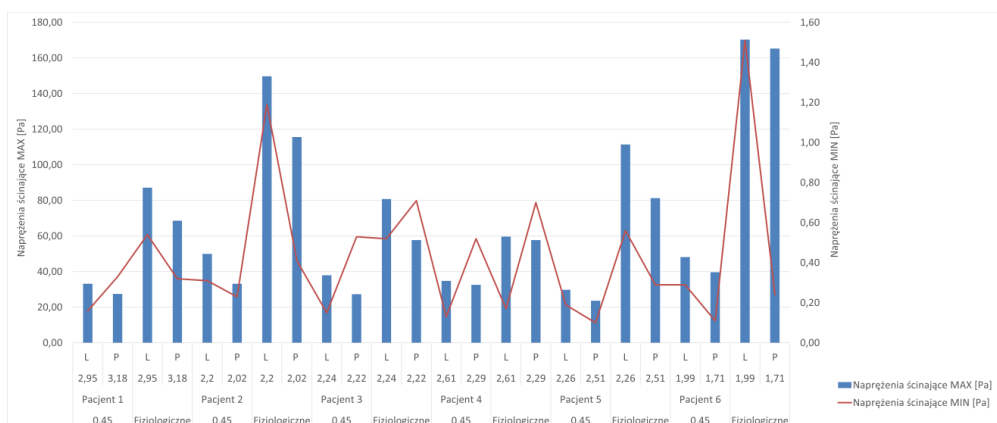
W symulacjach numerycznych była brana pod uwagę różna prędkość przepływu krwi (Rys. 5.26): średnia (V_{ed}), stała równa największej wartości w peak'u skurczu serca (V_{ps}) oraz transient (charakterystyczny profil prędkości dla danego pacjenta – Rys. 5.27).



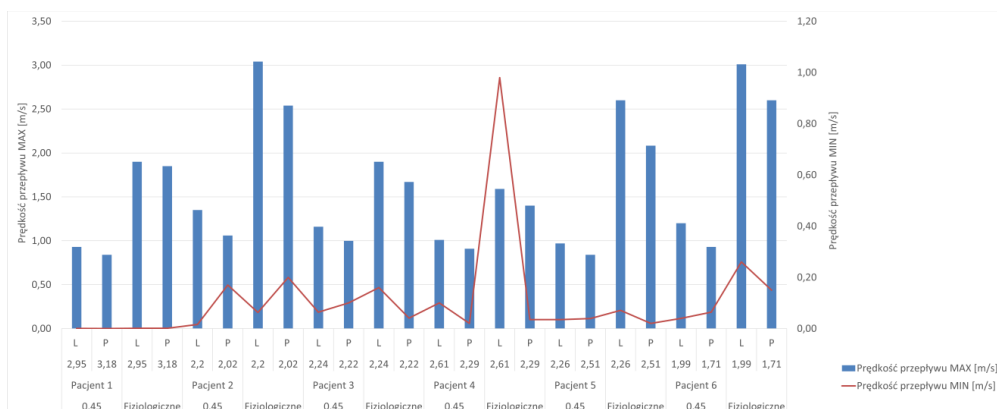
Rysunek 5.27. Przykładowy przebieg przepływu krwi otrzymany z badania USG Doppler pacjenta

Zestawienie parametrów hemodynamicznych otrzymanych z symulacji o stałym przepływie oraz największej wartości prędkości podczas skurczu serca (peak'u), a także wartości współczynnika n przedstawiono w tabeli 5.9.

Porównanie wartości maksymalnych i minimalnych każdego z parametrów hemodynamicznych pokazano na rys. 5.28, 5.29 i 5.30. Wartości były odczytywane w miejscach wystąpienia największych wartości WSS i ciśnienia, czyli w miejscu bifurkacji.



Rysunek 5.28. Wartości minimalne oraz maksymalne naprężenia ścinającego na ścianie tętnicy, otrzymane w wyniku symulacji numerycznych

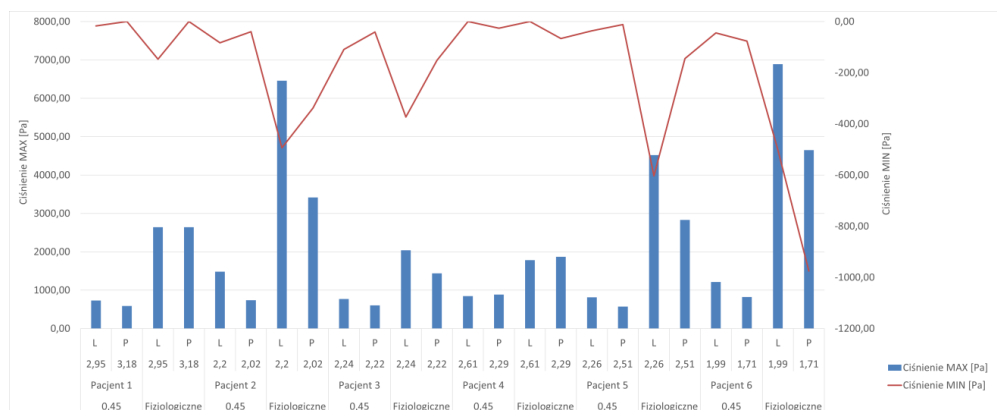


Rysunek 5.29. Wartości minimalne oraz maksymalne prędkości, otrzymane w wyniku symulacji numerycznych

Wyniki pokazują, że symulacje dla zadanej prędkości maksymalnej w peak'u skurczu serca dają wyższe wartości WSS i ciśnienia przy zadanej stałej prędkości 0,45 m/s. Ponadto maksymalne i minimalne wartości zarejestrowanej prędkości w naczyniu są większe w tętnicach z większą średnicą.

Tabela 5.9. Zestawienie z analizy zadanych warunków brzegowych – prędkość stała i największa wartość skurczowa serca (kolorem czerwonym oznaczono wartości dla większej średnicy)

Prędkość przepływu [m/s]	Pacjent	Średnica [mm]	Strona	WSS MAX [Pa]	WSS MIN [Pa]	Prędkość przepływu MAX [m/s]	Prędkość przepływu MIN [m/s]	Ciężenie MAX [Pa]	Ciężenie MIN [Pa]	Tętno [ud./min.]	n
0,45	Pacjent 1	2,95	L	33,20	0,16	0,93	0,00	729,20	-17,10	60,00	2,00
		3,18	P	27,50	0,33	0,84	0,00	588,70	0,00	60,00	6,40
Fizjologiczne		2,95	L	87,20	0,54	1,90	0,00	2640,00	-147,00	60,00	
		3,18	P	68,60	0,32	1,85	0,00	2643,00	0,00	60,00	
0,45	Pacjent 2	2,2	L	50,00	0,31	1,35	0,02	1483,00	-82,80	60,00	1,50
		2,02	P	33,20	0,23	1,06	0,17	738,40	-39,50	75,00	1,60
Fizjologiczne		2,2	L	149,70	1,19	3,04	0,06	6459,00	-493,60	60,00	
		2,02	P	115,60	0,41	2,54	0,20	3417,00	-338,20	75,00	
0,45	Pacjent 3	2,24	L	38,00	0,15	1,16	0,06	769,00	-109,00	86,00	1,20
		2,22	P	27,30	0,53	1,00	0,10	603,00	-40,90	75,00	1,60
Fizjologiczne		2,24	L	80,80	0,52	1,90	0,16	2040,00	-373,00	86,00	
		2,22	P	57,70	0,71	1,67	0,04	1439,00	-151,70	75,00	
0,45	Pacjent 4	2,61	L	34,80	0,13	1,01	0,10	846,70	0,00	60,00	3,00
		2,29	P	32,60	0,52	0,91	0,02	884,20	-26,20	60,00	3,10
Fizjologiczne		2,61	L	59,70	0,17	1,59	0,08	1782,00	0,00	60,00	
		2,29	P	57,70	0,70	1,40	0,04	1870,00	-66,40	60,00	
0,45	Pacjent 5	2,26	L	29,80	0,19	0,97	0,04	813,50	-35,90	60,00	1,70
		2,51	P	23,70	0,10	0,84	0,04	572,60	-11,84	60,00	2,70
Fizjologiczne		2,26	L	111,40	0,56	2,60	0,07	4519,00	-603,40	60,00	
		2,51	P	81,32	0,29	2,08	0,02	2832,00	-144,80	60,00	
0,45	Pacjent 6	1,99	L	48,20	0,29	1,20	0,04	1215,00	-44,20	85,00	1,80
		1,71	P	39,70	0,11	0,93	0,06	821,90	-76,74	85,00	3,50
Fizjologiczne		1,99	L	170,30	1,51	3,01	0,26	6888,00	-501,00	85,00	
		1,71	P	165,30	0,24	2,60	0,15	4650,00	-975,20	85,00	



Rysunek 5.30. Wartości minimalne oraz maksymalne ciśnienia na ścianie tętnicy, otrzymane w wyniku symulacji numerycznych

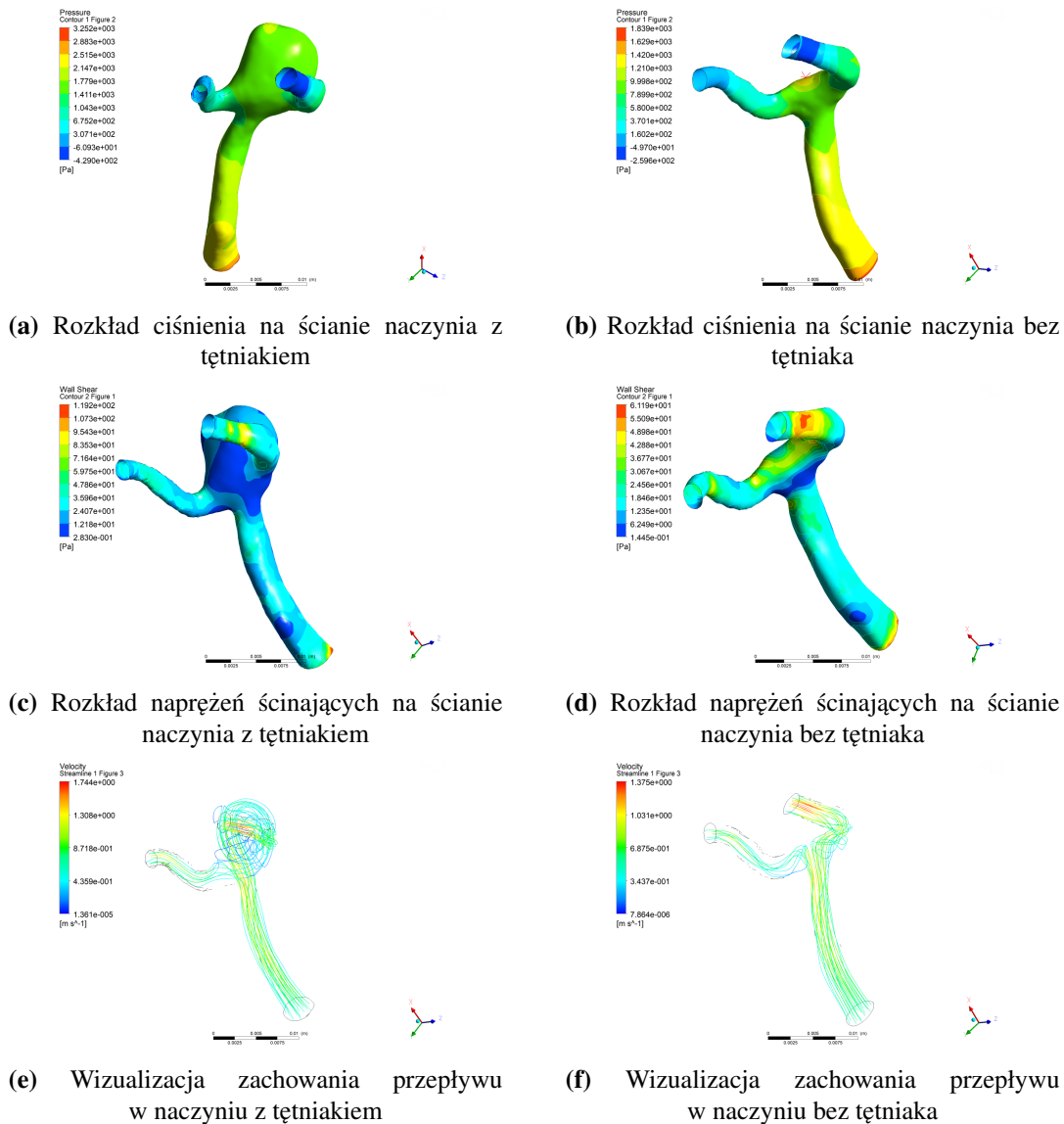
Trzecim typem symulacji był transient, czyli zadany na wlocie profil przepływu krwi otrzymany z badania USG Doppler (Rys. 5.26). Kolejno profil ten implementowano do programu Ansys CFX, dzięki czemu można było uzyskać rzeczywiste odwzorowanie przepływu krwi w tętnicy dla danego pacjenta. Punkt V_{ps} oznacza najwyższą wartość w peak'u cyklu serca (rys. 5.27). W każdym przypadku, długość cyklu była dostosowana do tej rzeczywistej z krokiem 0,02 s.

6. Przepływ krwi przez środkowe tętnice mózgu — numeryczna analiza retrospektywna

W pracy doktorskiej dokonano również analizy retrospektywnej przepływu krwi przez środkowe tętnice mózgu. Analiza ta polegała na porównaniu wyników symulacji przepływu krwi przez tętnice z tętniakiem w odniesieniu do wyników symulacji przepływu krwi przez tętnice przed uformowaniem tętniaka. Modele tętnic z tętniakami modyfikowano poprzez usunięcie go w programie 3-matic firmy Materialise.

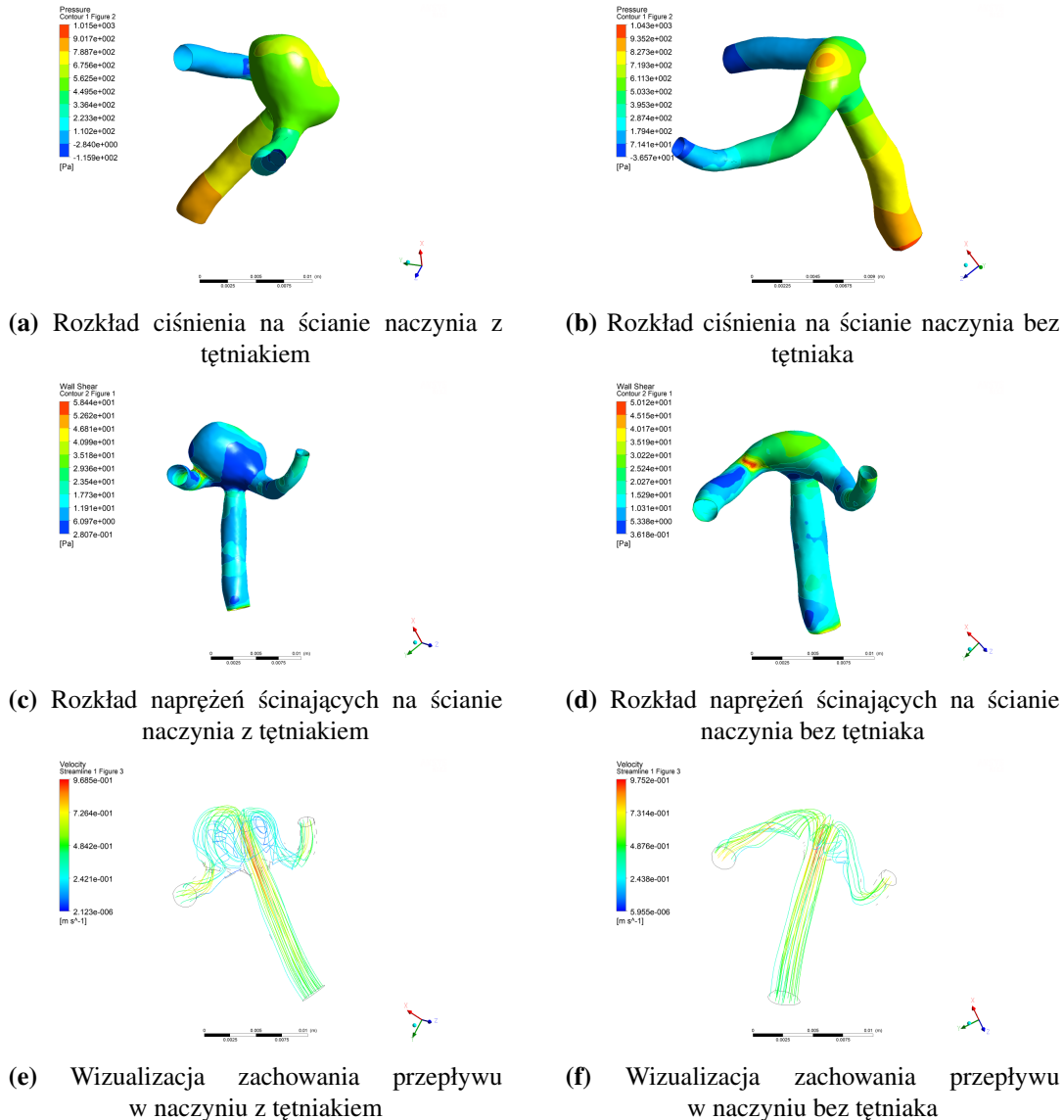
Analizy numeryczne wykonano dla pięciu przypadków modeli środkowej tętnicy mózgu z tętniakiem. We wszystkich symulacjach zastosowano tę samą prędkość – 0,45 m/s. Zestawienie parametrów hemodynamicznych pokazano na rys. 6.1, 6.2, 6.3, 6.4, 6.5.

Na podstawie przeprowadzonych pomiarów morfometrycznych, tętnica pierwszego badanego przypadku posiadała następujące parametry: $r_0 = 1,82$ mm, $r_1 = 0,93$ mm, $r_2 = 1,12$ mm, kąt bifurkacji $\alpha = 119^\circ$. Dla tych promieni współczynnik $n = 1,2$. Z analizy numerycznej dla pierwszego przypadku uzyskano wyniki przedstawione na poniższych rysunkach.



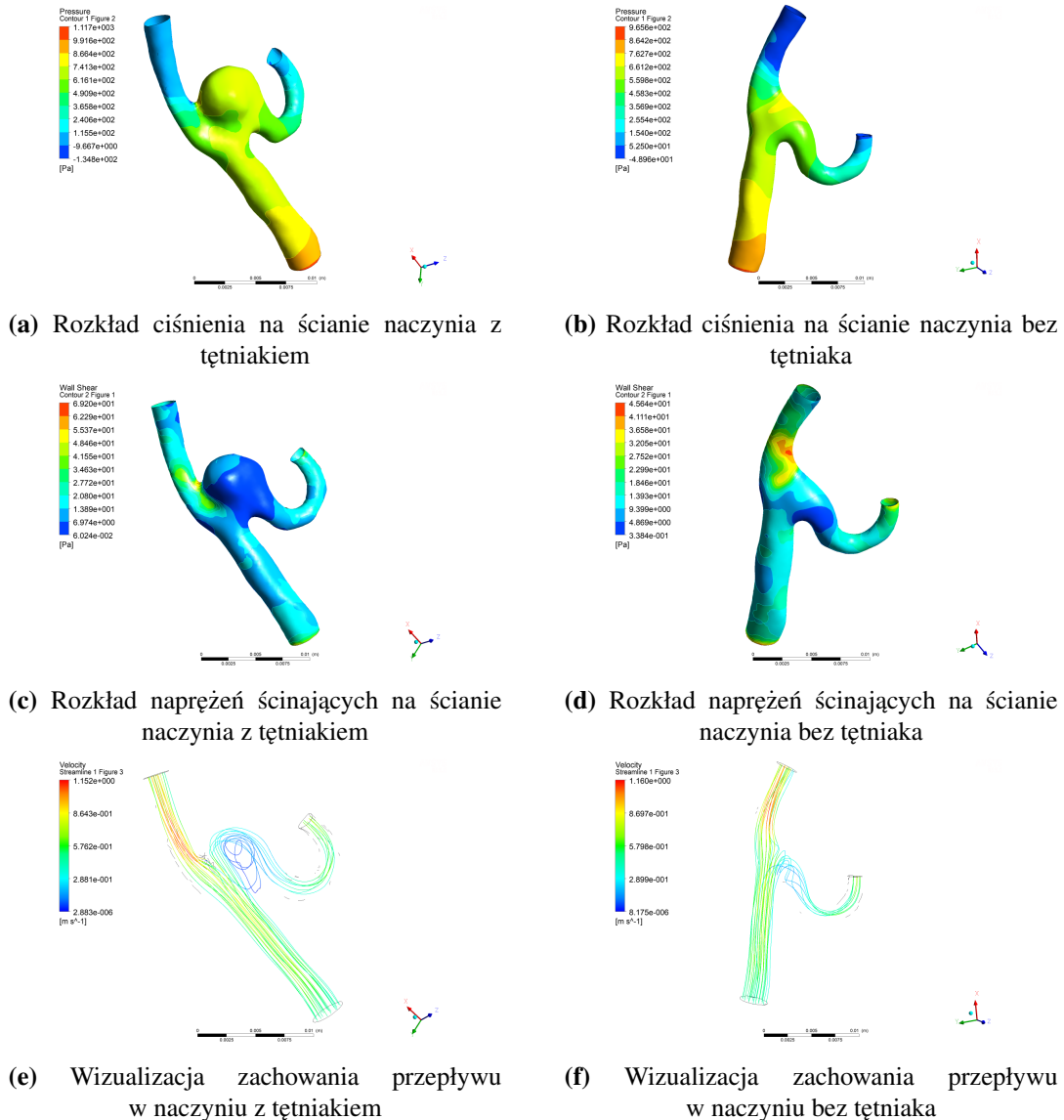
Rysunek 6.1. Zestawienie wyników symulacji numerycznych dla pierwszego przypadku

Tętnica drugiego badanego przypadku posiadała następujące parametry: $r_0 = 1,38$ mm, $r_1 = 0,76$ mm, $r_2 = 1,04$ mm, kąt bifurkacji $\alpha = 176^\circ$. Dla tych promieni współczynnik $n = 1,7$. Z analizy numerycznej dla drugiego przypadku uzyskano wyniki zilustrowane poniżej.



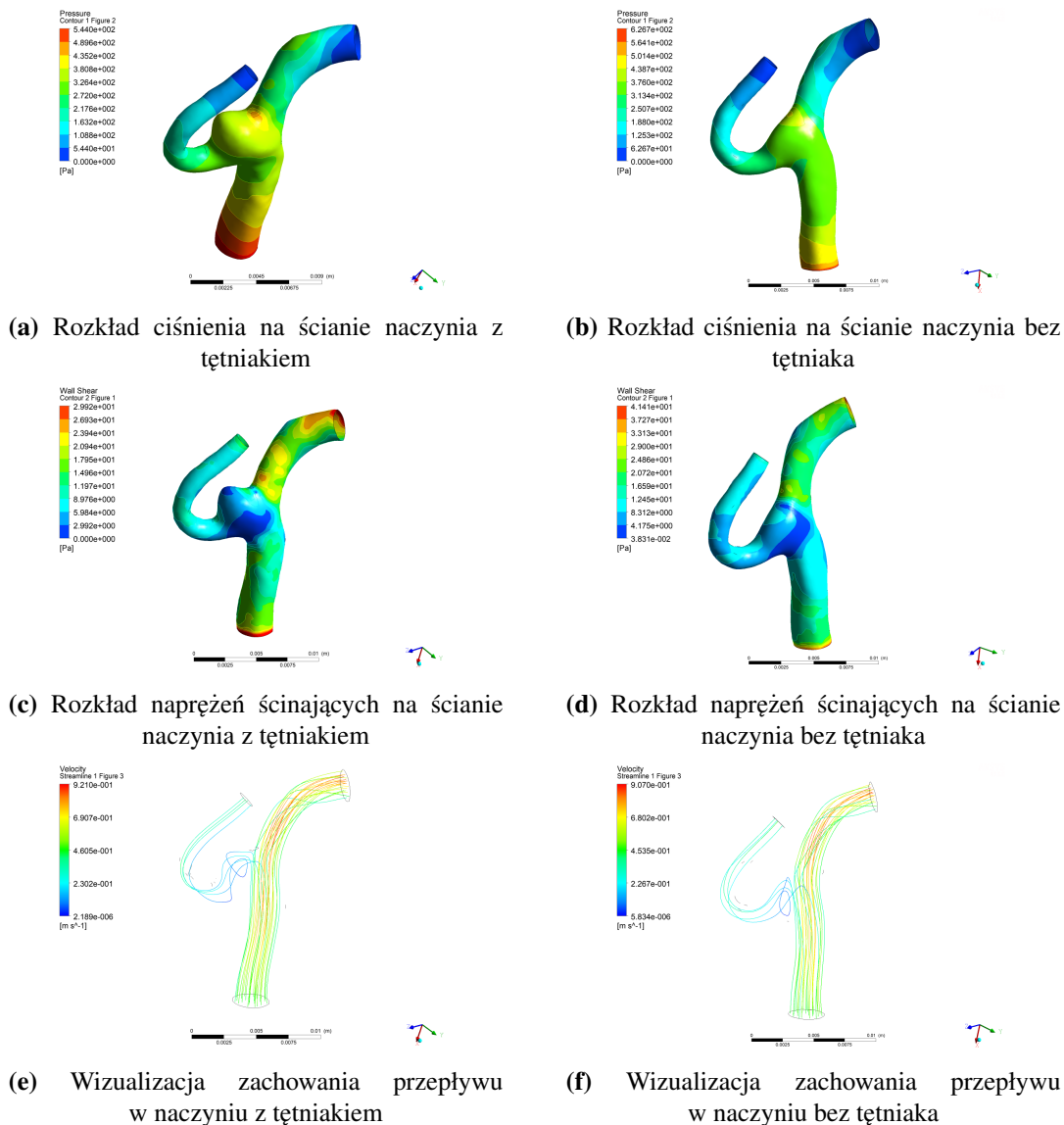
Rysunek 6.2. Zestawienie wyników symulacji numerycznych dla drugiego przypadku

Tętnica trzeciego badanego przypadku posiadała następujące parametry: $r_0 = 1,44$ mm, $r_1 = 0,7$ mm, $r_2 = 1,11$ mm, kąt bifurkacji $\alpha = 101^\circ$. Dla tych promieni współczynnik $n = 1,54$. Z analizy numerycznej dla trzeciego przypadku uzyskano wyniki zilustrowane poniżej.



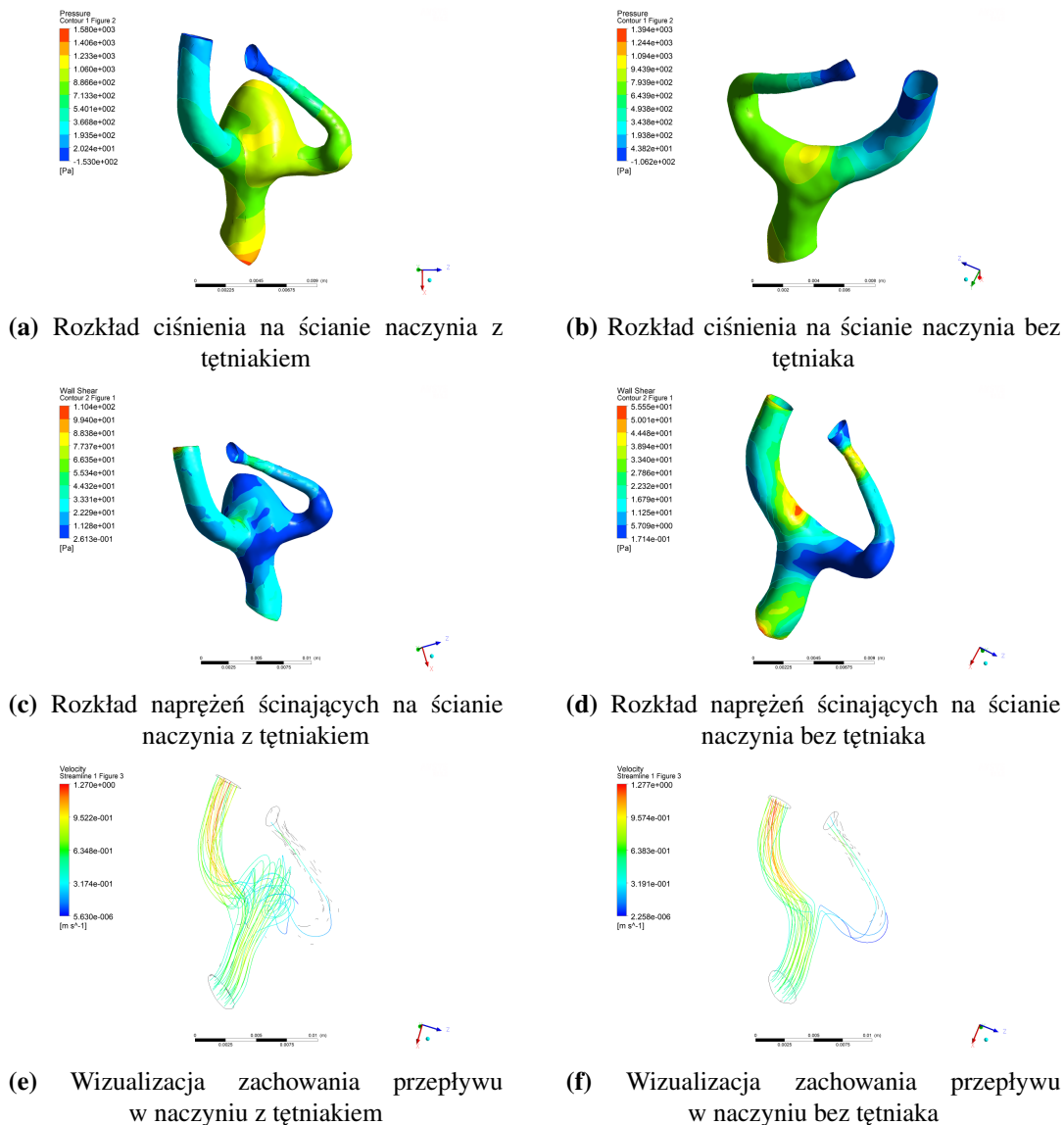
Rysunek 6.3. Zestawienie wyników symulacji numerycznych dla trzeciego przypadku

Tętnica czwartego badanego przypadku posiadała następujące parametry: $r_0 = 1,46$ mm, $r_1 = 0,7$ mm, $r_2 = 1,21$ mm, kąt bifurkacji $\alpha = 145^\circ$. Dla tych promieni współczynnik $n = 1,74$. Z analizy numerycznej dla czwartego przypadku uzyskano wyniki zilustrowane poniżej.



Rysunek 6.4. Zestawienie wyników symulacji numerycznych dla czwartego przypadku

Tętnica piątego badanego przypadku posiadała następujące parametry: $r_0 = 1,77$ mm, $r_1 = 0,85$ mm, $r_2 = 1,28$ mm, kąt bifurkacji $\alpha = 115^\circ$. Dla tych promieni współczynnik $n = 1,4$. Z analizy numerycznej dla piątego przypadku uzyskano wyniki zilustrowane poniżej.



Rysunek 6.5. Zestawienie wyników symulacji numerycznych dla piątego przypadku

Wszystkie przeanalizowane przypadki modeli retrospektywnych wykazują tendencję występowania maksymalnych wartości ciśnienia i WSS w miejscu, w którym uformował się tętniak. Ciśnienie i WSS okazały się więc parametrami hemodynamicznymi wpływającymi na powstawanie tętniaka. Grafiki przedstawiające zachowanie przepływu krwi wykazują tendencję do formowania tętniaka po tej stronie, gdzie odnotowywane są większe wartości prędkości krwi. Wyżej wymienione przypadki miały wykładnik n odbiegający od liczby 3. Można więc twierdzić, że parametry morfometryczne istotnie mają wpływ na formowanie tętniaka. Niektóre z wyżej przedstawionych przypadków, zostały poddane doświadczalnej weryfikacji.

7. Przepływ krwi przez środkowe tętnice mózgu — badania eksperymentalne

Bardzo ważnym elementem pracy doktorskiej i badań eksperymentalnych było skonstruowanie stanowiska laboratoryjnego do badania przepływów metodą PIV, celem weryfikacji wyników uzyskanych w symulacjach komputerowych.

Analiza zarejestrowanych klatek odbywała się za pomocą dwóch algorytmów: CC PIV (ang. *Cross Correlation PIV*) – wykorzystujący metodę korelacji krzyżowej oraz AI PIV (ang. *Artificial Intelligence PIV*) – wykorzystujący obliczenia sztucznej inteligencji.

Metoda PIV (ang. *Particle Image Velocimetry*) jest znana w mechanice płynów od 1984 roku [86, 87]. Metoda PIV wykorzystuje światło lasera, przekonwertowane do wiązki światła tzw. "nóż świetlny", aby oświetlić cząsteczki zanurzone w cieczy. Użycie cząsteczek o gęstości zbliżonej do cieczy, w której są zanurzone, pozwala na uzyskanie wyników o dużej dokładności. Światło rozprasza się od cząstek, a kamera rejestruje parę obrazów w bardzo krótkim czasie. Te dwa obrazy, pokazujące rozpraszanie światła przez cząstki, są przetwarzane przy użyciu techniki CC. Podczas tego procesu obrazy są dzielone na siatkę małych klatek obliczeniowych IW (ang. *Interrogation Windows*), które są następnie wykorzystywane do obliczenia wektora prędkości płynu na podstawie kierunku i prędkości.

Łącząc te pojedyncze wektory w pole prędkości, powstałe pole wektora prędkości, wyświetla charakterystykę przepływu. W latach 90-tych era cyfrowej metody PIV (ang. *Digital PIV, DPIV*) rozpoczęła się wraz z wprowadzeniem kamer cyfrowych opartych na przetwornikach CCD. Badania Willerta i Ghariba [88] przyniosły obiecujące wyniki, pomimo niskiej rozdzielczości pierwszych aparatów cyfrowych. Udowodniono, że metoda DPIV jest wystarczająco dokładna, aby oferować dobre wyniki.

7.1. Budowa stanowiska eksperymentalnego

Stanowisko laboratoryjne użyte do badań zostało wykonane jako układ złożony z elementów przedstawionych na fotografii 7.3 oraz podanych poniżej:

1. Laser optyczny (1).
2. Kamera cyfrowa (2).
3. Oprogramowanie MicroVec Mini (Microvec Pte Ltd, Singapur) (3).
4. Markery w postaci szklanych kulek o niewielkiej średnicy (4).
5. Pompa perystaltyczna (5).
6. Elementy łączące – elastyczne rury silikonowe do podłączenia modelu naczynia (6).
7. Mieszadło magnetyczne wspomagające utrzymanie markerów w zawieszeniu w płynie roboczym (7).
8. Fantom tętnicy środkowej mózgu (8).

Zastosowany laser (Rys. 7.1) posiada następujące parametry:

- max moc wyjściowa – możliwość regulacji: 2W,
- stabilność zasilania: $\leq 3\%$ w ciągu 4 godzin,
- długość fali światła lasera: 532 nm,
- średnica wiązki: 3 mm,
- dywergencja $< 1,5$,
- chłodzenie: powietrze,
- napięcie robocze: 220–240V, 50Hz,
- możliwość monitorowania mocy wyjściowej lasera na wyświetlaczu.



Rysunek 7.1. Fotografia lasera używanego do badań

Do wyjścia optycznego lasera podłączony został układ soczewek formujący tzw. nóż optyczny o następujących cechach:

- obsługiwana długość fali: 532 nm,
- możliwość wyostrzenia wiązki w zakresie: od 300 do 3000 mm,
- kąt dywergencji: 20 stopni.

Do rejestracji klatek została użyta kamera firmy Microvec (Rys. 7.2) posiadająca następujące parametry:

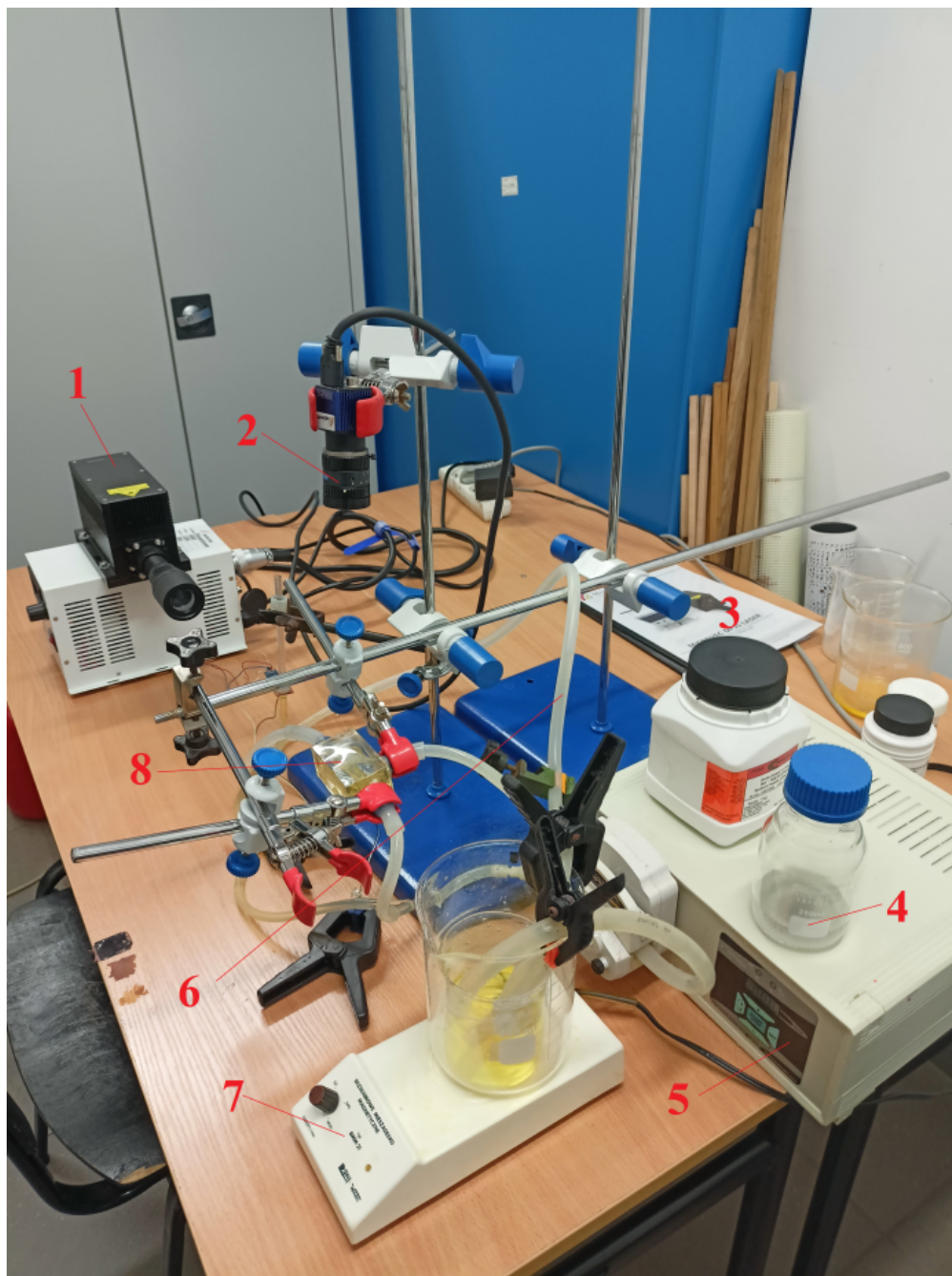
- rozdzielczość 640x480 (VGA), liczba klatek dla 800 kl./s,
- rozmiar piksela: 7,4 μm ,
- skala szarości: 8–12 bitów,
- sygnał wyzwalający: TTL,
- obiektyw 25mm/F1.4,
- podłączenie do komputera przy wykorzystaniu interfejsu USB3.0.



Rysunek 7.2. Fotografia kamery użytej do rejestracji klatek

Jako markerów zanurzonych w cieczy do wyznaczenia prędkości przepływu, użyto pustych w środku szklanych kulek o średnicy 10–20 μm , gęstości 1,05 do 1,15 g/cm^3 i współczynnika załamania światła – 1,5. Do tłoczenia cieczy użyto pompy perystaltycznej serii 253 z silnikiem bezszczotkowym o symbolu 253WTT.24.290–3. Parametry pompy [96]:

- wydajność: 225–1445 ml/min,
- wytwarzane ciśnienie: max 1,7 bar,
- napięcie zasilania: 24V DC,
- rodzaj silnika: bezszczotkowy z możliwością odwrócenia kierunku pracy i regulacją wydajności przy pomocy sygnału PWM (0–5V) lub podłączonego potencjometra,
- moc silnika: max 48W,
- liczba obrotów silnika: 290 RPM.

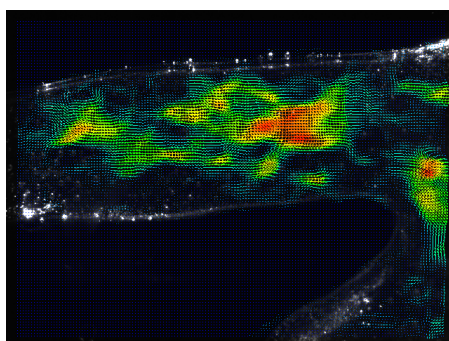


Rysunek 7.3. Widok kompletnego stanowiska pomiarowego: **1** – laser optyczny, **2** – kamera cyfrowa, **3** – oprogramowanie, **4** – markery w postaci szklanych kulek, **5** – pompa perystaltyczna, **6** – elementy łączące, **7** – mieszadło magnetyczne, **8** – fantom MCA

W układzie zastosowano również mieszadło magnetyczne bez grzania. Zastosowanie mieszadła bezsilnikowego pozwoliło uzyskać dokładną regulację prędkości mieszania, co miało dosyć duże znaczenie, gdyż:

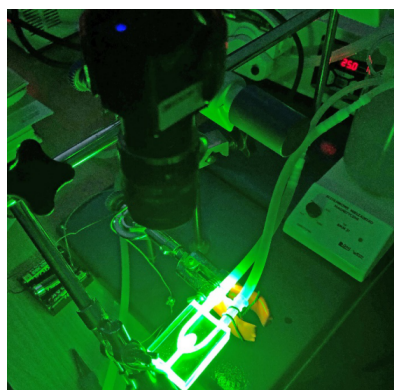
- zbyt mała prędkość mieszania powodowała opadanie części kulek na dno naczynia i zmniejszenie ich ilości w obiegu,
- zbyt duża powodowała wprowadzanie pęcherzy powietrza do układu hydraulicznego.

Optymalna prędkość mieszania przy wykorzystaniu standardowego sprzęgu magnetycznego (mieszadło z pokryciem teflonowym o długości 45 mm) wyniosła około 60 obr/min. Do badań wykorzystano fantom naczynia wytworzony z żywicy epoksydowej. Model naczynia został wydrukowany na drukarce 3D, po czym zalany w odpowiedniej formie żywicą epoksydową. Jako ciecz do przepływu zastosowano mieszaninę jodku sodu z wodą destylowaną. Żywica epoksydowa i jodek sodu posiadają zbliżony współczynnik refrakcji, co umożliwiło zredukowanie odbłasków światła przy ścianie naczynia (Rys. 7.4).



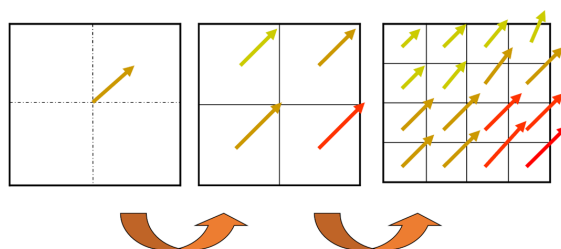
Rysunek 7.4. Obraz wlotu naczynia z analizą PIV bez odbłasku światła

Przykład oświetlanego fantomu MCA laserem przedstawiono na rysunku 7.5.



Rysunek 7.5. Stanowisko laboratoryjne

Jak wspomniano wcześniej, system PIV przechwytuje parę obrazów pokazującą cząstki rozpraszające światło, a następnie analizuje przemieszczenie cząstek dwóch obrazów za pomocą algorytmu CC. Obecnie najpowszechniejszą metodą jest wielosiatkowa metoda iteracyjna oparta na deformacji obrazu [89]. Algorytm zmniejsza rozmiar IW krok po kroku, zaczynając od 64×64 pikseli, poprzez 32×32 , aż do 16×16 pikseli przy czterokrotnej liczbie wektorów (Rys. 7.6).



Rysunek 7.6. Pola wektorowe prędkości z IW 64×64 , 32×32 i 16×16 pikseli

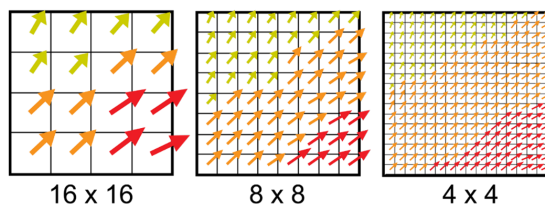
Metoda ta zwiększa rozdzielczość pola prędkości, dając pole prędkości o większej precyzji. Większość tradycyjnych komercyjnych i bezpłatnych pakietów oprogramowania PIV jest opartych na tym modelu.

Istnieje jednak granica jeśli IW staje się mniejsze niż 16×16 pikseli, wzrasta trudność skorelowania par obrazów, a także zwiększa się niepewność obliczeń. Prowadzi to do jednego z głównych problemów w PIV – ograniczenia rozdzielczości przestrzennej. Wiele drobnych szczegółów przepływu nie będzie widocznych.

Ostatnie badania wykorzystujące uczenie maszynowe oraz ich zastosowanie w PIV, doprowadziły do wprowadzenia pierwszych modułów oprogramowania AI PIV [90, 91]. Oprogramowanie oparte na splotowych sieciach neuronowych, umożliwia analizę, która nie jest już ograniczona rozmiarem IW.

Ograniczenie rozdzielczości przestrzennej jest eliminowane i generuje pole wektora prędkości z rozdzielczością do jednego piksela dla pola przepływu chwilowego, przy założeniu, że pozwala na to uzyskana jakość obrazu. Dlatego też uzyskana superrozdzielczość staje się główną korzyścią z głębokiego uczenia się w mechanice płynów [92, 93].

Jak pokazano na rysunku 7.7, AI PIV umożliwia dokładne obliczenie wektorów prędkości dla odpowiedników IW o znacznie mniejszych rozmiarach siatki, aż do poziomu jednego piksela.



Rysunek 7.7. Pola wektorowe prędkości otrzymane za pomocą AI PIV pokazane w postaci IW

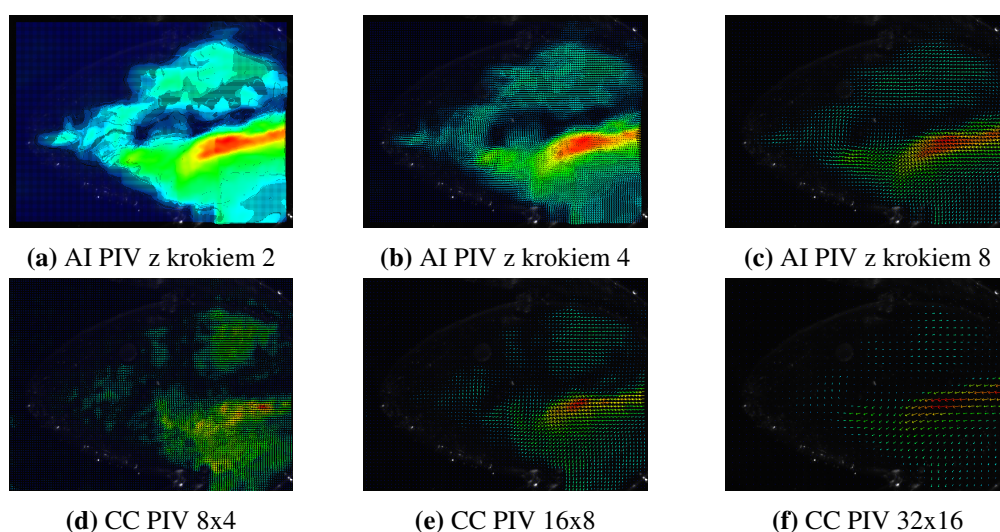
Ideą AI PIV było zaprojektowanie estymatora głębokiego uczenia dla płynnego ruchu. Ta splotowa sieć neuronowa jest funkcją mapowania między obrazami a ruchem. Wejście jest takie samo jak w CC PIV: wejście pary obrazów i wyjście pola prędkości [94].

W metodzie AI PIV zastosowano obliczenia przepływu optycznego i dodano głębokie uczenie, aby stworzyć estymator ruchu z głębokim uczeniem. Obliczenia przepływu optycznego zwykle opierają się na optymalizacji funkcji celu i zapewniają gęste pola ruchu dla całego obrazu, podczas gdy pola ruchu uzyskane przez PIV oparte na CC są rzadkie.

7.2. Wyniki badań eksperymentalnych

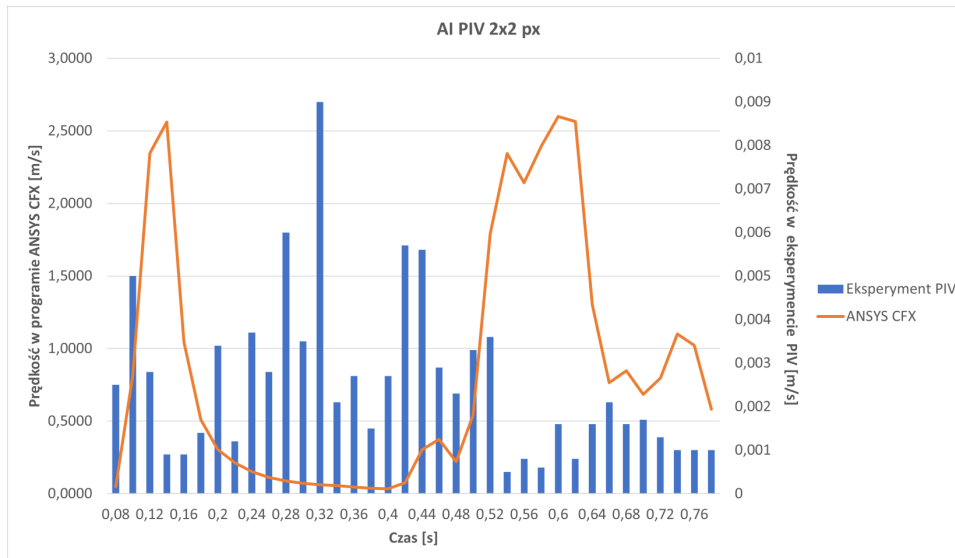
W zakresie przeprowadzonych eksperymentalnych prac badawczych wykonano również testy walidacyjne, aby sprawdzić która metoda PIV jest najbardziej skuteczna względem symulacji numerycznych. Liczba elementów skończonych w modelu w programie Ansys wynosiła ok. 80000, liczba węzłów natomiast 30500. Rozmiar jednego elementu wynosił 0,06 mm. Natomiast w eksperymencie PIV obszar zainteresowania (środek tętniaka) wynosił 180 pikseli. Przy rzeczywistej średnicy 9 mm wyniki są przekładane na rozdzielczość przestrzenną 20 pikseli na milimetr lub 50 mikronów na piksel. Do testów zastosowano dwie metody obliczeniowe PIV (Rys. 7.8):

1. Wykorzystującą korelację krzyżową (CC PIV):
 - okno o wymiarach 16x16 px z krokiem 8,
 - okno o wymiarach 32x32 px z krokiem 16.
2. Wykorzystującą algorytm sztucznej inteligencji (AI PIV).

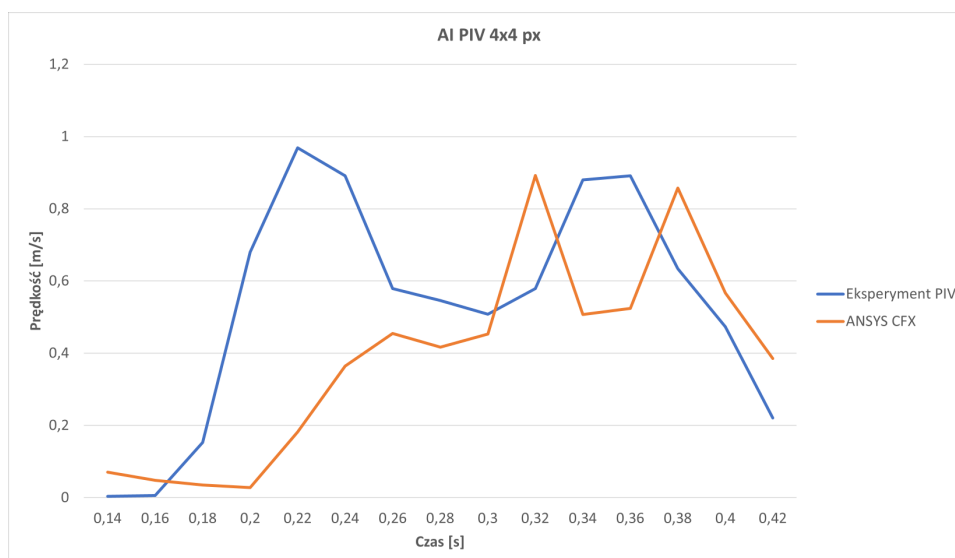


Rysunek 7.8. Porównanie wyników z użyciem algorytmów PIV AI i CC

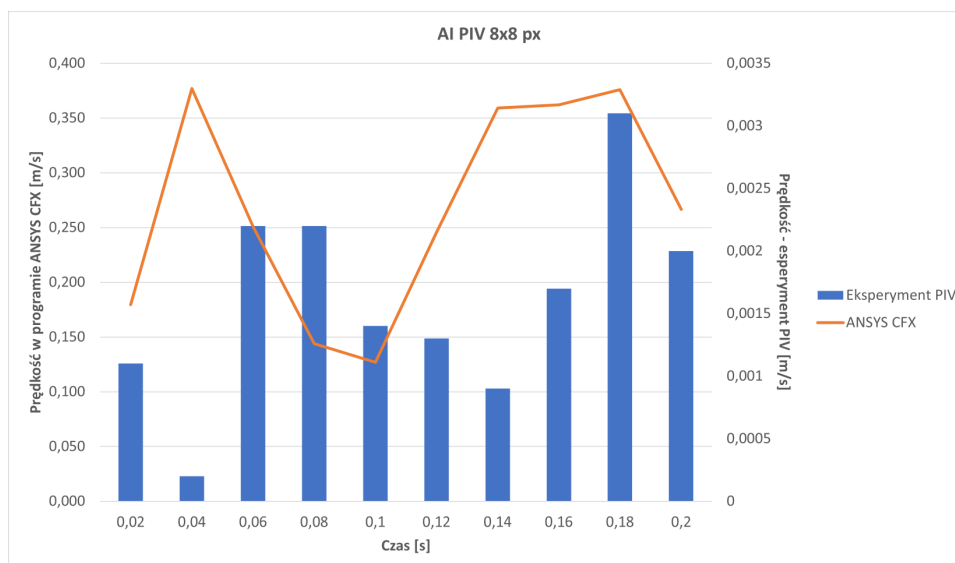
Wyniki z analizy przedstawiono na rysunkach 7.9, 7.10, 7.11, 7.12, 7.13.



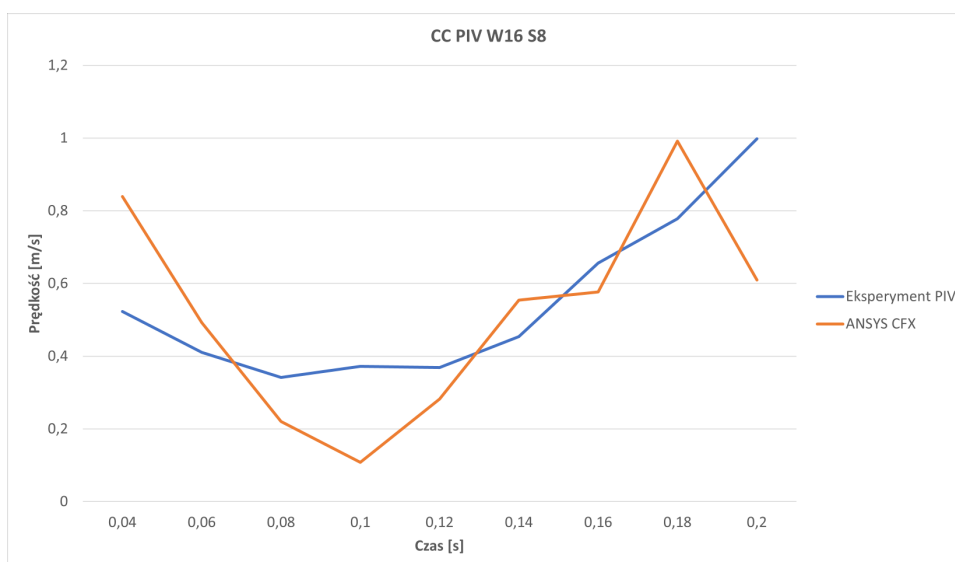
Rysunek 7.9. Zestawienie uzyskanych prędkości w programie Ansys i w eksperymencie PIV dla metody AI 2x2 px



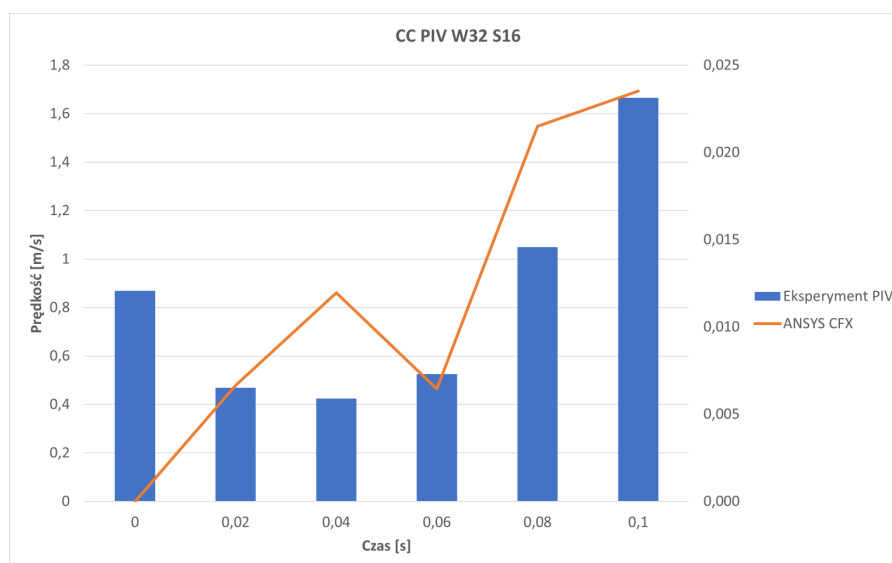
Rysunek 7.10. Zestawienie uzyskanych prędkości w programie Ansys i w eksperymencie PIV dla metody AI 4x4 px



Rysunek 7.11. Zestawienie uzyskanych prędkości w programie Ansys i eksperymencie PIV dla metody AI 8x8 px



Rysunek 7.12. Zestawienie uzyskanych prędkości w programie Ansys i w eksperymencie PIV dla metody CC o wymiarach okna pomiarowego 16x16 px z krokiem 8 px



Rysunek 7.13. Zestawienie uzyskanych prędkości w programie Ansys i w eksperymencie PIV dla metody CC o wymiarach okna pomiarowego 32x32 px z krokiem 16 px

Wyniki eksperymentalne dla danych AI PIV 4x4 px (Rys. 7.10) wykazywały znacznie lepszą korelację z symulacją numeryczną, niż wyniki eksperymentalne uzyskane przy użyciu innych ustawień, tj.: AI PIV 2x2 px, AI PIV 8x8 px i CC PIV 16x16 px lub CC PIV 32x32 px. W tych przypadkach różnice w wartościach uzyskanych w symulacjach numerycznych i zmierzonych za pomocą oprogramowania MicroVec Mini i AI miały jeden, a nawet dwa rzędy wielkości. Wyniki AI 4x4 px wydają się być optymalnym ustawieniem dla tego typu przepływu, które pozwala dla rejestrowanych obrazów uzyskać najdokładniejsze wyniki.

Z przeprowadzonych testów jest widoczne, że lepszą metodą obliczeniową jest AI PIV, wykorzystująca algorytm sztucznej inteligencji. Do dalszych badań eksperymentalnych na potrzeby weryfikacji modeli numerycznych zastosowano metodę AI PIV. Dzięki niej, możemy otrzymać bardziej precyzyjne wyniki, a także mamy możliwość wykonania jakościowej weryfikacji.

Do badań eksperymentalnych użyto jako medium mieszaniny jodku sodu z wodą destylowaną. Zastosowanie tej mieszaniny umożliwiło uzyskanie takiego współczynnika refrakcji, który pozwolił na uzyskanie ujęć z widocznym przepływem przy ścianie naczynia. Do mieszaniny dosypano szklane cząsteczki o zagęszczeniu 15 ml na 200 ml NaI, a prędkość ustawiona na pompie wynosiła 25 obrotów na minutę.

Laser ustawiono na wartość 3.0, a kamera nagrywała z prędkością 800 klatek na sekundę (fps, ang. *frames per second*) i czasem naświetlania 100ms. Specjalistyczne inżynierskie oprogramowanie Tecplot umożliwiło wyznaczenie

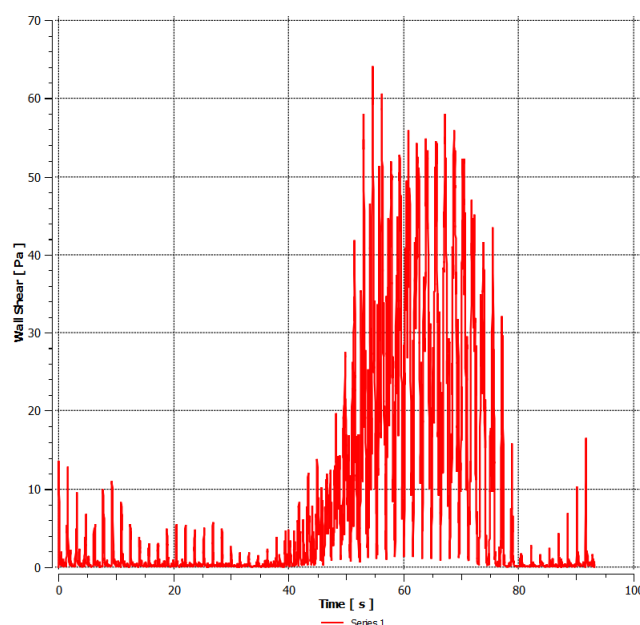
naprężeń ścinających. W symulacjach zastosowano prędkość przepływu uzyskaną na wlocie w badaniach PIV, po czym porównano wyniki naprężeń ścinających z tymi, które uzyskano w eksperymencie.

7.3. Weryfikacja symulacji przepływu krwi przez MCA

Po wykonaniu badań eksperymentalnych została wykonana weryfikacja przeprowadzonych symulacji w celu sprawdzenia, czy parametry w analizowanych modelach zostały przyjęte właściwie, czy modele odzwierciedlają rzeczywiste zjawiska przepływu krwi przez środkową tętnicę mózgu. Przeprowadzone badania eksperymentalne oraz symulacje numeryczne były przeprowadzane przy takich samych prędkościach cieczy. Zostały przebadane dwie tętnice MCA od tego samego przypadku: jedna z tętniakiem, druga – po usunięciu tętniaka (model retrospektywny). Dla tego przypadku nie było spełnione prawo Murray'a, gdyż współczynnik n wynosił **1,54**. Wartość promienia tętnicy wlotowej oraz promieni tętnic wylotowych, były następujące:

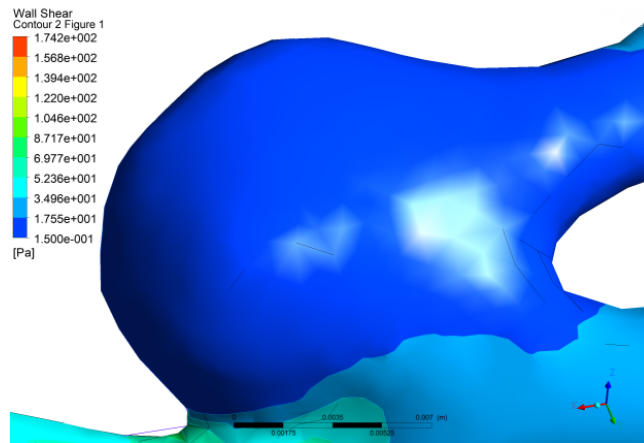
$$r_0 = 1,44 \text{ mm}, r_1 = 0,7 \text{ mm}, r_2 = 1,11 \text{ mm}.$$

Wykres 7.14 wykonany w programie Ansys CFD-Post prezentuje przebieg zmiany WSS w czasie w punkcie widocznym na rys. 7.15a.

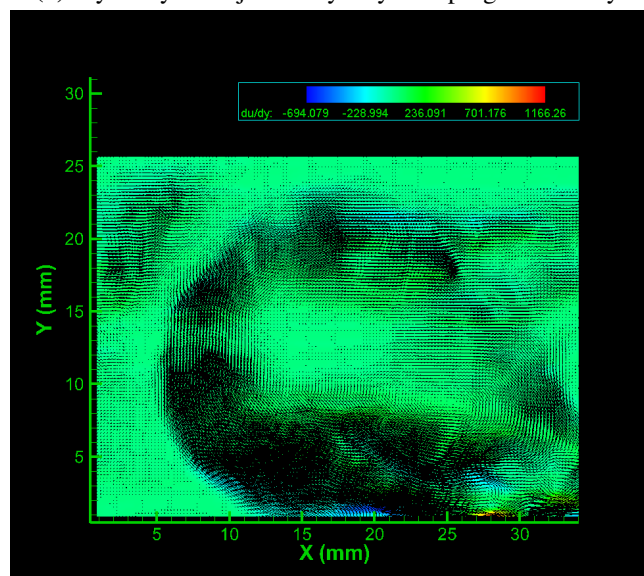


Rysunek 7.14. Wykres zmiany wartości WSS w czasie trwania zadanych cykli

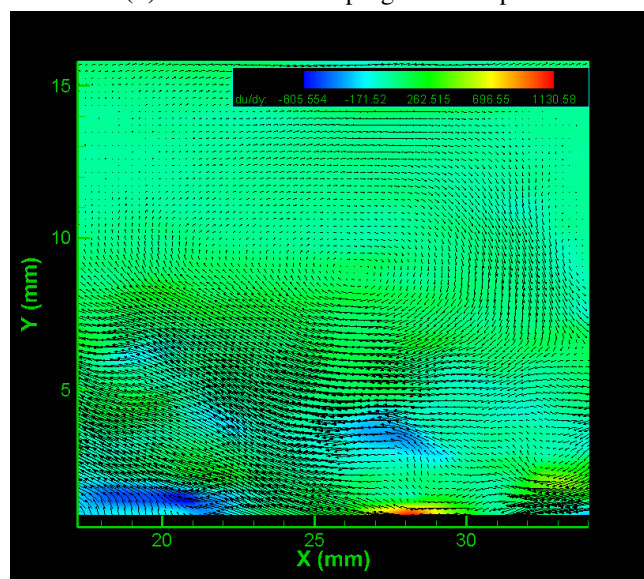
Rysunek 7.15c wyraźnie pokazuje turbulentne zachowanie przepływu w tętniaku, a także istniejące wiry. Rysunek 7.16 uwidacznia podobieństwo w wartościach zadanej prędkości oraz miejsca, gdzie występują największe wartości.



(a) Wynik symulacji numerycznych w programie Ansys

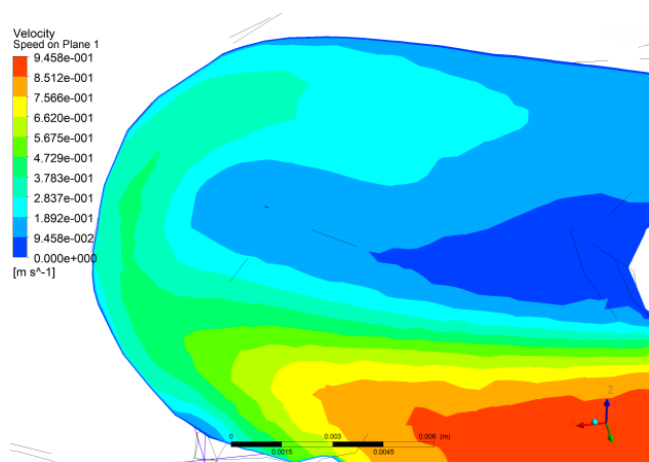


(b) Rozkład WSS w programie Tecplot

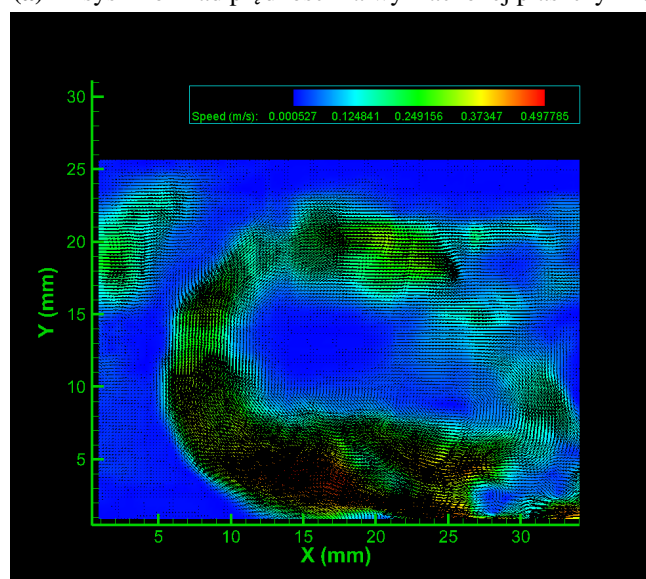


(c) Tecplot – przybliżony widok

Rysunek 7.15. Porównanie wyników WSS uzyskanych w Ansysie (7.15a) i Tecplocie (7.15b i 7.15c)



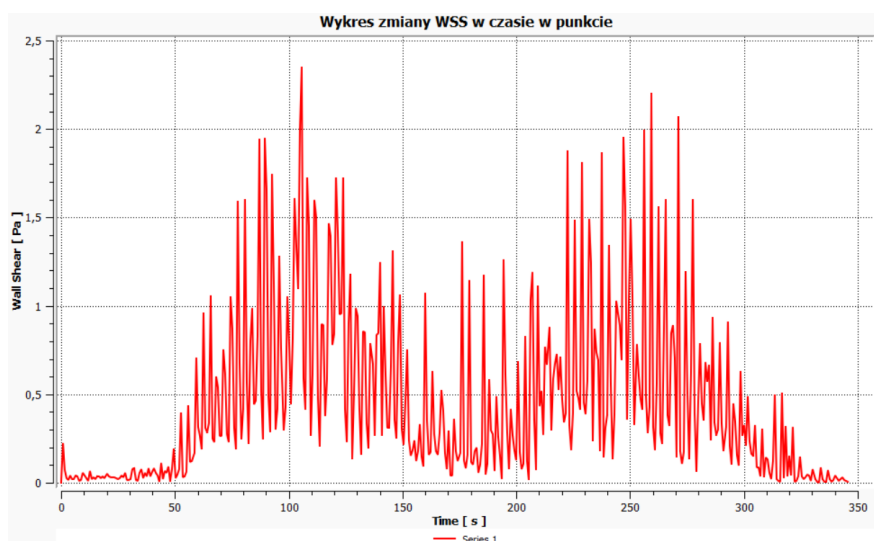
(a) Ansys – rozkład prędkości na wyznaczonej płaszczyźnie



(b) AI PIV z krokiem 8

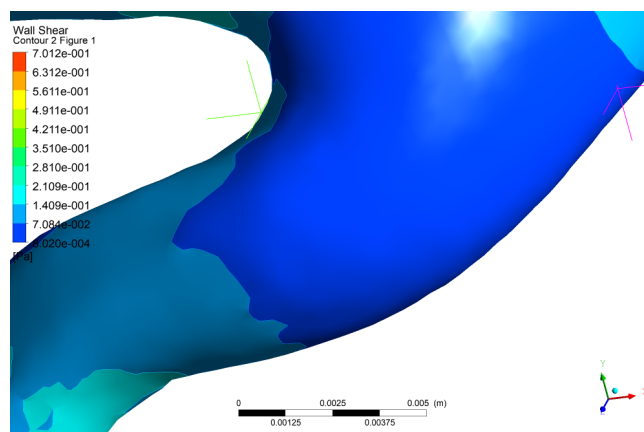
Rysunek 7.16. Porównanie wyników prędkości uzyskanych w Ansysie 7.16a i Tecplocie 7.16b

Drugi eksperyment był przeprowadzany na fantomie tętnicy rzeczywistej tego samego przypadku, lecz po usunięciu tętniaka (analiza retrospektywna).

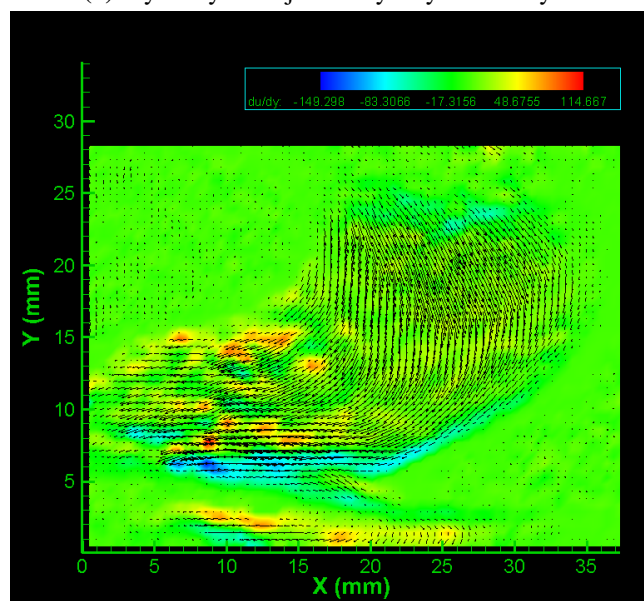


Rysunek 7.17. Wykres zmiany wartości WSS w czasie trwania zadanego cyklu – model bez tętniaka

Wykres 7.17 wykonany w programie Ansys CFD–Post prezentuje przebieg zmiany WSS w czasie w punkcie widocznym na rys. 7.18a. Porównanie odczytanych wartości prędkości zostało przedstawione na rysunku 7.19.



(a) Wynik symulacji numerycznych w Ansysie

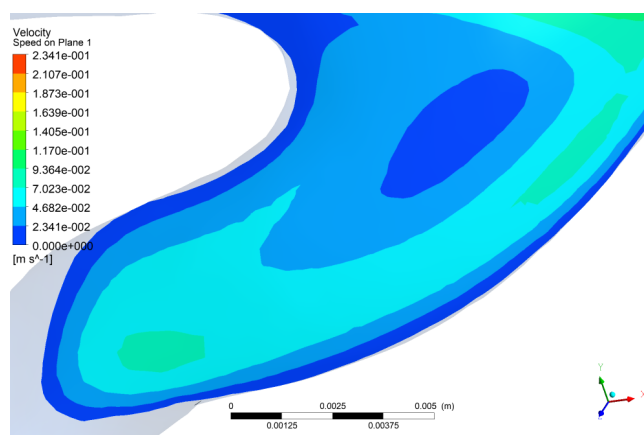


(b) Rozkład WSS w programie Tecplot

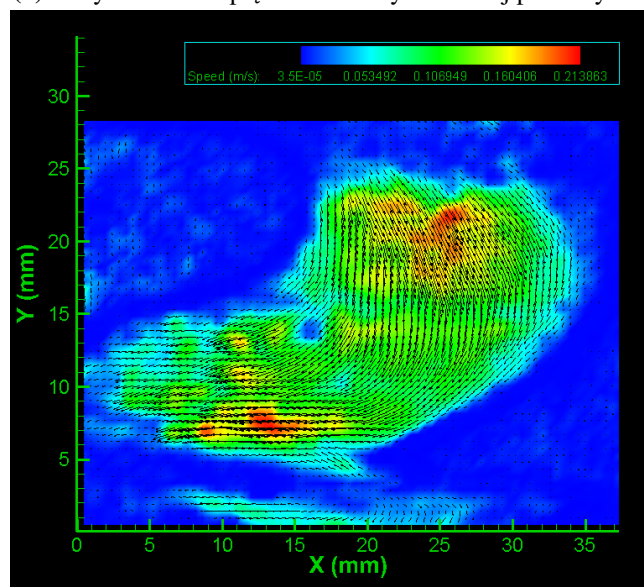
Rysunek 7.18. Porównanie wyników WSS uzyskanych w Ansysie (7.15a) i Tecplot (7.18b)

Uzyskane wyniki WSS symulacji w tym samym obszarze w programie Ansys wyniosły ok. 1,3 Pa, a w programie Tecplot – ok. 1,5 Pa (Rys. 7.18). Można więc stwierdzić, że w danym przypadku weryfikacja symulacji numerycznych na stanowisku laboratoryjnym przebiegła pozytywnie.

Uzyskane wyniki WSS symulacji w tym samym obszarze w programie Ansys wyniosły ok. 65 Pa, a w programie Tecplot – ok. 75 Pa (Rys. 7.15). Można więc pokusić się o stwierdzenie, że w danym przypadku weryfikacja symulacji numerycznych na stanowisku laboratoryjnym przebiegła pozytywnie.



(a) Ansys – rozkład prędkości na wyznaczonej płaszczyźnie



(b) Tecplot – wektory prędkości

Rysunek 7.19. Porównanie wyników prędkości uzyskanych w Ansysie 7.19a i Tecplocie 7.19b

Na podstawie przeprowadzonych weryfikacji stwierdzono, że przyjęte założenia modelowe dla wszystkich symulacji wykonanych w pracy można uznać jako poprawne. Jako parametr weryfikujący poprawność symulacji przyjęto WSS, ponieważ zawiera on więcej informacji o samym przepływie. WSS jest parametrem wynikowym symulacji, a nie warunkiem brzegowym, więc okazał się on odpowiedni. Ostatecznie, przeprowadzona weryfikacja wykazała, że zastosowane parametry zostały dobrane właściwie.

8. Analiza i dyskusja wyników

W pracy zostało wykonanych wiele badań oraz analiz. Wykorzystując sformułowane modele MCA przeprowadzono wielowariantową analizę przepływu krwi. Analiza ta wykazała istotny wpływ parametrów morfometrycznych na uzyskiwane wartości hemodynamiczne, jak WSS czy ciśnienie na ścianie naczynia. Wyniki analizy pokazały, że parametr WSS jest bardziej czuły na zmiany promieni, niż miało to miejsce w przypadku ciśnienia. Natomiast analiza wpływu parametrów hemodynamicznych na wielkości WSS i ciśnienie wykazała, że najlepiej oddającą warunki fizjologiczne jest prędkość przepływu typu transient.

Numeryczna analiza retrospektywna przepływu krwi wykazała, że w przebadanych przypadkach, współczynnik n odbiegał od przyjętego optymalnego (3), a jego średnia wartość wynosiła **1,5**. Przebadane przypadki potwierdzają słuszność twierdzenia Murray'a. Charakter przepływu w modelach retrospektywnych wyraźnie pokazuje, że w miejscu wystąpienia największych prędkości przepływu, ściana naczynia ulega wyężeniu (wysokie wartości WSS).

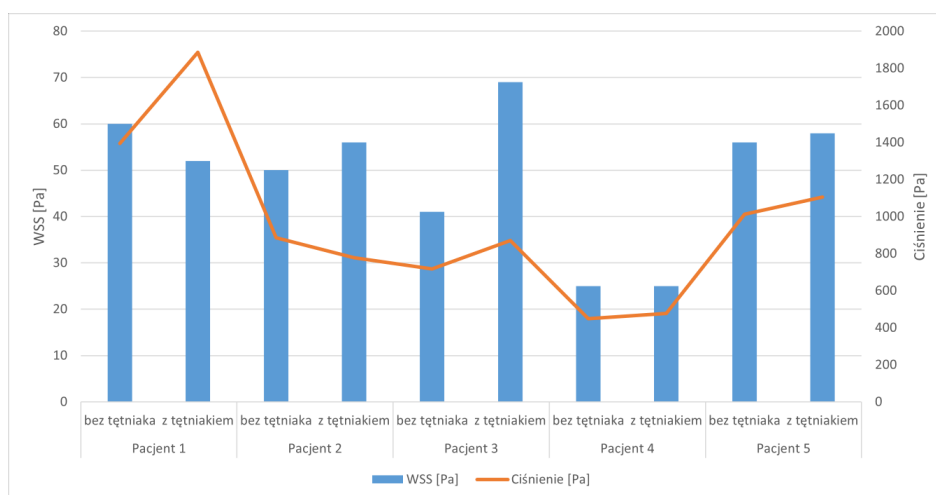
Tabela 8.1 przedstawia zestawienie wyników symulacji numerycznych na modelach z tętniakiem oraz retrospektywnych. Zestawione są następujące parametry: maksymalne wartości WSS, maksymalne wartości ciśnienia, a także liczba węzłów i elementów w siatce elementów skończonych.

Wykres 8.1 pokazuje, że wyższe wartości WSS dla modelu z tętniakiem pojawiają się dla przypadków 2, 3 i 5, wyższe dla modelu bez tętniaka występują dla przypadków 1. Natomiast, takie same wartości dla obu modeli zanotowano dla czwartego przypadku.

Analizując otrzymane wyniki maksymalnego ciśnienia, tylko w drugim przypadku dla modelu z tętniakiem występują niższe wartości ciśnienia, niż w modelu bez tętniaka. W pozostałych przypadkach jest sytuacja odwrotna. Na bazie tych wyników można stwierdzić, że występowanie większych wartości ciśnienia w tych przypadkach sprzyja powstawaniu tętniaka i może prowadzić do osłabienia ściany naczynia.

Tabela 8.1. Zestawienie wyników uzyskanych z symulacji retrospektywnych

Przypadek	WSS [Pa]	Ciśnienie [Pa]	Liczba		
			węzłów	elementów	
1	bez tętniaka	60	1394,60	47857	133073
	z tętniakiem	52	1887,05	60914	175092
2	bez tętniaka	50	885	40932	120407
	z tętniakiem	56	777	55880	177821
3	bez tętniaka	41	717	34764	101095
	z tętniakiem	69	871	43319	131664
4	bez tętniaka	25	448	30834	90289
	z tętniakiem	25	478	32616	96123
5	bez tętniaka	56	1013	31436	92528
	z tętniakiem	58	1105	44925	141881

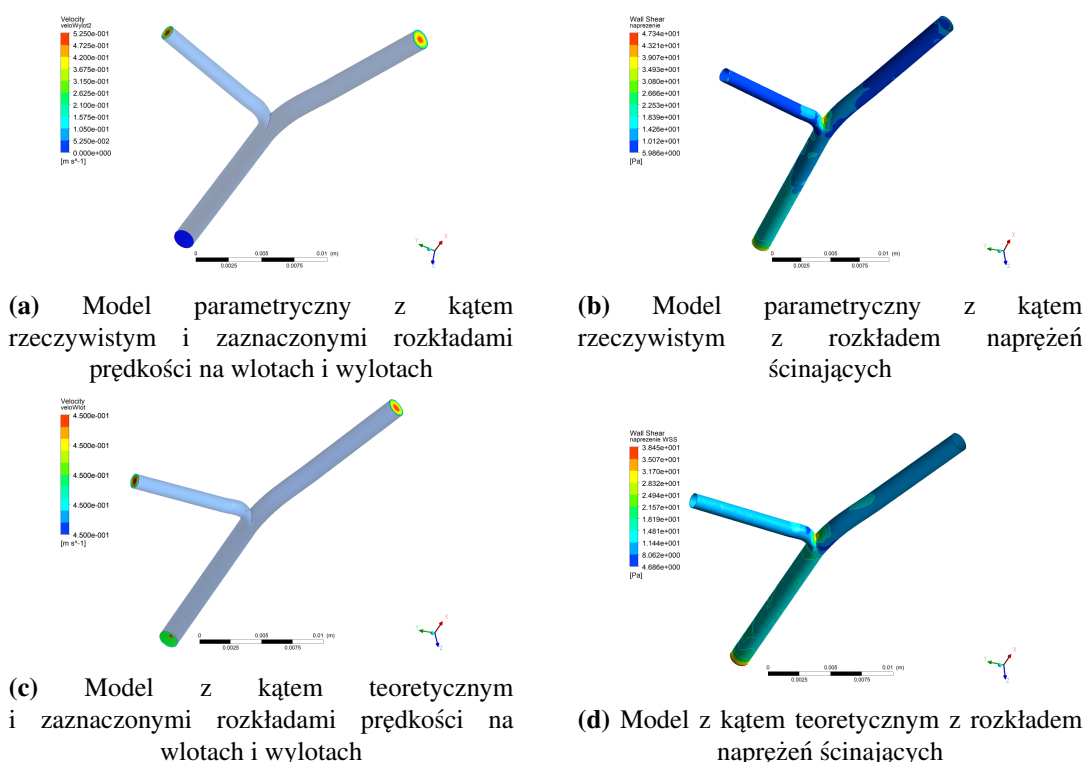
**Rysunek 8.1.** Wykres najwyższych wartości WSS oraz ciśnienia dla badań retrospektywnych

Rysunek 8.2 przedstawia zestawienie przykładowych modeli parametrycznych z kątem zmierzonym i teoretycznym. Na rysunkach 8.2b i 8.2d widoczne są rozkłady naprężeń ścinających na ścianie tętnicy, natomiast na rysunkach 8.2a i 8.2c – rozkłady prędkości na wlotach i wylotach.

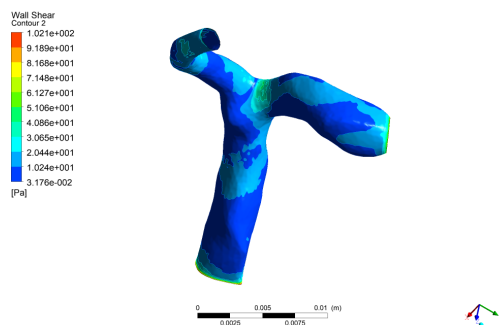
Na rys. 8.3 został przedstawiony model rzeczywistej tętnicy środkowej mózgu z wyznaczonym rozkładem naprężenia ścinającego. Natomiast, tabela 8.2 zawiera zebrane parametry kątów bifurkacji zmierzonych i teoretycznych, a także wartości średnic dolotowych i wylotowych.

Tabela 8.2. Zestawienie parametrów morfometrycznych i rozkładu prędkości na wlotach i wylotach tętnic

Przypadek	Wartość kąta bifurkacji [o]		Promień [mm]			Rozkład prędkości [m/s]					
	Zmierzony	Teoretyczny	promień r_0	promień r_1	promień r_2	Kąt zmierzony, wartości lokalne			Kąt teoretyczny, wartości lokalne		
						promień r_0	promień r_1	promień r_2	promień r_0	promień r_1	promień r_2
P1_P	65,62	76,6	2,82	2,21	2,29	0,45	0,55	0,57	0,45	0,56	0,56
P1_L	88,85	75	2,89	1,83	2,61	0,45	0,54	0,61	0,45	0,55	0,61
P2_P	87,6	102,2	3,25	2,42	3,18	0,45	0,42	0,5	0,45	0,43	0,49
P2_L	66,61	18	3,85	2,51	2,95	0,45	0,67	0,71	0,45	0,68	0,69
P3_P	115,99	67,2	2,82	1,73	2,51	0,45	0,53	0,59	0,45	0,54	0,65
P3_L	71,54	158	2,86	1,5	2,26	0,45	0,7	0,78	0,45	0,71	0,74
P4_P	95,79	160,6	3,05	1,89	2,02	0,45	0,82	0,84	0,45	0,77	0,85
P4_L	101,63	162	3,3	1,93	2,2	0,45	0,83	0,85	0,45	0,84	0,8
P5_P	68,52	160,7	3,22	1,9	2,22	0,45	0,85	0,82	0,45	0,77	0,79
P5_L	64,76	170	3,15	1,26	2,24	0,45	0,87	1,07	0,45	1,01	0,76
P6_P	69,15	77,3	2,48	1,81	2,13	0,45	0,54	0,58	0,45	0,54	0,57
P6_L	88,1	106	2,5	2,07	2,42	0,45	0,54	0,58	0,45	0,42	0,45

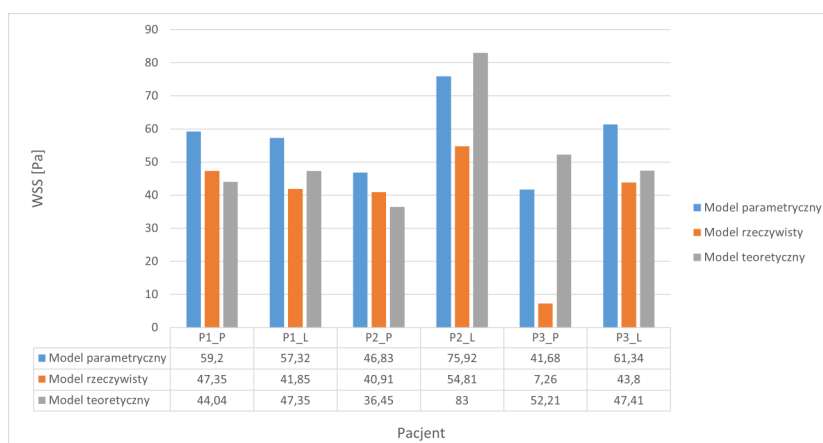
**Rysunek 8.2.** Przykładowe ilustracje przedstawiające modele tętnic z kątami zmierzonymi oraz teoretycznymi

Dane zebrane na wykresie 8.4 pokazały, że najniższa wartość WSS występuje w przypadku modelu dla rzeczywistej lewej środkowej tętnicy mózgu przypadku 1 i 2 oraz dla obu tętnic przypadku 3. Dla prawej tętnicy przypadku 1 oraz 2, najmniejsze wartości uzyskano dla kąta teoretycznego.



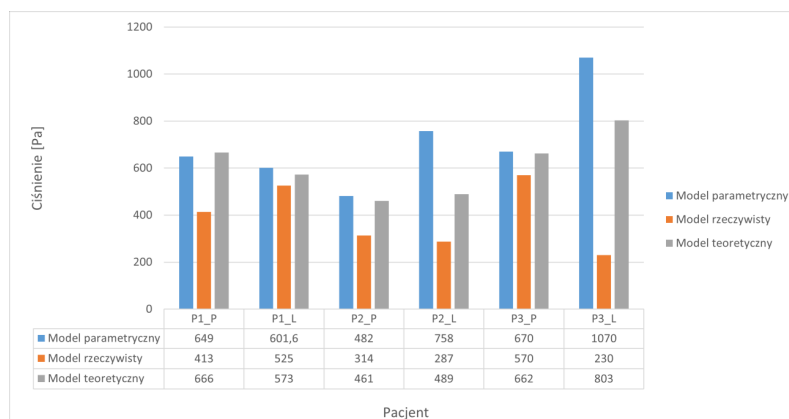
Rysunek 8.3. Przykład modelu rzeczywistej tętnicy MCA z rozkładem WSS

Dla lewej tętnicy przypadku 2 oraz prawej tętnicy przypadku 3, model z kątami teoretycznymi odznaczał się największymi wartościami.



Rysunek 8.4. Wykres przedstawiający maksymalne wartości naprężeń ścinających w miejscu bifurkacji dla modelu parametrycznego z kątem zmierzonym, teoretycznym oraz dla modelu rzeczywistej tętnicy

Dane pokazane na wykresie 8.5 uwiadcniają najmniejszą wartość ciśnienia we wszystkich przebadanych przypadkach dla modelu rzeczywistej środkowej tętnicy mózgu. Tylko dla prawej strony przypadku 1, model z wyznaczonym kątem teoretycznym, dał większe wartości ciśnienia. Natomiast w pozostałych przypadkach modele z kątem teoretycznym, uzyskiwały mniejsze wartości od modeli parametrycznych z kątem zmierzonym.



Rysunek 8.5. Wykres przedstawiający maksymalne wartości ciśnienia w miejscu bifurkacji dla modelu parametrycznego z kątem zmierzonym, teoretycznym oraz dla modelu rzeczywistej tętnicy

Kolejnym elementem w pracy doktorskiej było wyznaczenie stref wpływu ciśnienia i naprężenia ścinającego WSS. Opracowano dwa wskaźniki: wskaźnik intensywności ciśnienia – **WIC** (wzór 8.1) i wskaźnik intensywności naprężenia – **WIN** (wzór 8.2).

Strefa wpływu była obliczana na podstawie 10% obszaru spadku maksymalnej wartości badanych parametrów otrzymanych w symulacjach. Zakres wartości WSS i ciśnienia podzielono w programie CFD–Post na 10 przedziałów, z czego największe wartości stanowiły 10% całego zbioru (warstwa Iso Clip).

$$WIC = \frac{|\overline{P_{ISO10}}|}{A} \left[\frac{Pa}{mm^2} \right] \quad (8.1)$$

gdzie:

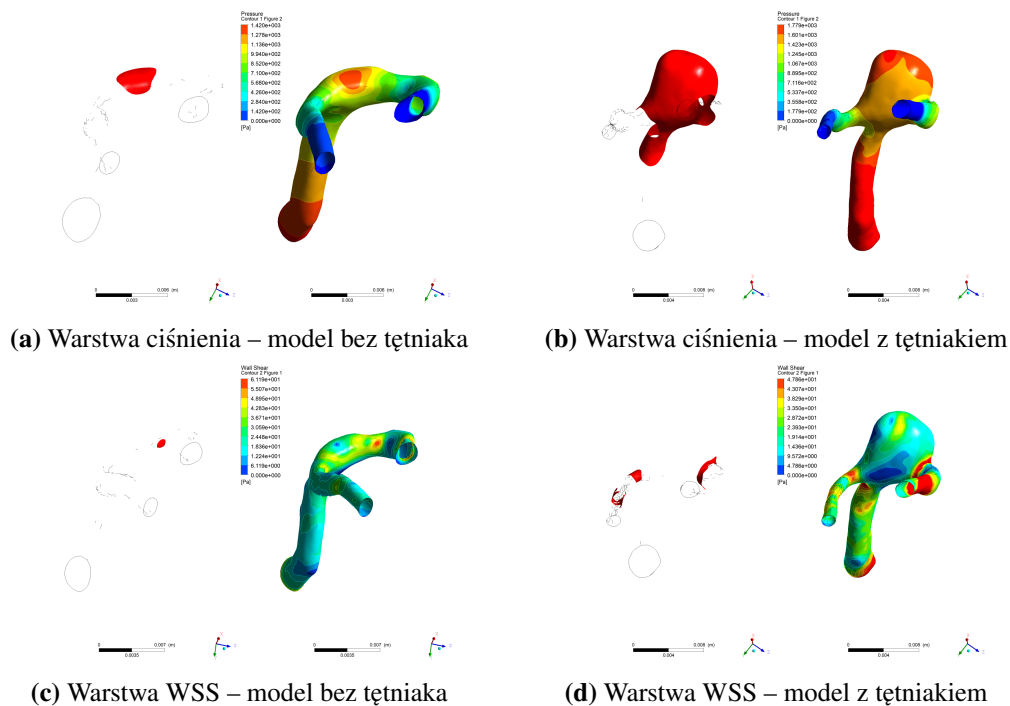
- $\overline{P_{ISO10}}$ – wartość średnia ciśnienia P na wyznaczonej warstwie,
- A – pole powierzchni warstwy Iso Clip.

$$WIN = \frac{|\overline{WSS_{ISO10}}|}{A} \left[\frac{Pa}{mm^2} \right] \quad (8.2)$$

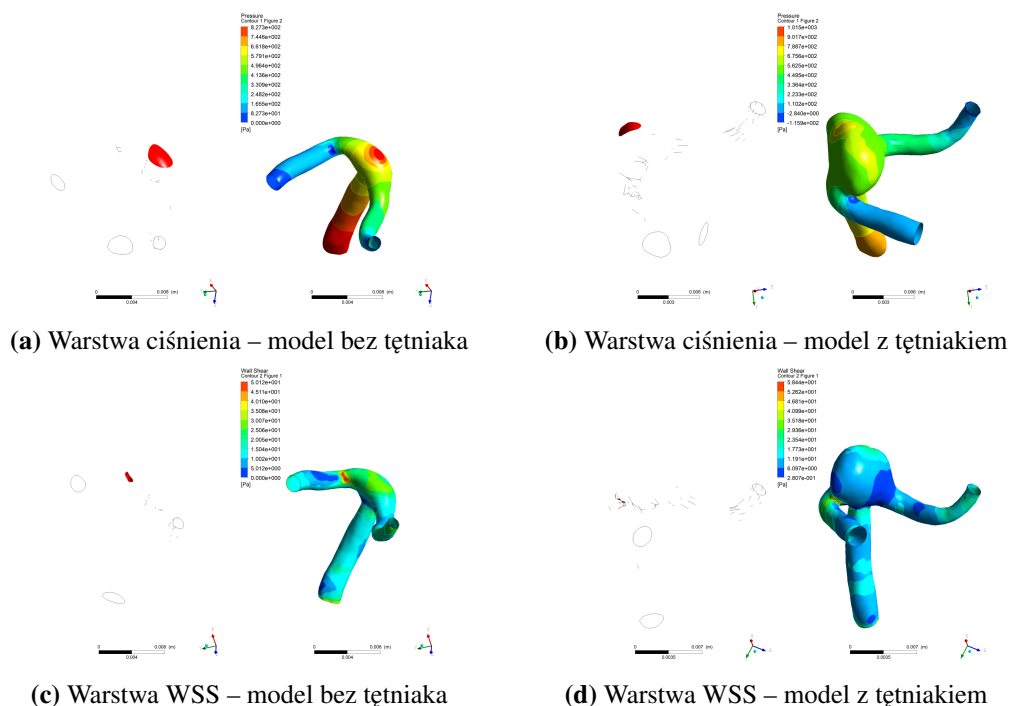
gdzie:

- $\overline{WSS_{ISO10}}$ – wartość średnia naprężenia WSS na wyznaczonej warstwie,
- A – pole powierzchni warstwy Iso Clip.

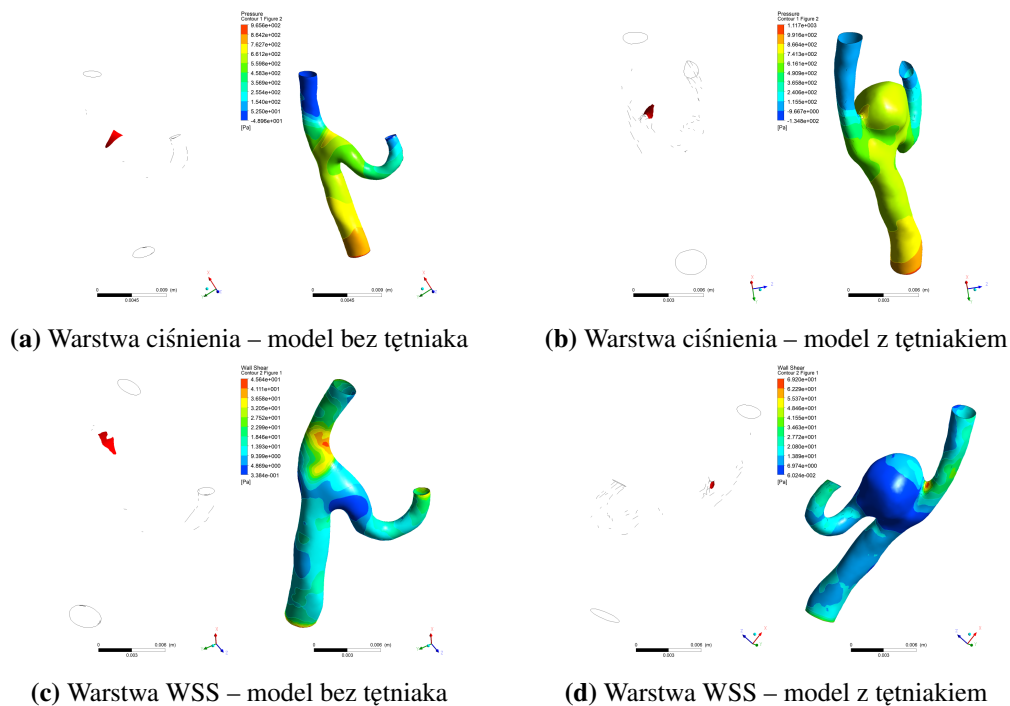
Autorski wskaźnik **WIC** jest wyrażony jako średnia wartość ciśnienia działająca na daną powierzchnię strefy wpływu. Autorski wskaźnik **WIN** również jest wyrażony jako średnia wartość naprężeń ścinających działająca na daną powierzchnię strefy wpływu. Rysunki 8.6 – 8.10 przedstawiają zestawienie wyznaczonych warstw WSS oraz ciśnienia na ścianie tętnicy.



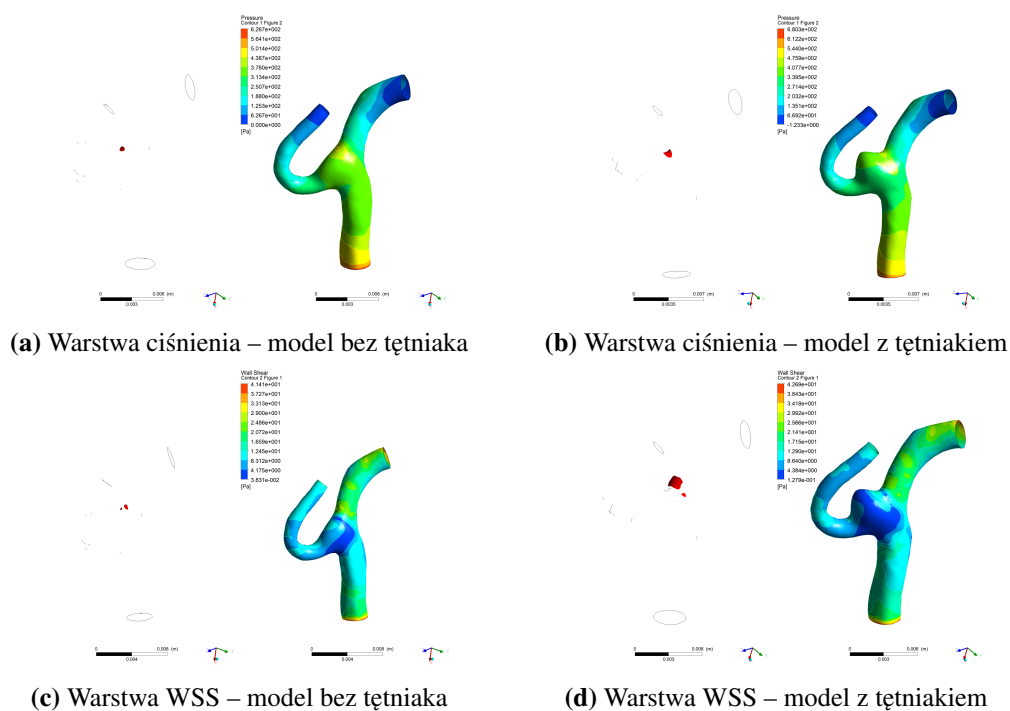
Rysunek 8.6. Warstwa wyznaczona na powierzchni modelu rzeczywistej MCA pierwszego przypadku – na podstawie rozkładu ciśnienia oraz WSS na ścianie tętnicy



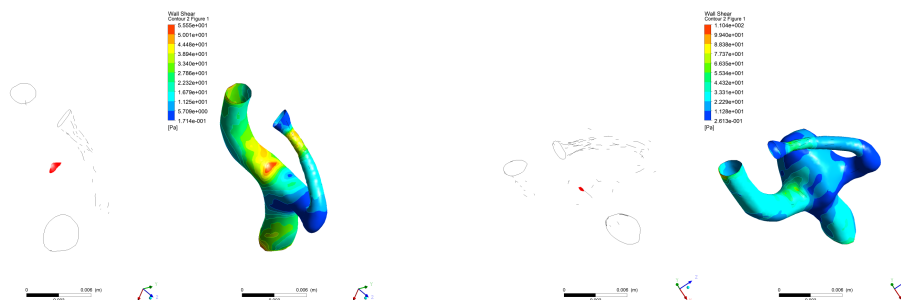
Rysunek 8.7. Warstwa wyznaczona na powierzchni modelu rzeczywistej MCA drugiego przypadku – na podstawie rozkładu ciśnienia oraz WSS na ścianie tętnicy



Rysunek 8.8. Warstwa wyznaczona na powierzchni modelu rzeczywistej MCA trzeciego przypadku – na podstawie rozkładu ciśnienia oraz WSS na ścianie tętnicy



Rysunek 8.9. Warstwa wyznaczona na powierzchni modelu rzeczywistej MCA czwartego przypadku – na podstawie rozkładu ciśnienia oraz WSS na ścianie tętnicy

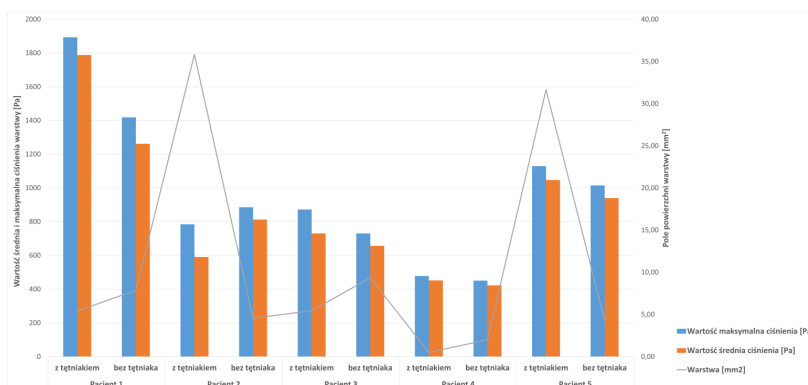


(a) Przypadek piąty – model bez tętniaka

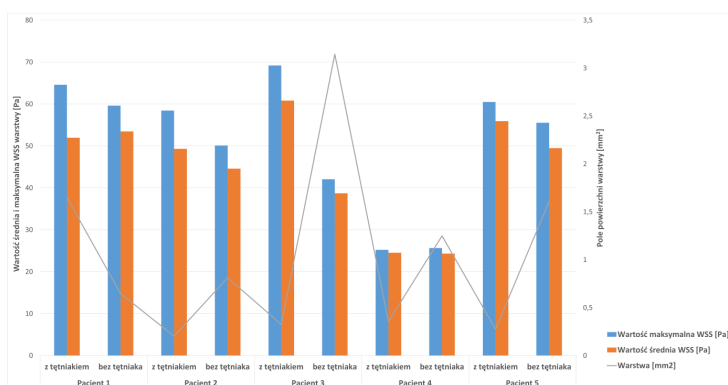
(b) Piąty przypadek – model z tętniakiem

Rysunek 8.10. Warstwa wyznaczona na powierzchni modelu rzeczywistej MCA czwartego przypadku – na podstawie rozkładu WSS na ścianie tętnicy

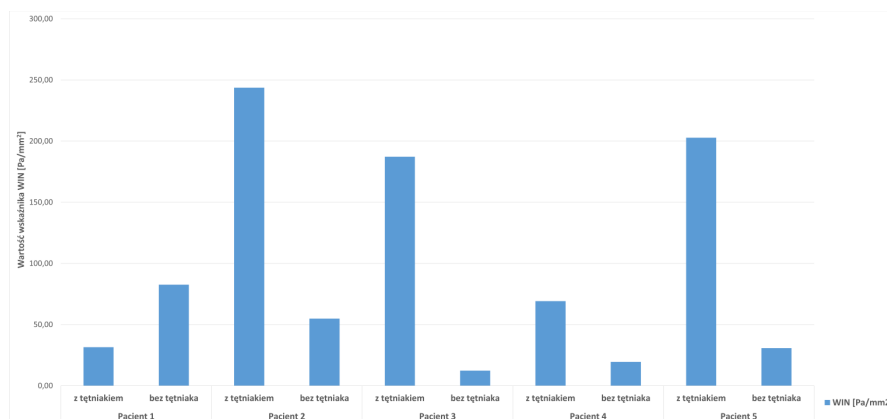
Przeprowadzone obliczenia pokazują, że wartość współczynnika znacząco zależy od powierzchni – im mniejsza powierzchnia, tym większa wartość WIC/WIN. Im większa średnia wartość WSS lub ciśnienia na warstwie i małej powierzchni, tym wartość współczynnika wzrasta. Dla większości przypadków, średnia wartość na warstwie jest większa w przypadku tętnicy z tętniakiem. Zestawienie danych zostało przedstawione na rysunkach 8.11, 8.12, 8.13 oraz 8.14.



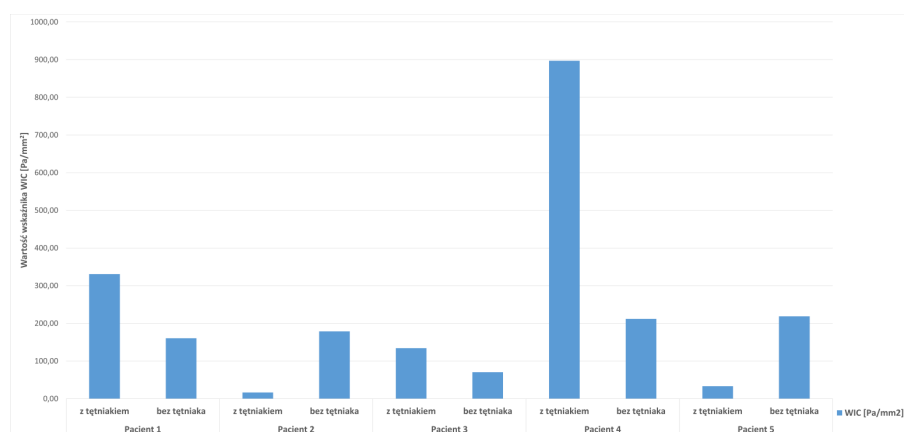
Rysunek 8.11. Wykres wartości średnich i maksymalnych ciśnienia oraz pola powierzchni warstwy dla wszystkich przypadków



Rysunek 8.12. Wykres wartości średnich i maksymalnych WSS oraz pola powierzchni warstwy dla wszystkich przypadków



Rysunek 8.13. Wykres wartości wskaźnika WIN dla wszystkich przypadków



Rysunek 8.14. Wykres wartości wskaźnika WIC dla wszystkich przypadków

Analiza wrażliwości wpływu zmiany parametrów morfometrycznych pokazała, że WSS i ciśnienie jest bardziej czułe na zmiany promienia r_2 . Wykresy zależności zmiany promieni r_1 i r_2 na ciśnienie pokazują, że skrajnie niskie wartości r_2 uwidaczniają wpływ r_1 . Z uzyskanych wyników można zauważyć, że zarówno maksymalne, jak i minimalne wartości WSS i ciśnienia, występują przy skrajnie niskich jak również skrajnie wysokich wartości promieni r_0 i r_2 . Przeprowadzona analiza wrażliwości pozwala zakładać słuszność twierdzenia Murray'a.

Bardzo istotnym elementem pracy, było zbudowanie stanowiska laboratoryjnego i przeprowadzenie na nim badań weryfikujących symulacje numeryczne. Zastosowane elementy stanowiska w połączeniu z oprogramowaniem do rejestracji zdjęć przepływu markerów zanurzonych w cieczy, umożliwiło przeprowadzenie badań przepływów metodą PIV. Zestawienie danych z analizy symulacji w Ansysie oraz danych z eksperymentu w programie Tecplot pokazuje zbieżność wyników wartości WSS.

9. Podsumowanie i wnioski

Przyjęty cel w rozprawie doktorskiej: *opracowanie modelu przepływu krwi przez środkową tętnicę mózgu z użyciem metody CFD umożliwi symulację i analizę parametrów morfometrycznych i hemodynamicznych oraz ich wpływu na powstawanie tętniaków*, został osiągnięty przez podjęcie konkretnych i zamierzonych działań.

1. W ramach badań na modelu parametrycznym przeprowadzono analizę wrażliwości zmiany parametrów morfometrycznych. Wykazała ona, że najmniejsze wartości WSS i ciśnienia otrzymuje się dla całego przyjętego zakresu promieni, dla kątów α równych 75 i 100°. Potwierdza to wybrany przypadek, dla którego kąt rzeczywisty wynosił 100°, a teoretyczny 75°. Wyniki pokazały, że parametry morfometryczne, jak promień i kąt bifurkacji, wpływa na czynniki hemodynamiczne (WSS i ciśnienie).
2. Uzyskane wyniki z analizy rozkładu naprężeń ścinających i ciśnienia na ścianie tętnicy dla modeli parametrycznych z kątem rzeczywistym i teoretycznym, pozwalają stwierdzić, że wyniki tych parametrów są niższe dla kąta teoretycznego niż zmierzonego, zgodnie z tym, co przewiduje prawo Murray'a.
3. Analiza retrospektywna była kluczowym punktem badań, ponieważ pokazała, że najwyższe wartości ciśnienia i WSS na ścianie naczynia bez tętniaka występują w miejscu, w którym obserwuje się formowanie tętniaka.
4. Badania doświadczalne stanowiły drugi kluczowy element pracy. Autorskie stanowisko umożliwiło zweryfikowanie symulacji numerycznych. Badania na stanowisku laboratoryjnym wyraźnie pokazują wpływ tętniaka na charakter przepływu krwi. Powstały tętniak zaburza przepływ w tętnicy powodując turbulencje przepływającej krwi. W warunkach rzeczywistych u człowieka, może to prowadzić do niedokrwienia struktur w mózgu, do których nie zostanie dostarczona odpowiednia ilość krwi.

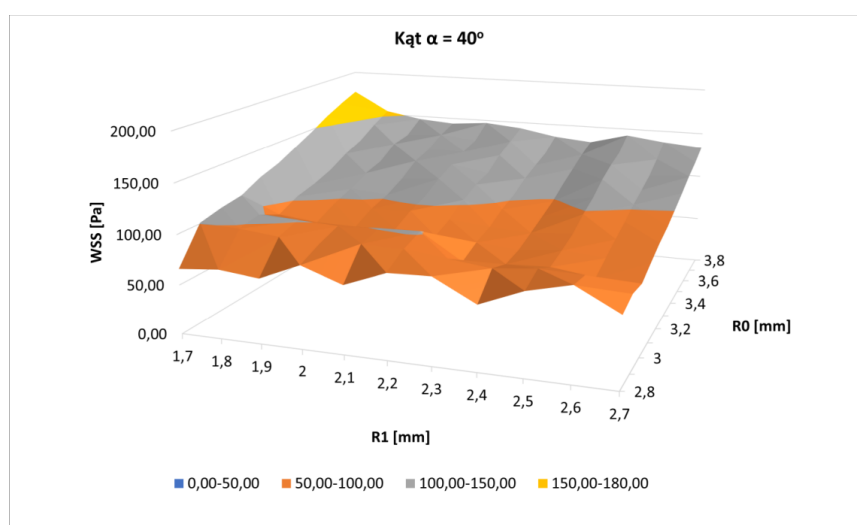
5. Zestawienie wyników symulacji numerycznych w Ansysie oraz naprężeń ścinających wyliczonych w Tecplotcie wykazuje podobieństwo dla wybranych obszarów. Można więc stwierdzić poprawność sformułowanych modeli tętnic MCA. Ponadto, wykonane stanowisko laboratoryjne do badania przepływów metodą PIV, fantom, a także mieszanina wody z jodkiem sodu, jest skuteczne do weryfikacji symulacji numerycznych.
6. Wyznaczone autorskie współczynniki WIC i WIN mogą okazać się przydatne w prognozowaniu formowania tętniaków.
7. Analiza wrażliwości pokazała, że WSS i ciśnienie są czułe na zmiany parametrów morfometrycznych. Z analiz wpływu wielkości kąta α i promieni wynika, że to wartości promieni, a nie kąta α bardziej decydują o wynikowych wartościach WSS i ciśnienia.

Dalsze kierunki badań

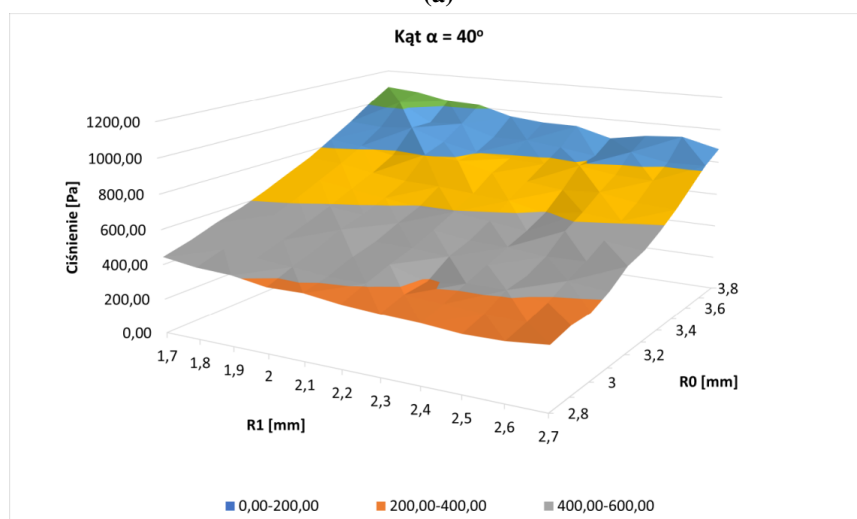
Przeprowadzone badania w ramach rozprawy doktorskiej dają możliwości dalszego rozwoju. W przyszłości, wskazane jest przeprowadzenie badań modelowych i doświadczalnych dotyczących wpływu właściwości ściany tętnicy na parametry przepływu krwi przez tętnice MCA.

Analizę numeryczną można również rozszerzyć o symulacje modeli FSI. Jako prace przyszłościowe, planowana jest również rozbudowa stanowiska laboratoryjnego, w ramach którego będzie wykorzystywany fantom całego kręgu Willis'a.

Załącznik A. Wykresy z analizy wrażliwości

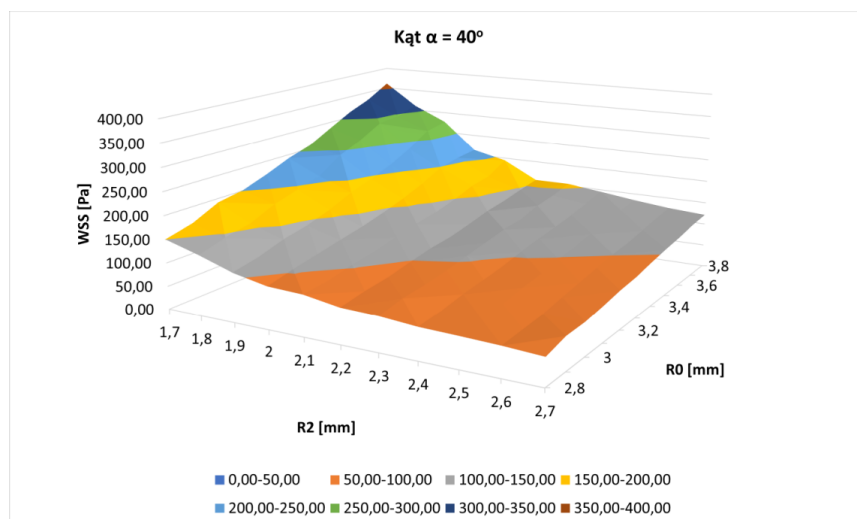


(a)

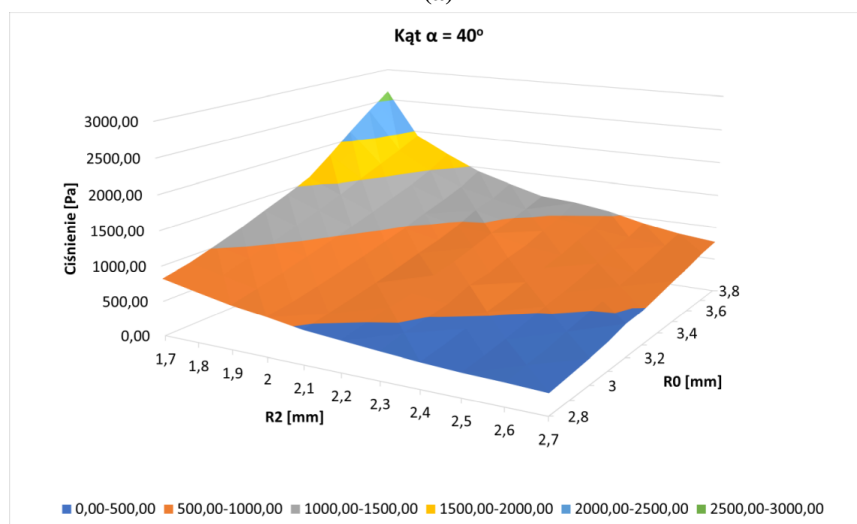


(b)

Rysunek A.1. Analiza wrażliwości wpływu zmian promieni r_0 i r_1 na WSS – A oraz ciśnienie – B dla kąta 40°



(a)

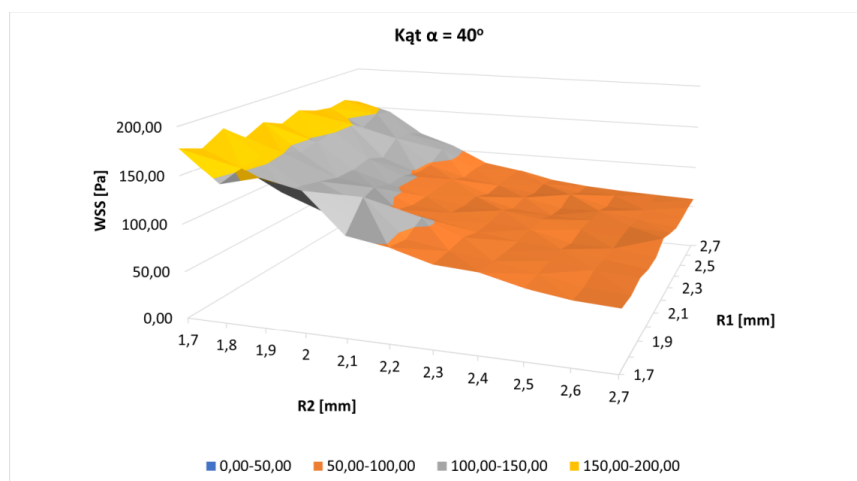


(b)

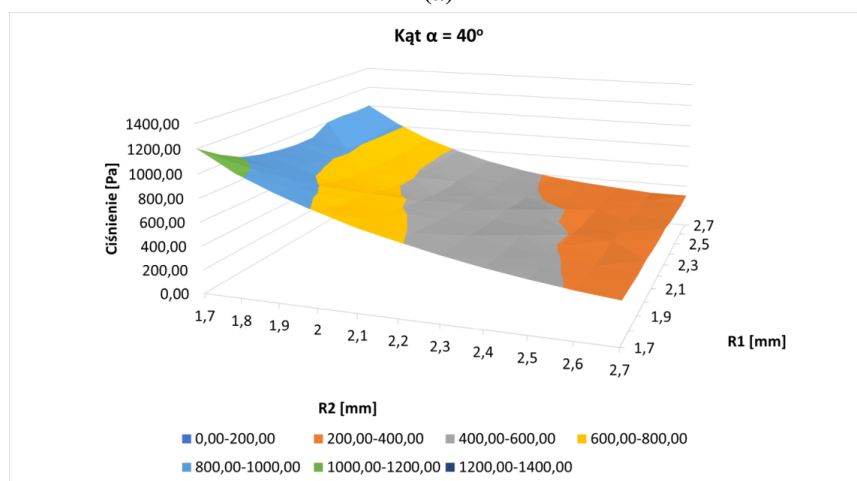
Rysunek A.2. Analiza wrażliwości wpływu zmian promieni r_0 i r_2 na WSS – **A** oraz ciśnienie – **B** dla kąta 40°

Tabela A.1. Wartości maksymalne i minimalne WSS oraz ciśnienia uzyskane z analizy wrażliwości dla kąta 40°

Kąt/parametr	WSS [Pa]		Ciśnienie [Pa]	
	Wielkości promieni [mm]		Wielkości promieni [mm]	
	max	min	max	min
40°	175,85	63,97	1088,2	317
zmiana R0 i R1	R0=3,8, R1=1,7	R0=2,8, R1=2,4	R0=3,8, R1=1,7	R0=2,8, R1=2,5
40°	360,99	57,41	2631,59	292,82
zmiana R0 i R2	R0=3,8, R1=1,7	R0=2,8, R1=2,7	R0=3,8, R1=1,7	R0=2,8, R1=2,7
40°	182,68	57,35	1202,78	295,63
zmiana R1 i R2	R1=1,9, R2=1,7	R1=2,4, R2=2,7	R1=1,7, R2=1,7	R1=2,7, R2=2,7



(a)

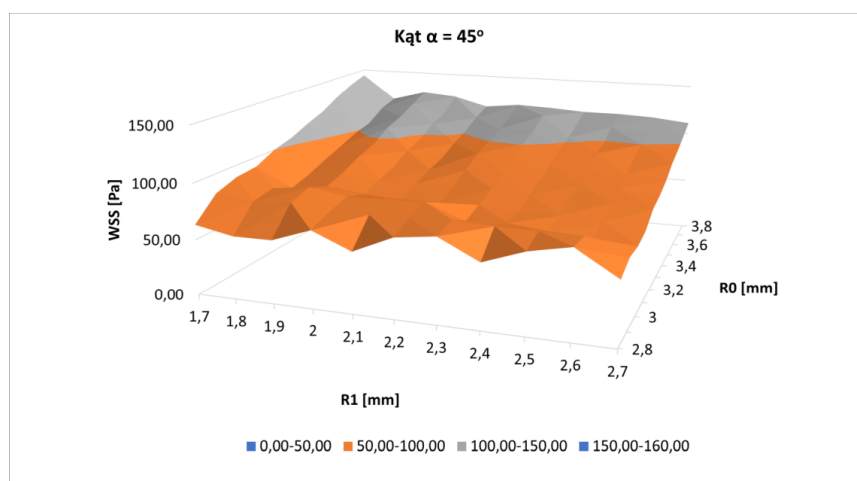


(b)

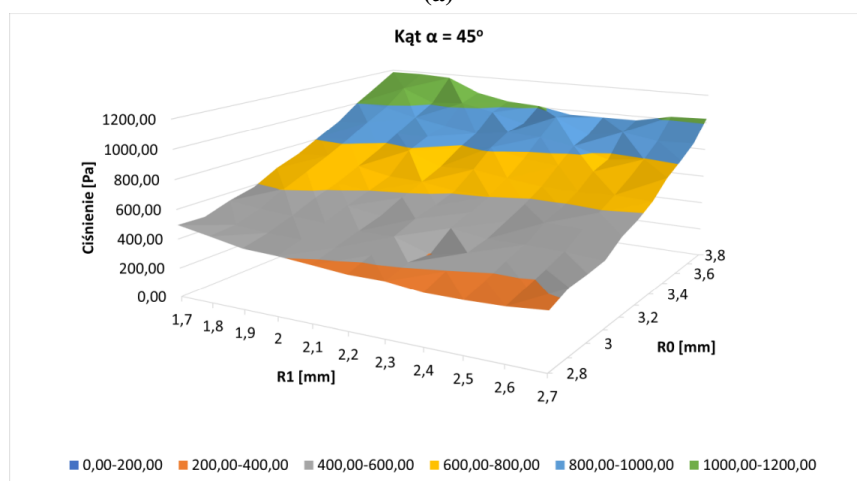
Rysunek A.3. Analiza wrażliwości wpływu zmian promieni r_1 i r_2 na WSS – **A** oraz ciśnienie – **B** dla kąta 40°

Tabela A.2. Wartości maksymalne i minimalne WSS oraz ciśnienia uzyskane z analizy wrażliwości dla kąta 45°

Kąt/parametr	WSS [Pa]		Ciśnienie [Pa]	
	Wielkości promieni [mm]		Wielkości promieni [mm]	
	max	min	max	min
45°	143,95	54,77	1185,27	339,58
zmiana R0 i R1	R0=3,8, R1=1,7	R0=2,8, R1=2,1	R0=3,8, R1=1,8	R0=2,8, R1=2,4
45°	354,56	48,29	2785,32	295,27
zmiana R0 i R2	R0=3,8, R1=1,7	R0=2,8, R1=2,7	R0=3,8, R1=1,7	R0=2,8, R1=2,7
45°	180,31	51,24	1208,26	312,88
zmiana R1 i R2	R1=1,8, R2=1,7	R1=2,3, R2=2,7	R1=1,7, R2=1,7	R1=2,7, R2=2,7



(a)

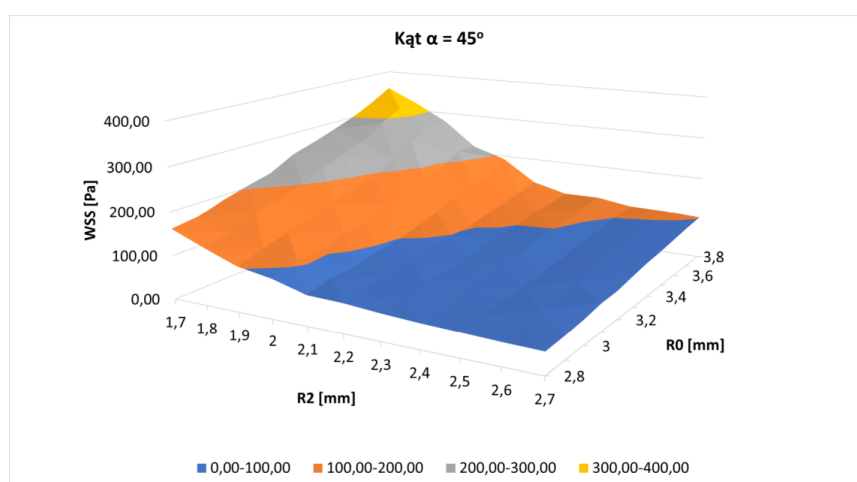


(b)

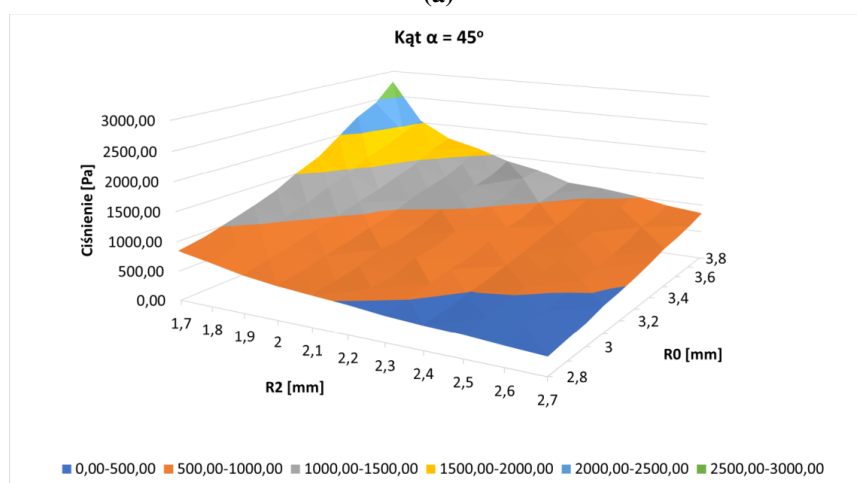
Rysunek A.4. Analiza wrażliwości wpływu zmian promieni r_0 i r_1 na WSS – **A** oraz ciśnienie – **B** dla kąta 45°

Tabela A.3. Wartości maksymalne i minimalne WSS oraz ciśnienia uzyskane z analizy wrażliwości dla kąta 50°

Kąt/parametr	WSS [Pa]		Ciśnienie [Pa]	
	Wielkości promieni [mm]		Wielkości promieni [mm]	
	max	min	max	min
50° zmiana R0 i R1	122,27	46,40	1215,56	345,33
	R0=3,8, R1=2	R0=2,8, R1=1,9	R0=3,8, R1=1,7	R0=2,8, R1=2,4
50° zmiana R0 i R2	368,45	40,80	2887,01	316,92
	R0=3,8, R1=1,7	R0=2,8, R1=2,7	R0=3,8, R1=1,7	R0=2,8, R1=2,7
50° zmiana R1 i R2	180,60	42,33	1220,12	314,71
	R1=2, R2=1,7	R1=1,7, R2=2,7	R1=1,7, R2=1,7	R1=2,7, R2=2,7



(a)

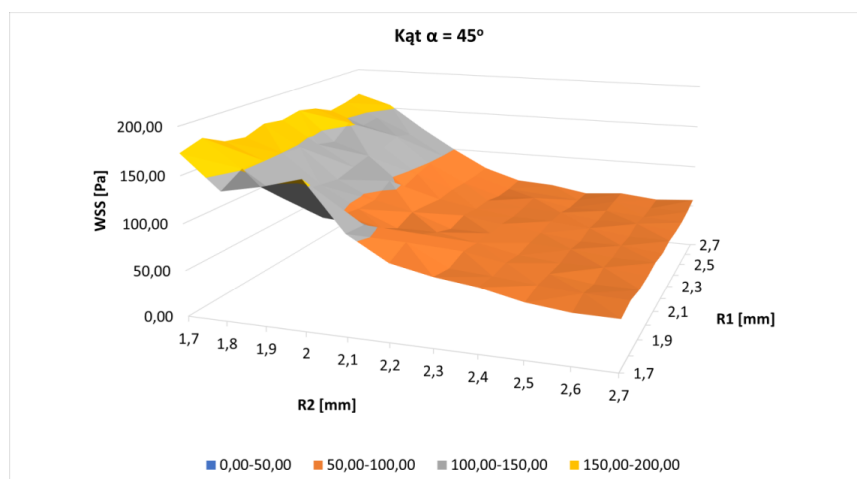


(b)

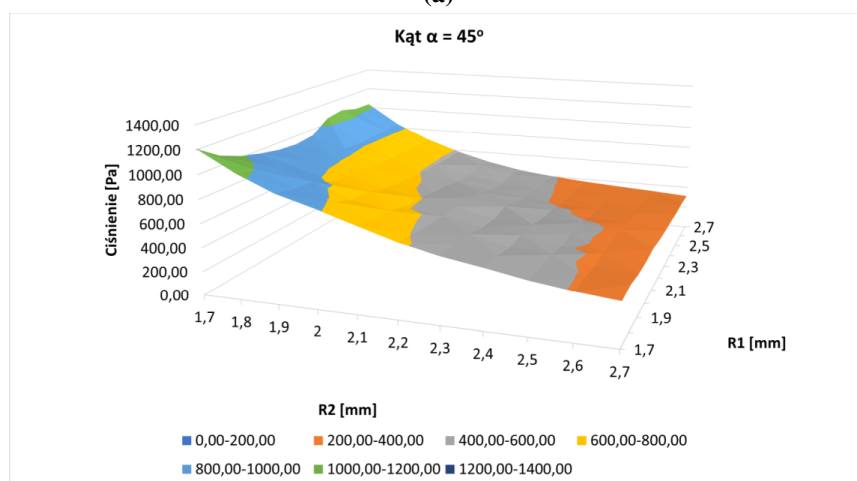
Rysunek A.5. Analiza wrażliwości wpływu zmian promieni r_0 i r_2 na WSS – **A** oraz ciśnienie – **B** dla kąta 45°

Tabela A.4. Wartości maksymalne i minimalne WSS oraz ciśnienia uzyskane z analizy wrażliwości dla kąta 70°

Kąt/parametr	WSS [Pa]		Ciśnienie [Pa]	
	Wielkości promieni [mm]		Wielkości promieni [mm]	
	max	min	max	min
70°	101,59	30,88	1434,34	404,11
zmiana R0 i R1	R0=3,8, R1=1,9	R0=2,8, R1=2,4	R0=3,8, R1=1,7	R0=2,8, R1=2,5
70°	374,7	32,25	3165,71	358,91
zmiana R0 i R2	R0=3,8, R1=1,7	R0=2,8, R1=2,7	R0=3,8, R1=1,7	R0=2,8, R1=2,7
70°	186,85	32,38	1282,71	374,87
zmiana R1 i R2	R1=1,7, R2=1,7	R1=1,9, R2=2,7	R1=1,7, R2=1,7	R1=2,5, R2=2,7



(a)

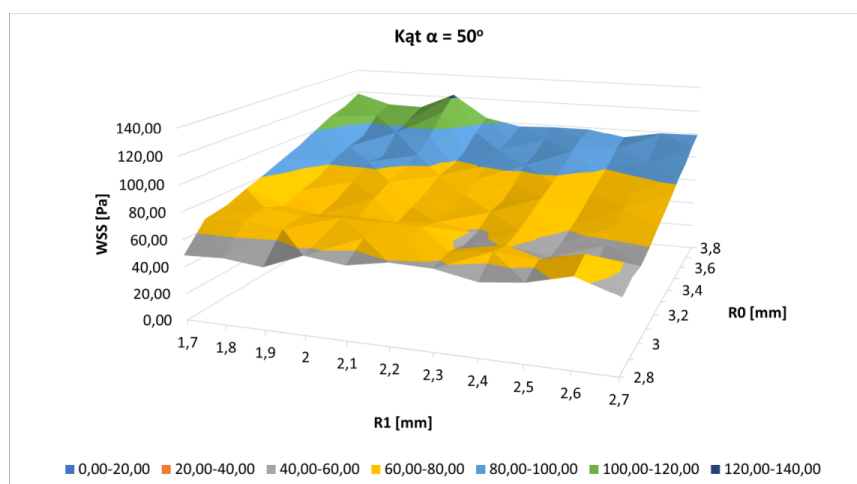


(b)

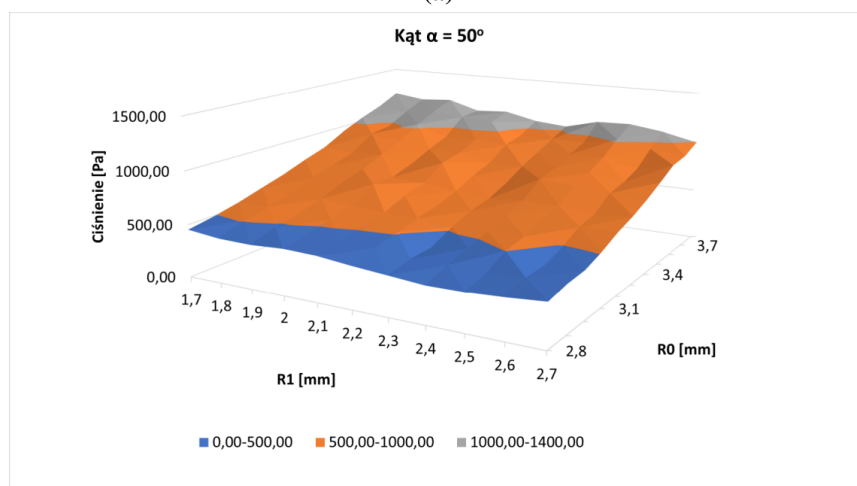
Rysunek A.6. Analiza wrażliwości wpływu zmian promieni r_1 i r_2 na WSS – **A** oraz ciśnienie – **B** dla kąta 45°

Tabela A.5. Wartości maksymalne i minimalne WSS oraz ciśnienia uzyskane z analizy wrażliwości dla kąta 80°

Kąt/parametr	WSS [Pa]		Ciśnienie [Pa]	
	Wielkości promieni [mm]		Wielkości promieni [mm]	
	max	min	max	min
80°	94,10	29,89	1442,00	416,79
zmiana R0 i R1	R0=3,8, R1=1,8	R0=2,8, R1=1,7	R0=3,8, R1=1,7	R0=2,8, R1=2,4
80°	357,54	30,41	3225,51	369,87
zmiana R0 i R2	R0=3,8, R1=1,7	R0=2,8, R1=2,7	R0=3,8, R1=1,7	R0=2,8, R1=2,7
80°	177,73	29,17	1335,85	390,70
zmiana R1 i R2	R1=1,8, R2=1,7	R1=1,7, R2=2,7	R1=1,7, R2=1,7	R1=2,7, R2=2,7



(a)

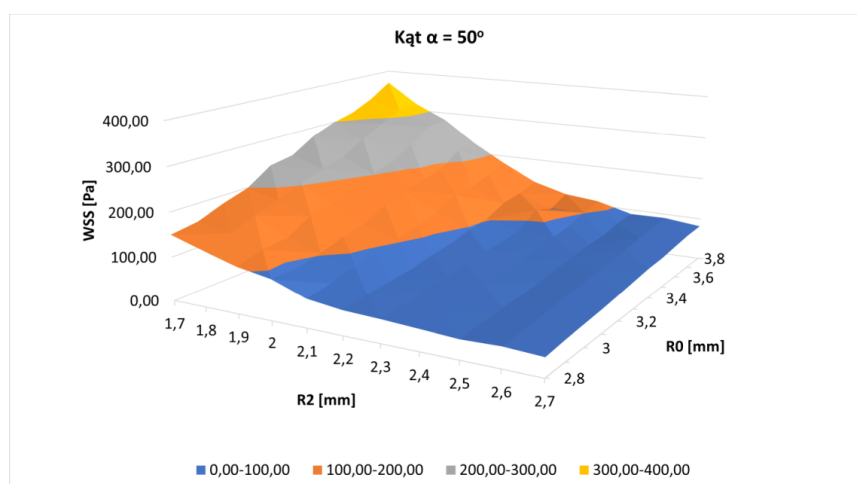


(b)

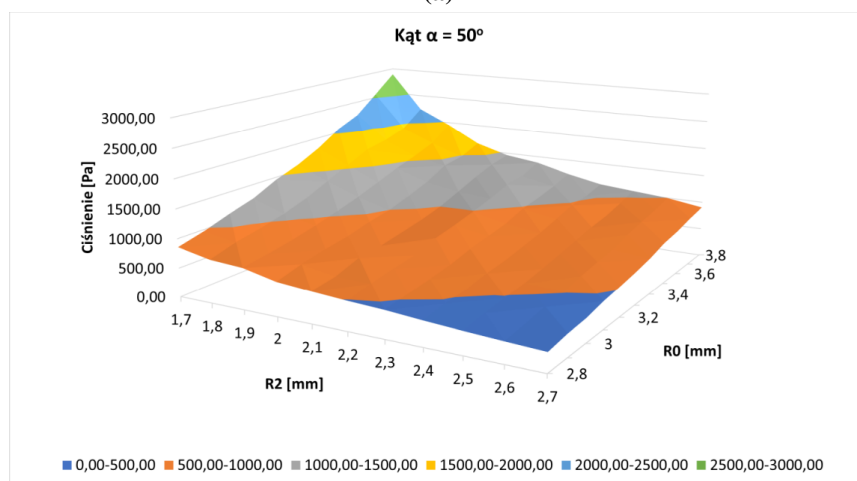
Rysunek A.7. Analiza wrażliwości wpływu zmian promieni r_0 i r_1 na WSS – **A** oraz ciśnienie – **B** dla kąta 50°

Tabela A.6. Wartości maksymalne i minimalne WSS oraz ciśnienia uzyskane z analizy wrażliwości dla kąta 85°

Kąt/parametr	WSS [Pa]		Ciśnienie [Pa]	
	Wielkości promieni [mm]		Wielkości promieni [mm]	
	max	min	max	min
85°	87,39	27,87	1456,93	420,17
zmiana R0 i R1	R0=3,7, R1=1,9	R0=2,8, R1=1,7	R0=3,8, R1=1,7	R0=2,8, R1=2,5
85°	373,70	28,84	3142,65	380,17
zmiana R0 i R2	R0=3,8, R1=1,7	R0=2,8, R1=2,7	R0=3,8, R1=1,7	R0=2,8, R1=2,7
85°	184,42	29,02	1371,41	385,74
zmiana R1 i R2	R1=1,8, R2=1,7	R1=1,7, R2=2,7	R1=1,7, R2=1,7	R1=2,7, R2=2,7



(a)

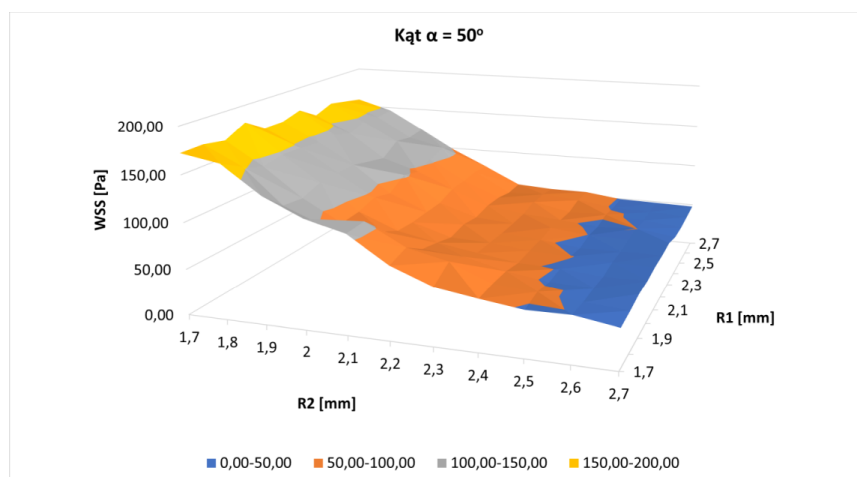


(b)

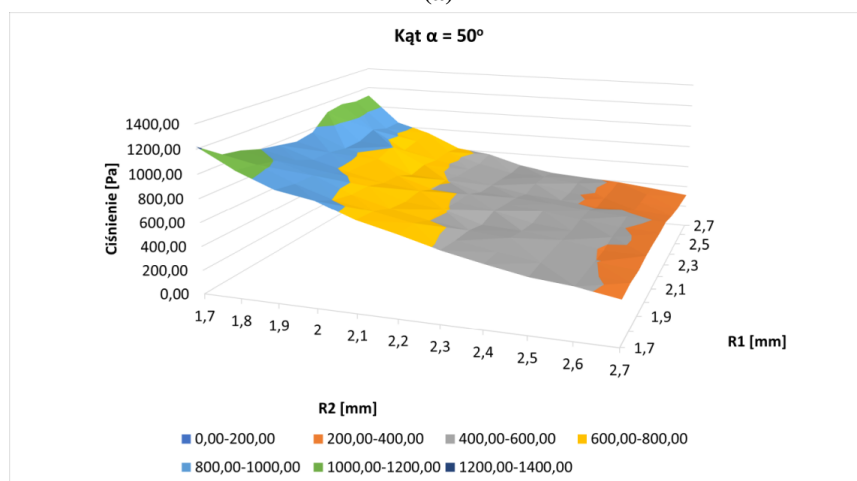
Rysunek A.8. Analiza wrażliwości wpływu zmian promieni r_0 i r_2 na WSS – **A** oraz ciśnienie – **B** dla kąta 50°

Tabela A.7. Wartości maksymalne i minimalne WSS oraz ciśnienia uzyskane z analizy wrażliwości dla kąta 90°

Kąt/parametr	WSS [Pa]		Ciśnienie [Pa]	
	Wielkości promieni [mm]		Wielkości promieni [mm]	
	max	min	max	min
90°	92,08	27,86	1457,53	428,84
zmiana R0 i R1	R0=3,8, R1=1,9	R0=2,8, R1=1,7	R0=3,8, R1=1,7	R0=2,8, R1=2,5
90°	365,93	26,99	3145,21	372,24
zmiana R0 i R2	R0=3,8, R1=1,7	R0=2,8, R1=2,7	R0=3,8, R1=1,7	R0=2,8, R1=2,7
90°	185,99	29,69	1411,40	386,14
zmiana R1 i R2	R1=1,9, R2=1,7	R1=2,2, R2=2,7	R1=1,7, R2=1,7	R1=2,7, R2=2,7



(a)

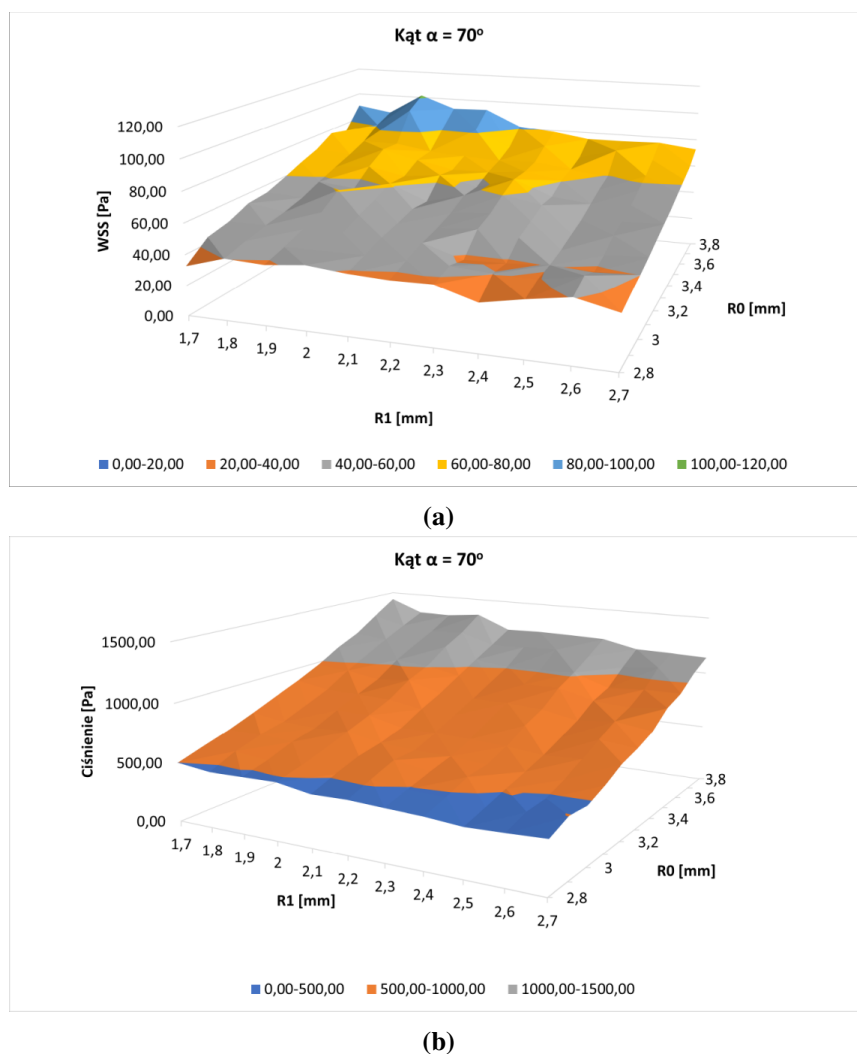


(b)

Rysunek A.9. Analiza wrażliwości wpływu zmian promieni r_1 i r_2 na WSS – **A** oraz ciśnienie – **B** dla kąta 50°

Tabela A.8. Wartości maksymalne i minimalne WSS oraz ciśnienia uzyskane z analizy wrażliwości dla kąta 95°

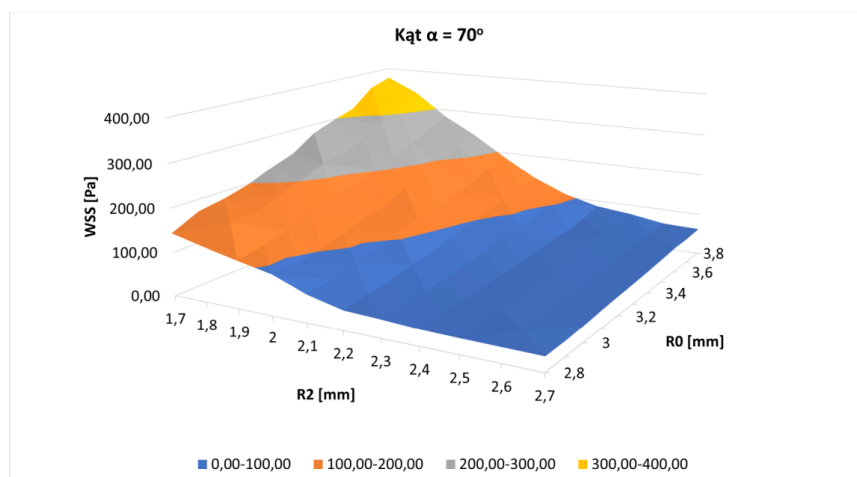
Kąt/parametr	WSS [Pa]		Ciśnienie [Pa]	
	Wielkości promieni [mm]		Wielkości promieni [mm]	
	max	min	max	min
95°	97,88	28,01	1480,62	436,09
zmiana R0 i R1	R0=3,8, R1=2,4	R0=2,8, R1=2,4	R0=3,8, R1=1,7	R0=2,8, R1=2,4
95°	369,71	28,01	3185,68	370,53
zmiana R0 i R2	R0=3,8, R1=1,7	R0=2,8, R1=2,7	R0=3,8, R1=1,7	R0=2,8, R1=2,7
95°	181,12	29,33	1415,4	390,00
zmiana R1 i R2	R1=2,7, R2=1,7	R1=1,8, R2=2,6	R1=1,7, R2=1,7	R1=2,7, R2=2,7



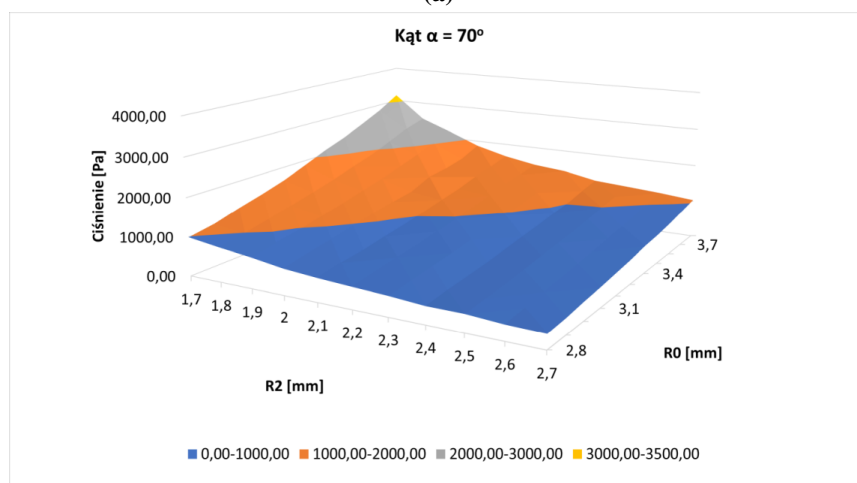
Rysunek A.10. Analiza wrażliwości wpływu zmian promieni r_0 i r_1 na WSS – **A** oraz ciśnienie – **B** dla kąta 70°

Tabela A.9. Wartości maksymalne i minimalne WSS oraz ciśnienia uzyskane z analizy wrażliwości dla kąta 105°

Kąt/parametr	WSS [Pa]		Ciśnienie [Pa]	
	Wielkości promieni [mm]		Wielkości promieni [mm]	
	max	min	max	min
105°	96,16	28,41	1519,92	430,15
zmiana R0 i R1	R0=3,8, R1=2,2	R0=2,8, R1=2,7	R0=3,8, R1=1,7	R0=2,8, R1=2,4
105°	369,89	28,41	3277,68	384,89
zmiana R0 i R2	R0=3,8, R1=1,7	R0=2,8, R1=2,6	R0=3,8, R1=1,7	R0=2,8, R1=2,7
105°	179,77	29,88	1423,32	389,24
zmiana R1 i R2	R1=1,8, R2=1,7	R1=2,1, R2=2,7	R1=1,7, R2=1,7	R1=2,7, R2=2,7



(a)

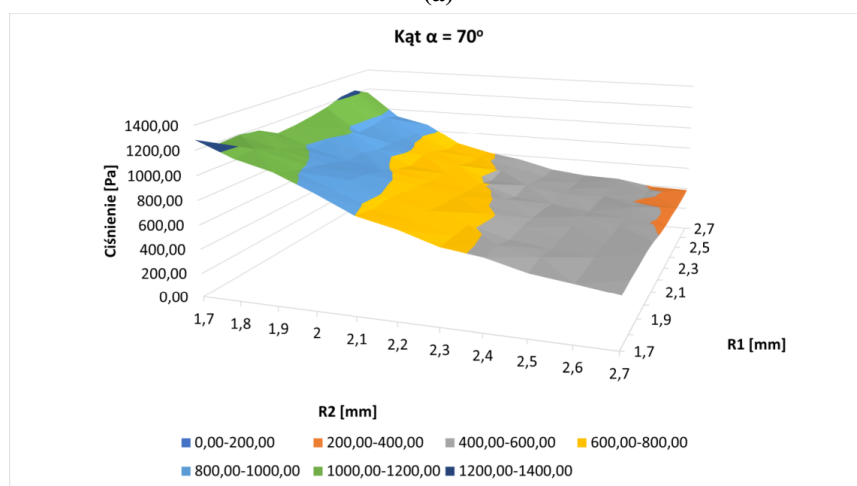
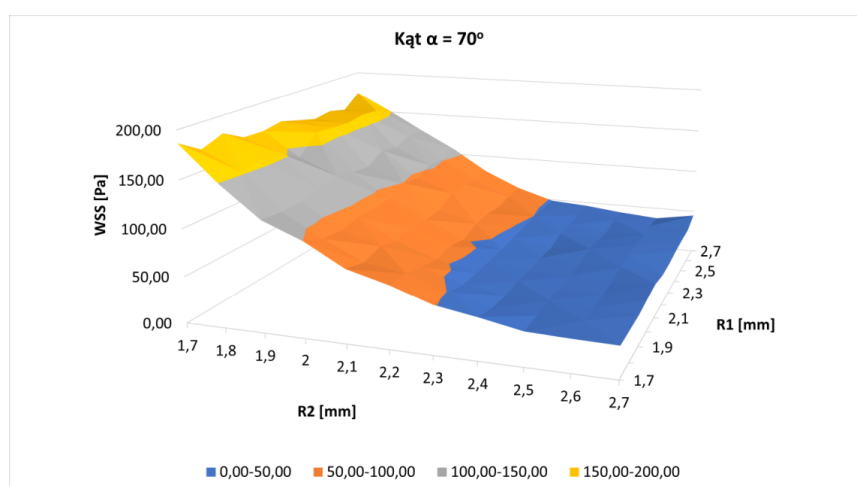


(b)

Rysunek A.11. Analiza wrażliwości wpływu zmian promieni r_0 i r_2 na WSS – **A** oraz ciśnienie – **B** dla kąta 70°

Tabela A.10. Wartości maksymalne i minimalne WSS oraz ciśnienia uzyskane z analizy wrażliwości dla kąta 110°

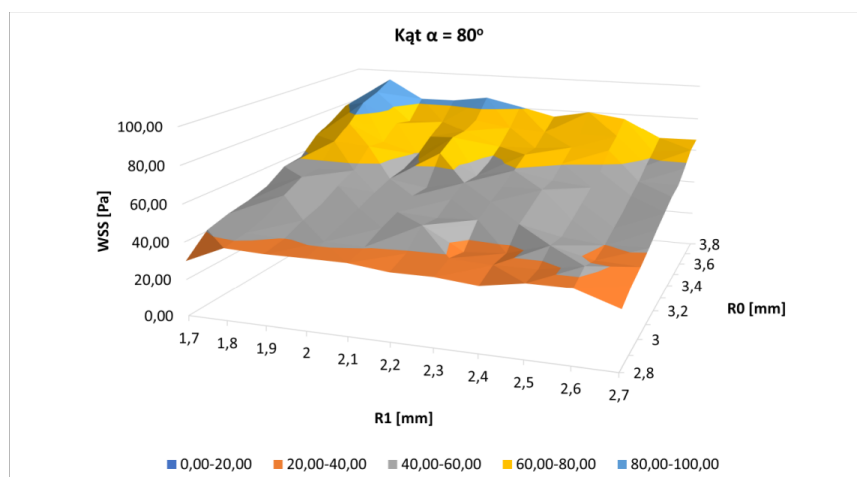
Kąt/parametr	WSS [Pa]		Ciśnienie [Pa]	
	Wielkości promieni [mm]		Wielkości promieni [mm]	
	max	min	max	min
110°	95,84	28,40	1562,29	440,21
zmiana R0 i R1	R0=3,8, R1=2	R0=2,8, R1=2,4	R0=3,8, R1=1,7	R0=2,8, R1=2,4
110°	367,17	28,75	3344,44	378,02
zmiana R0 i R2	R0=3,8, R1=1,7	R0=2,8, R1=2,7	R0=3,8, R1=1,7	R0=2,8, R1=2,7
110°	193,14	30,56	1440,88	402,59
zmiana R1 i R2	R1=2,2, R2=1,7	R1=2,1, R2=2,7	R1=1,7, R2=1,7	R1=2,7, R2=2,7



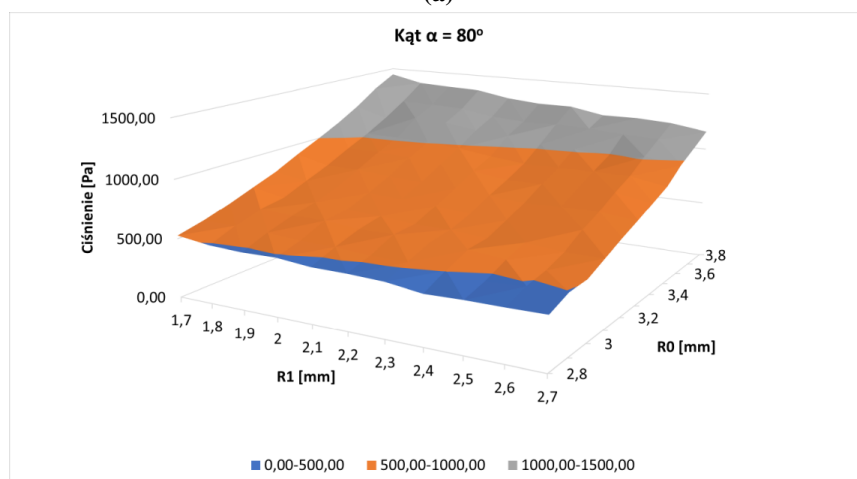
Rysunek A.12. Analiza wrażliwości wpływu zmian promieni r_1 i r_2 na WSS – **A** oraz ciśnienie – **B** dla kąta 70°

Tabela A.11. Wartości maksymalne i minimalne WSS oraz ciśnienia uzyskane z analizy wrażliwości dla kąta 115°

Kąt/parametr	WSS [Pa]		Ciśnienie [Pa]	
	Wielkości promieni [mm]		Wielkości promieni [mm]	
	max	min	max	min
115°	101,99	27,92	1601,73	430,82
zmiana R0 i R1	R0=3,8, R1=1,7	R0=2,8, R1=2,7	R0=3,8, R1=1,7	R0=2,8, R1=2,4
115°	390,52	27,16	3264,1	381,30
zmiana R0 i R2	R0=3,8, R1=1,7	R0=2,8, R1=2,7	R0=3,8, R1=1,7	R0=2,8, R1=2,7
115°	192,67	29,89	1481,54	398,54
zmiana R1 i R2	R1=1,8, R2=1,7	R1=2,2, R2=2,7	R1=1,7, R2=1,7	R1=2,7, R2=2,7



(a)

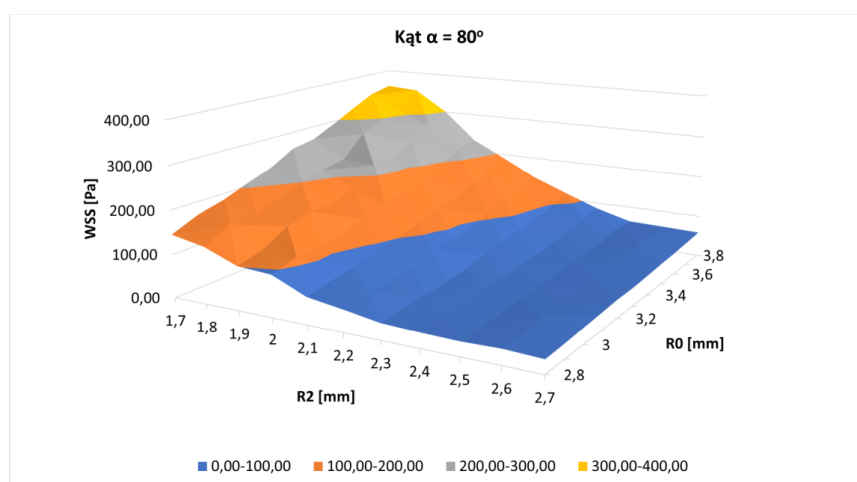


(b)

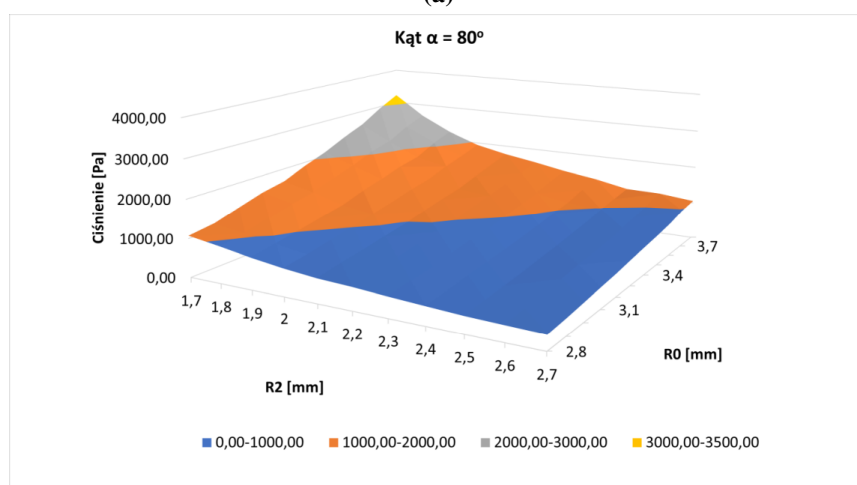
Rysunek A.13. Analiza wrażliwości wpływu zmian promieni r_0 i r_1 na WSS – **A** oraz ciśnienie – **B** dla kąta 80°

Tabela A.12. Wartości maksymalne i minimalne WSS oraz ciśnienia uzyskane z analizy wrażliwości dla kąta 120°

Kąt/parametr	WSS [Pa]		Ciśnienie [Pa]	
	Wielkości promieni [mm]		Wielkości promieni [mm]	
	max	min	max	min
120°	98,66	27,73	1625,64	433,38
zmiana R0 i R1	R0=3,8, R1=1,8	R0=2,8, R1=2,7	R0=3,8, R1=1,7	R0=2,8, R1=2,4
120°	398,88	27,16	3375,25	383,10
zmiana R0 i R2	R0=3,8, R1=1,7	R0=2,8, R1=2,7	R0=3,8, R1=1,7	R0=2,8, R1=2,7
120°	200,04	31,02	1458,94	402,03
zmiana R1 i R2	R1=1,8, R2=1,7	R1=1,9, R2=2,7	R1=1,7, R2=1,7	R1=2,7, R2=2,7

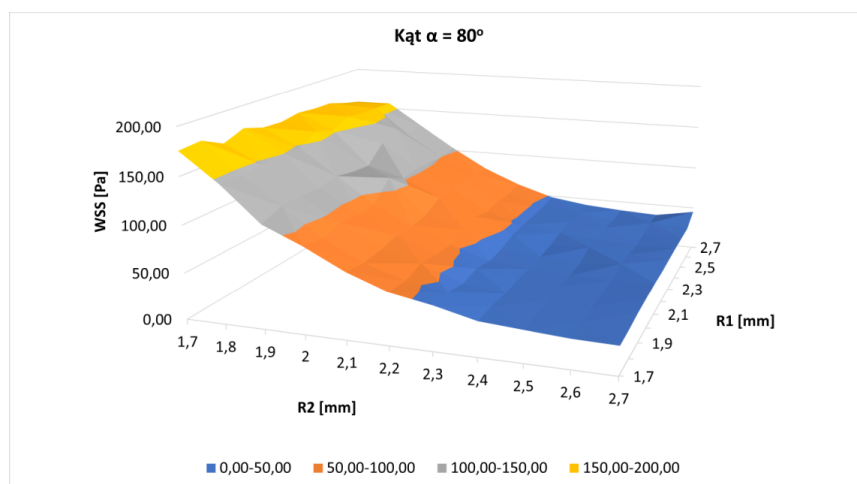


(a)

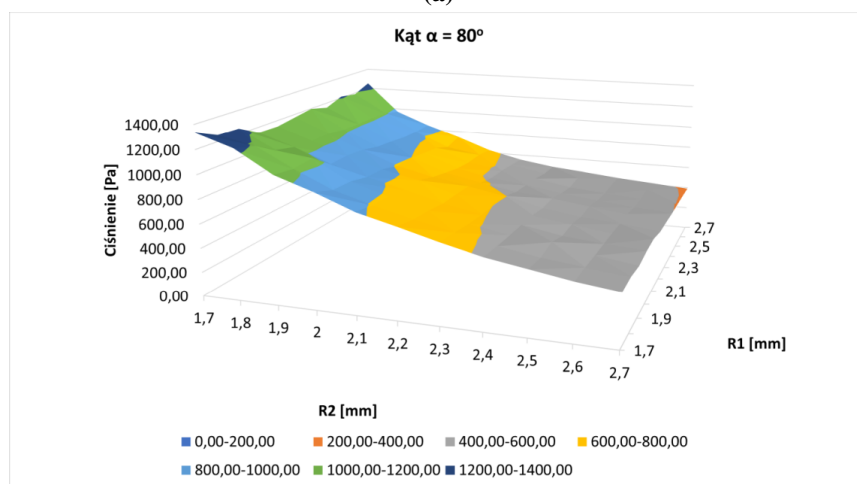


(b)

Rysunek A.14. Analiza wrażliwości wpływu zmian promieni r_0 i r_2 na WSS – **A** oraz ciśnienie – **B** dla kąta 80°

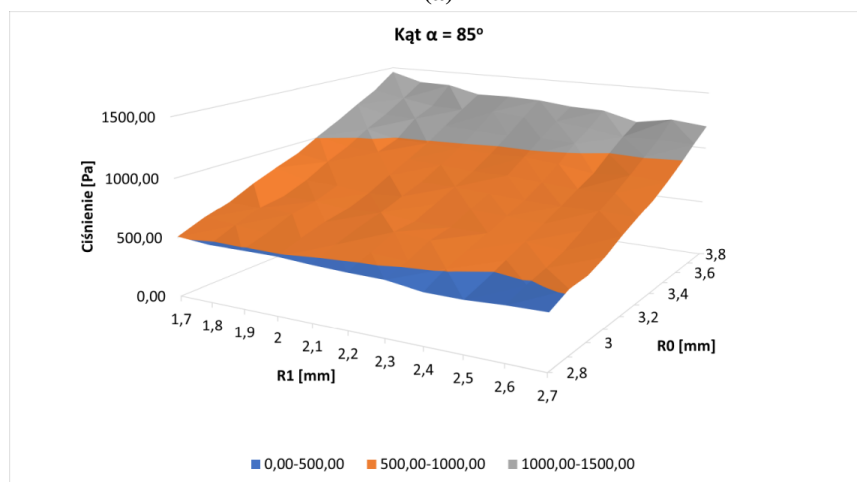
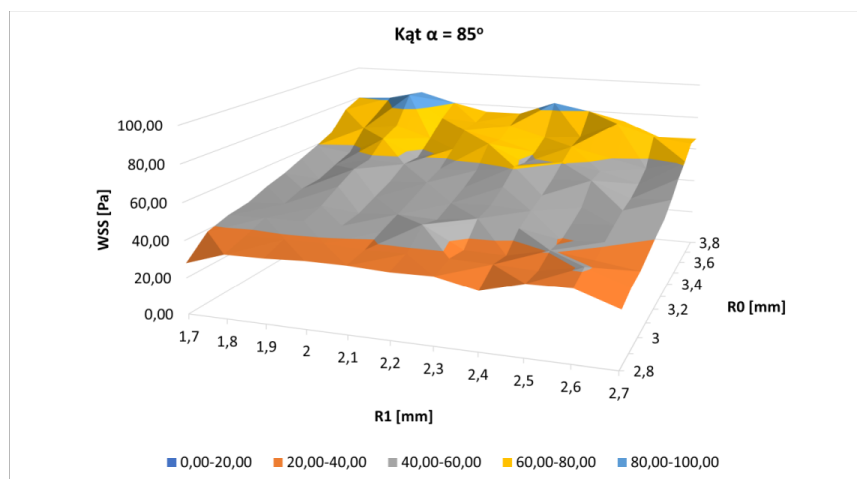


(a)

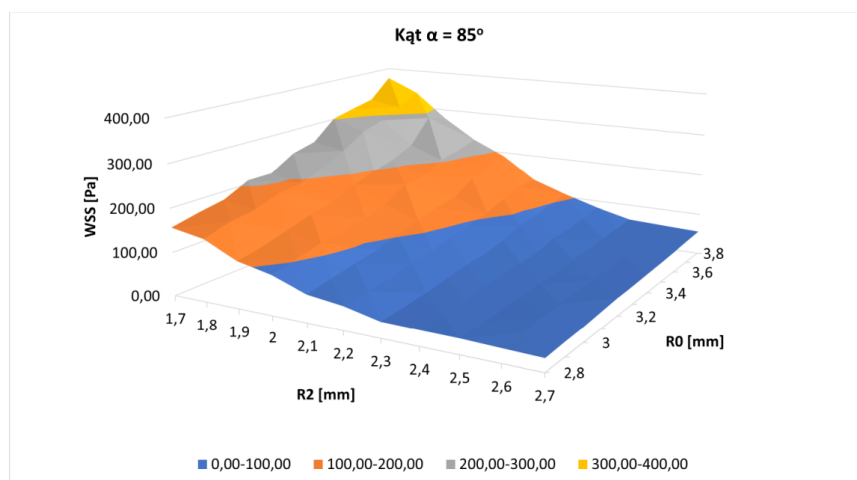


(b)

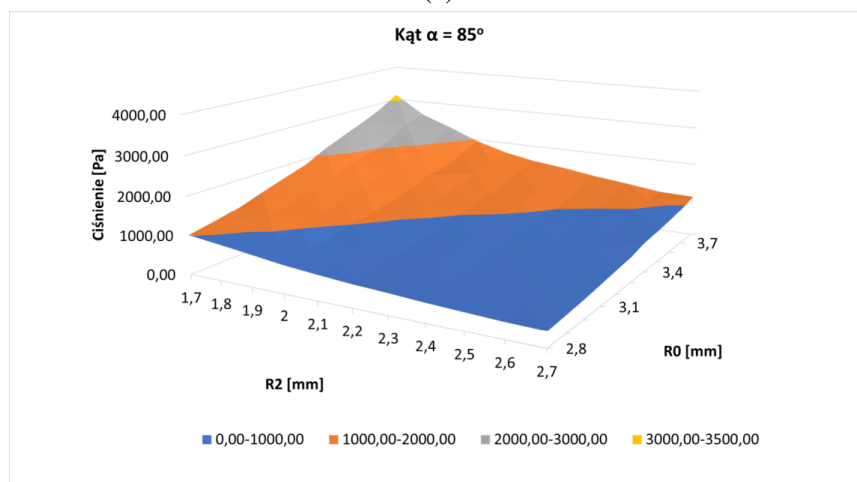
Rysunek A.15. Analiza wrażliwości wpływu zmian promieni r_1 i r_2 na WSS – **A** oraz ciśnienie – **B** dla kąta 80°



Rysunek A.16. Analiza wrażliwości wpływu zmian promieni r_0 i r_1 na WSS – **A** oraz ciśnienie – **B** dla kąta 85°

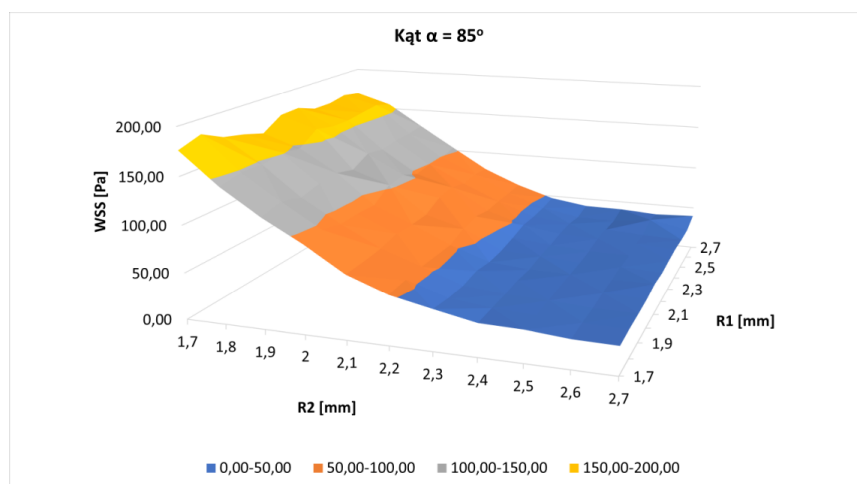


(a)

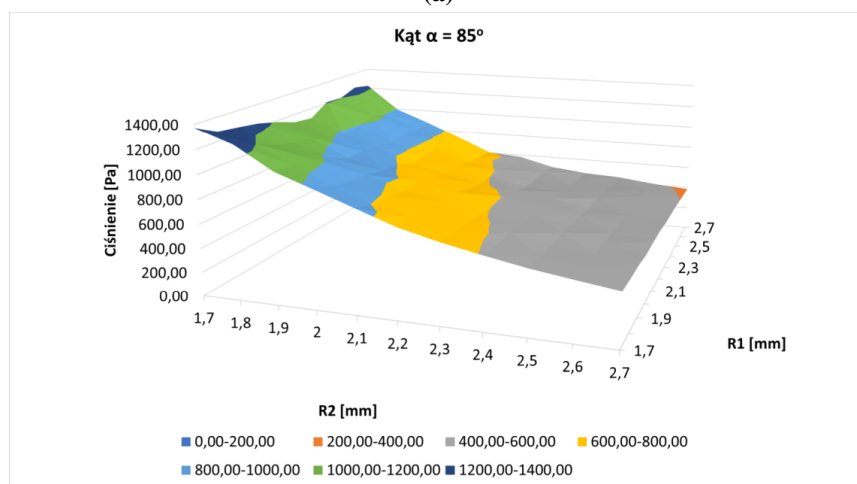


(b)

Rysunek A.17. Analiza wrażliwości wpływu zmian promieni r_0 i r_2 na WSS – **A** oraz ciśnienie – **B** dla kąta 85°

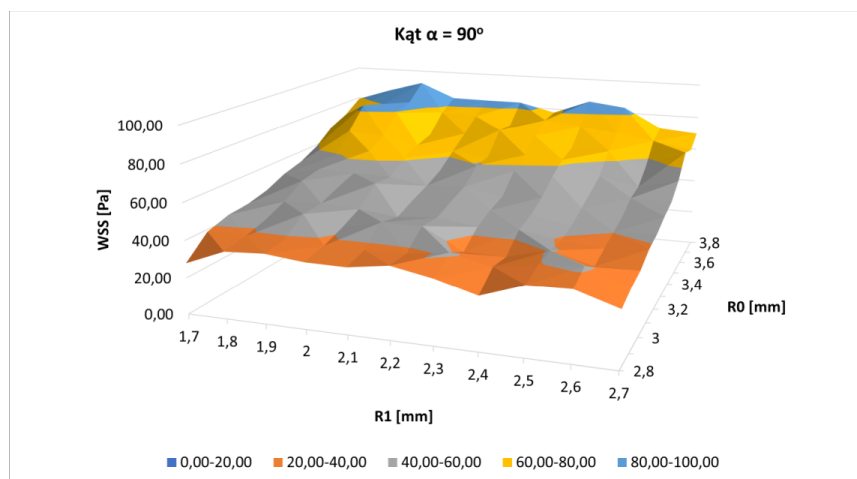


(a)

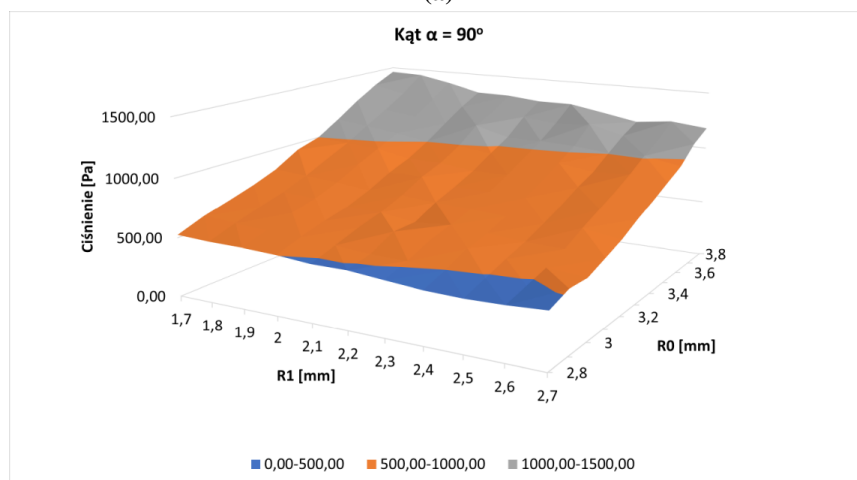


(b)

Rysunek A.18. Analiza wrażliwości wpływu zmian promieni r_1 i r_2 na WSS – **A** oraz ciśnienie – **B** dla kąta 85°

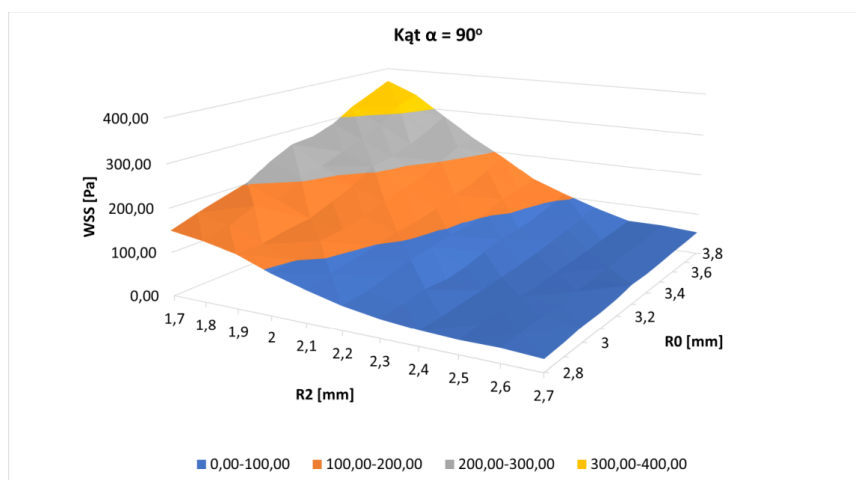


(a)

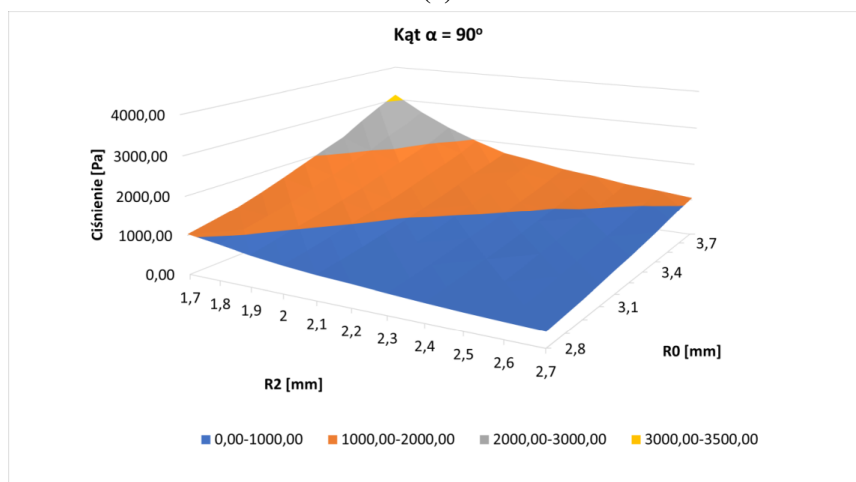


(b)

Rysunek A.19. Analiza wrażliwości wpływu zmian promieni r_0 i r_1 na WSS – **A** oraz ciśnienie – **B** dla kąta 90°

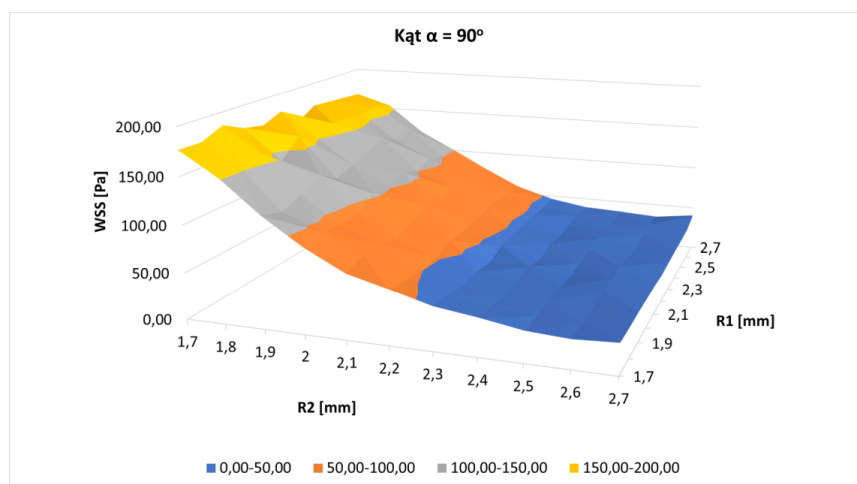


(a)

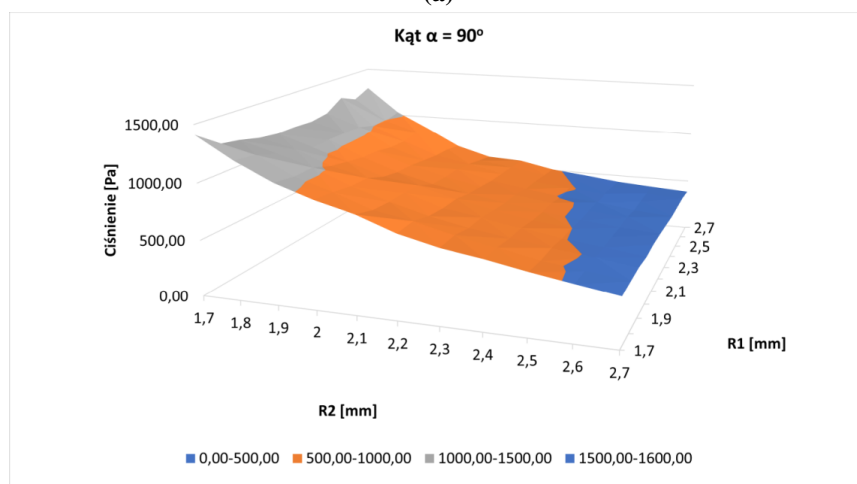


(b)

Rysunek A.20. Analiza wrażliwości wpływu zmian promieni r_0 i r_2 na WSS – **A** oraz ciśnienie – **B** dla kąta 90°

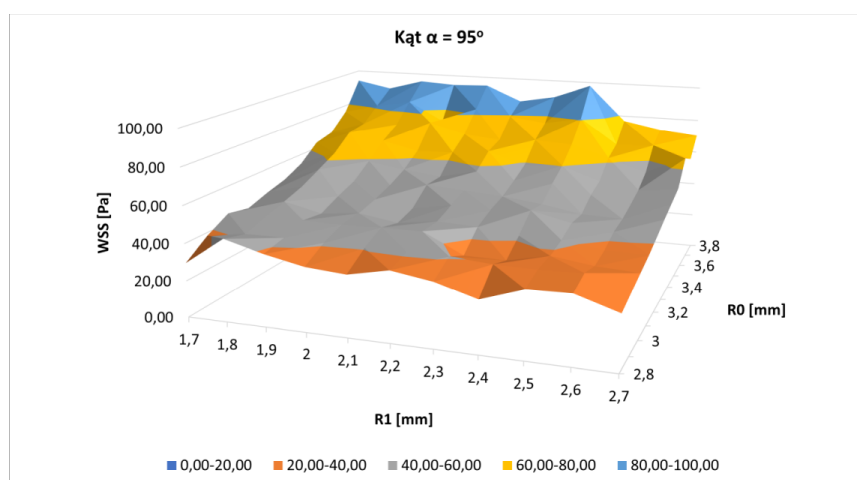


(a)

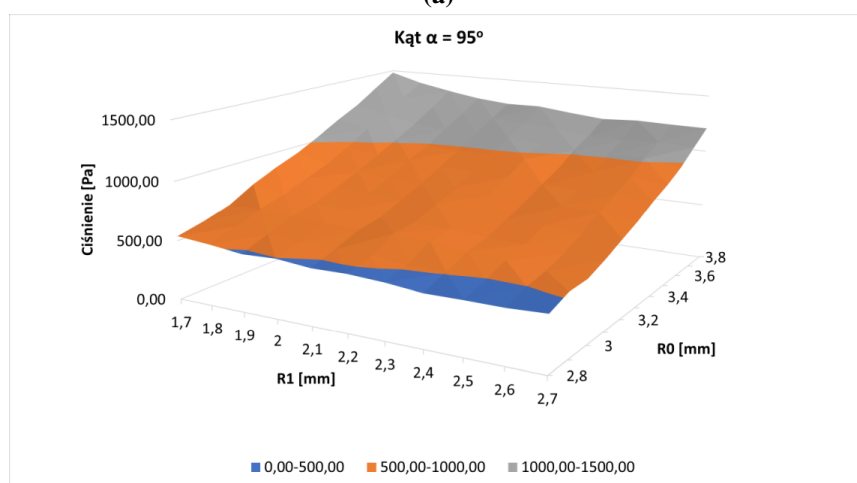


(b)

Rysunek A.21. Analiza wrażliwości wpływu zmian promieni r_1 i r_2 na WSS – **A** oraz ciśnienie – **B** dla kąta 90°

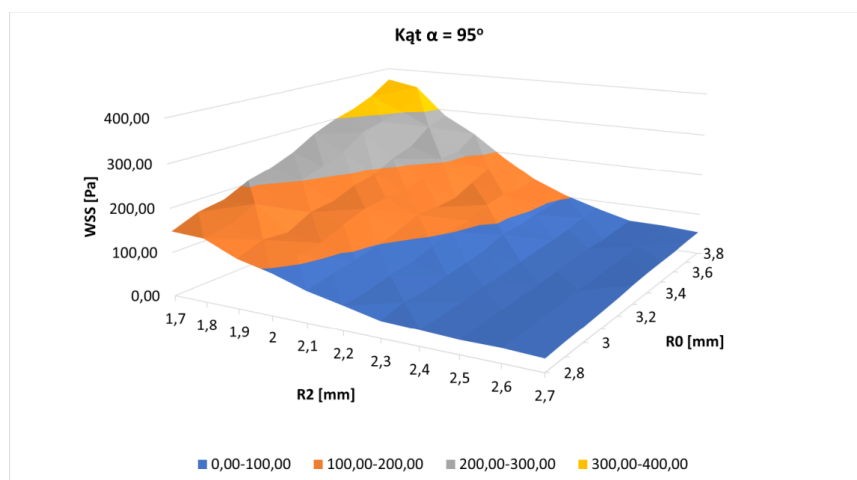


(a)

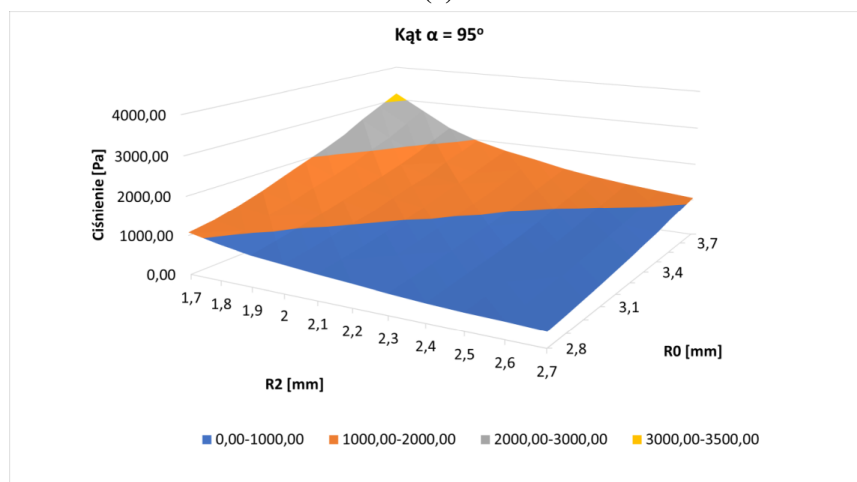


(b)

Rysunek A.22. Analiza wrażliwości wpływu zmian promieni r_0 i r_1 na WSS – **A** oraz ciśnienie – **B** dla kąta 95°

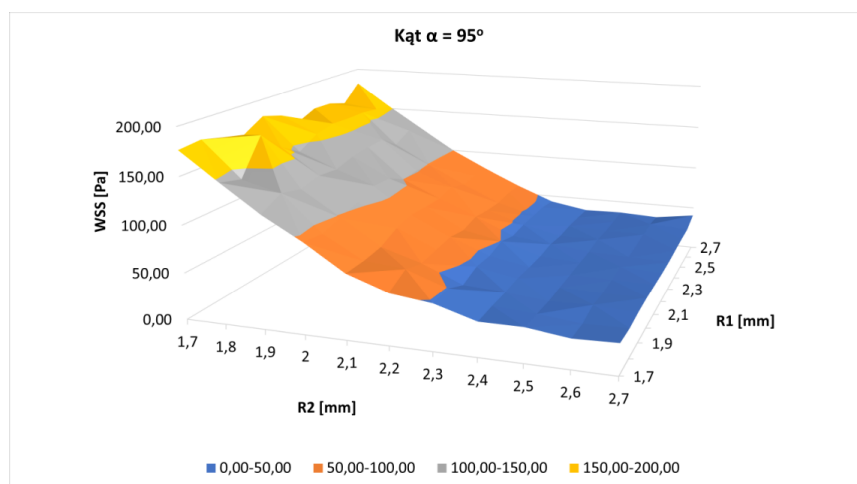
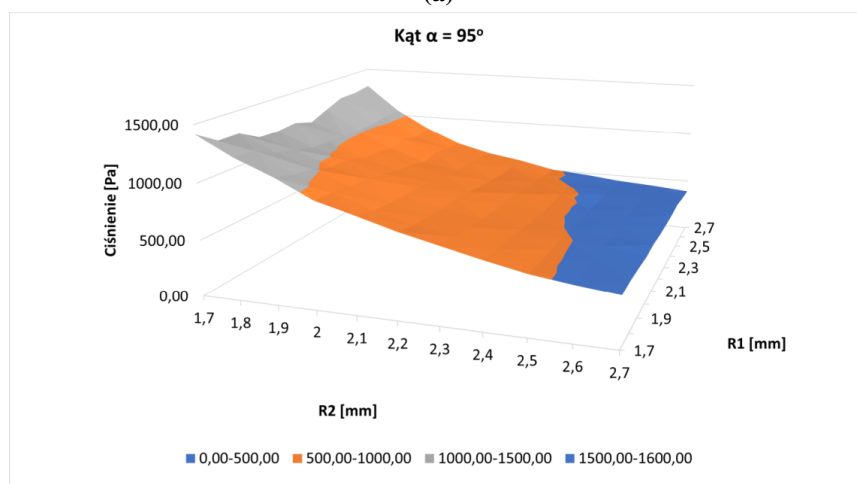


(a)

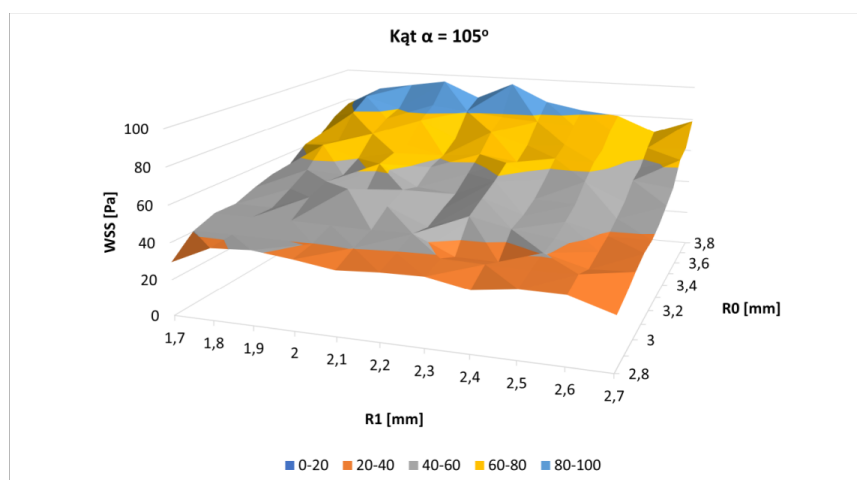


(b)

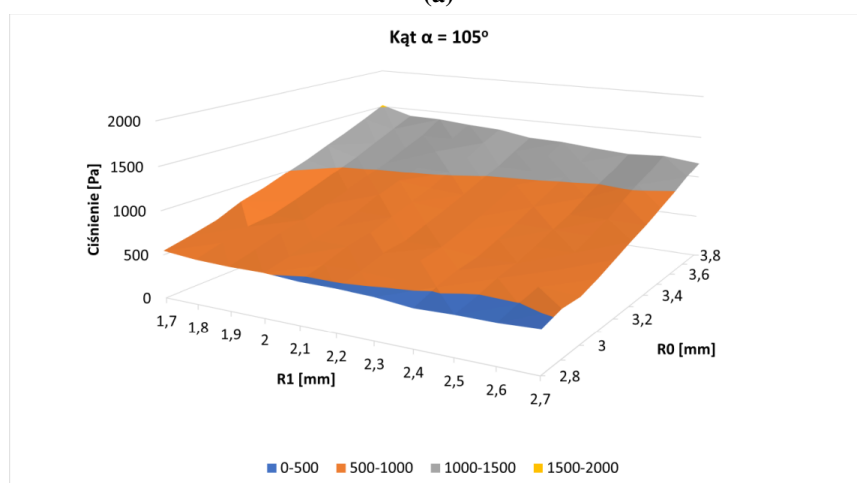
Rysunek A.23. Analiza wrażliwości wpływu zmian promieni r_0 i r_2 na WSS – **A** oraz ciśnienie – **B** dla kąta 95°

**(a)****(b)**

Rysunek A.24. Analiza wrażliwości wpływu zmian promieni r_1 i r_2 na WSS – **A** oraz ciśnienie – **B** dla kąta 95°

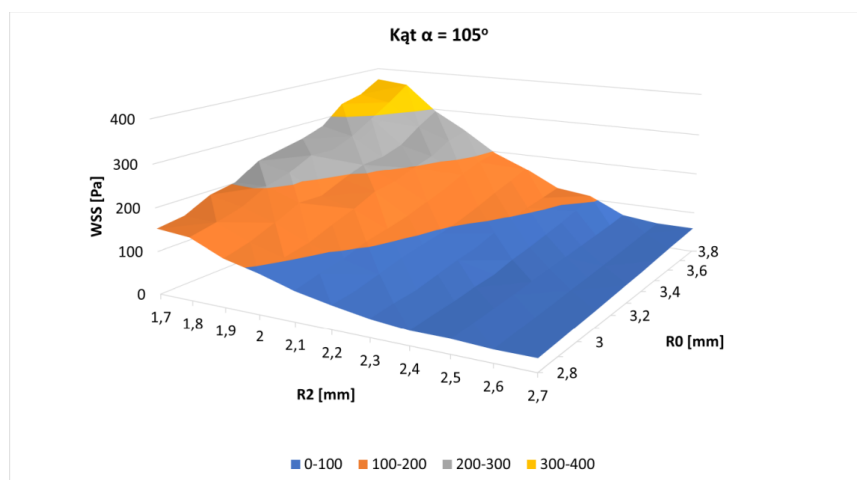


(a)

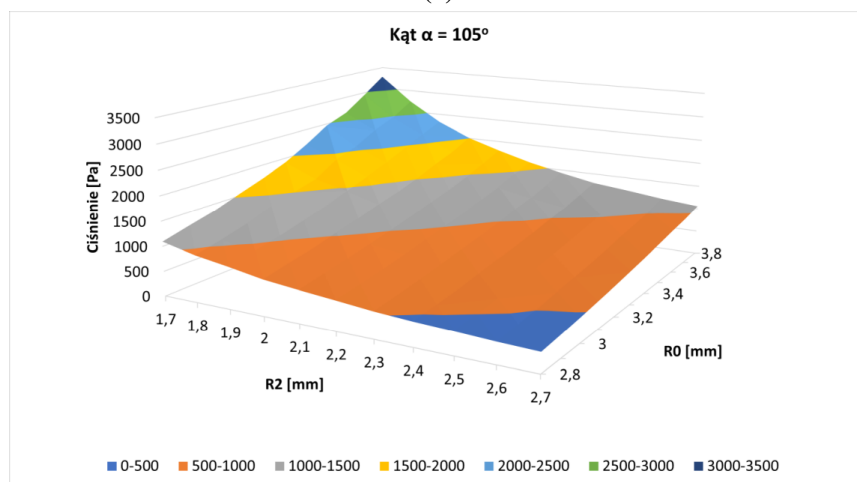


(b)

Rysunek A.25. Analiza wrażliwości wpływu zmian promieni r_0 i r_1 na WSS – **A** oraz ciśnienie – **B** dla kąta 105°

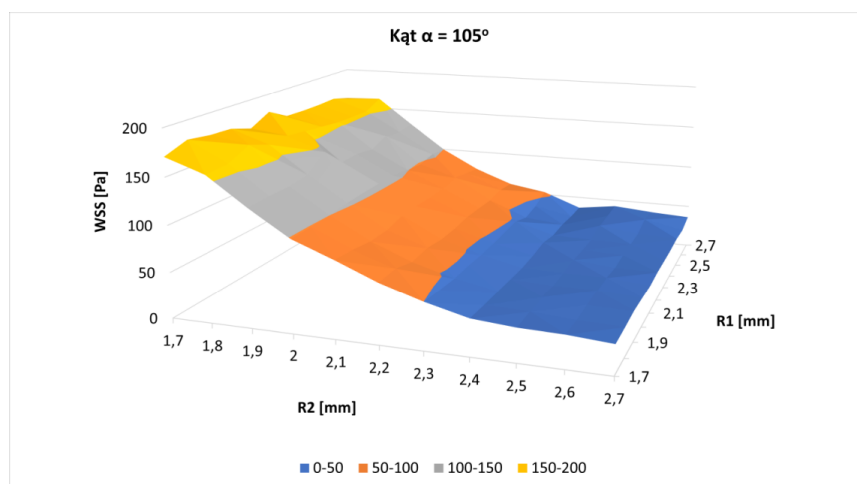


(a)

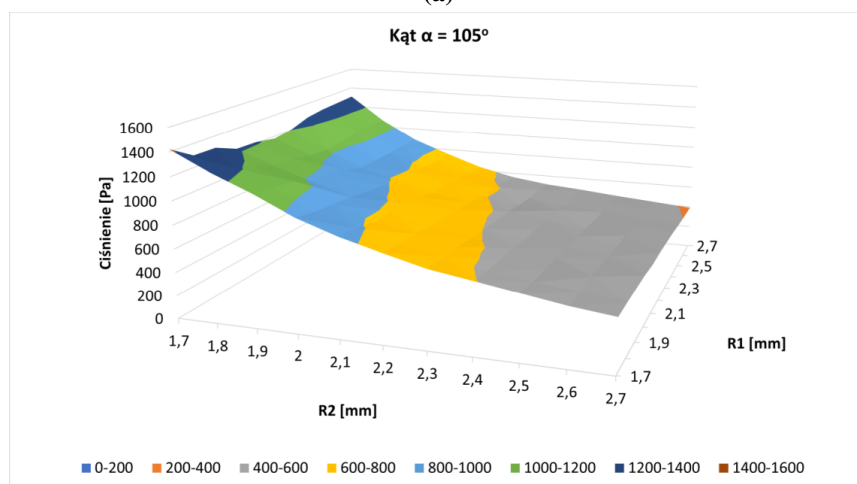


(b)

Rysunek A.26. Analiza wrażliwości wpływu zmian promieni r_0 i r_2 na WSS – **A** oraz ciśnienie – **B** dla kąta 105°

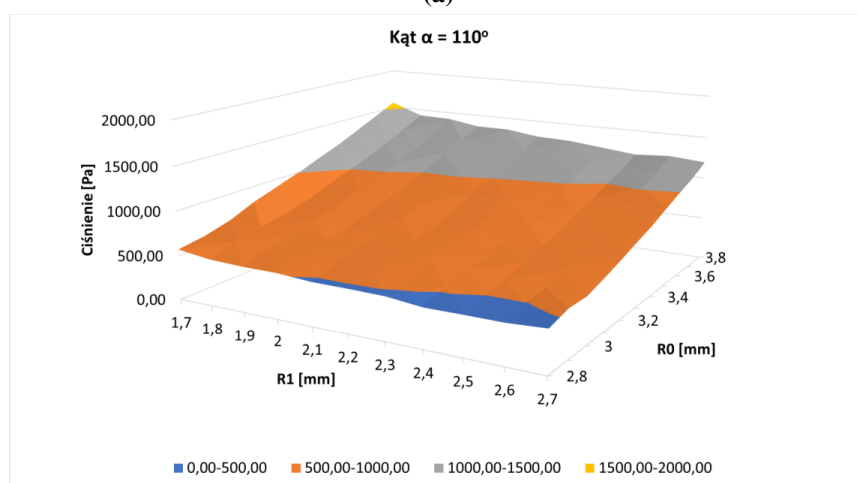
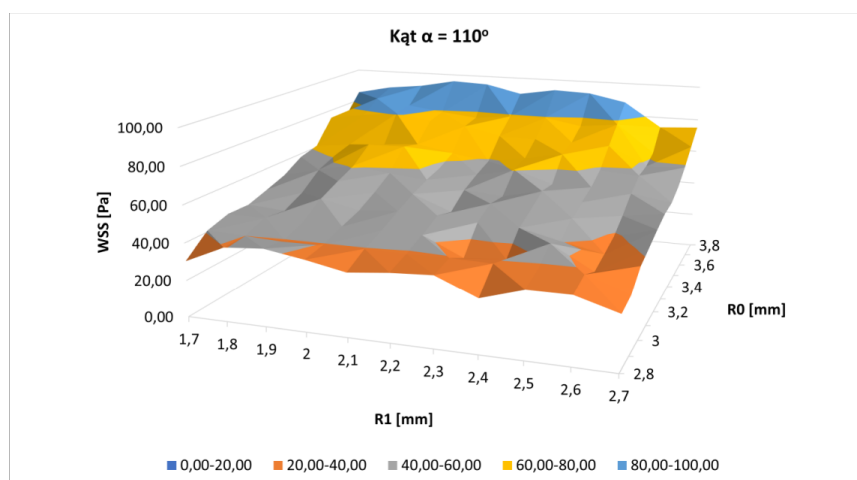


(a)

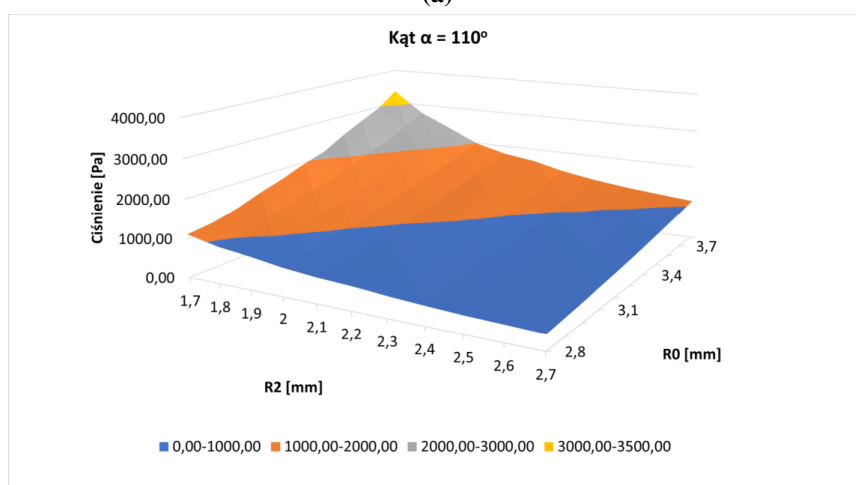
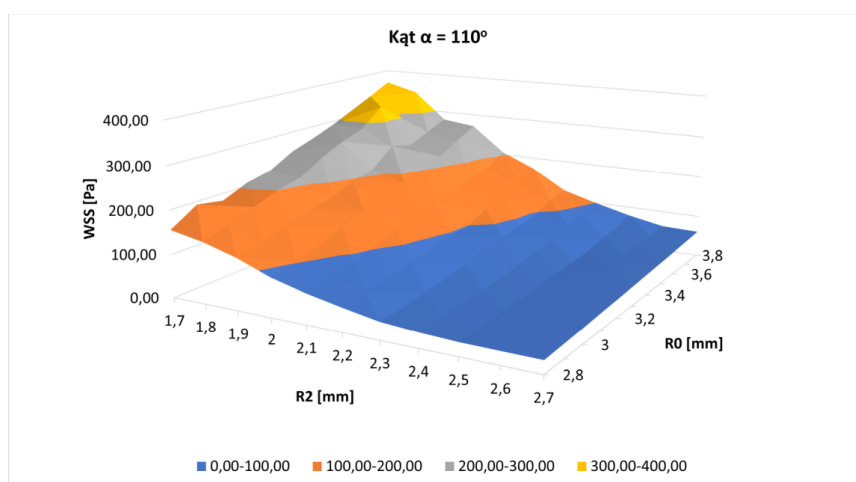


(b)

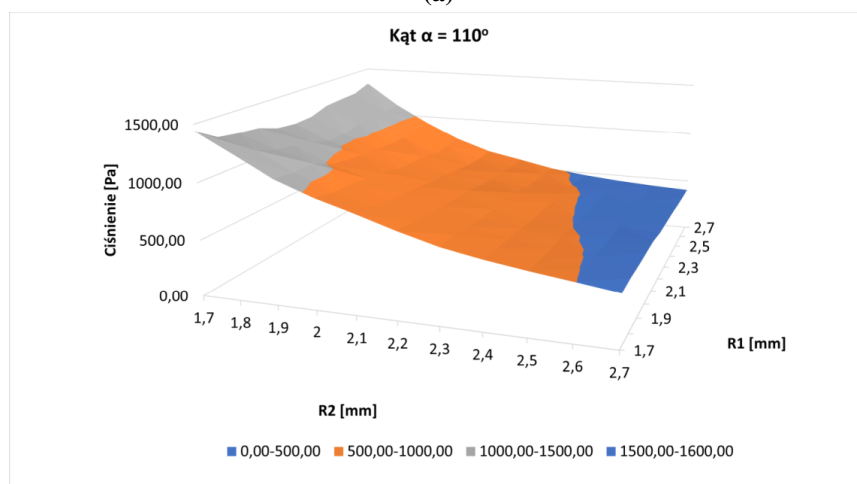
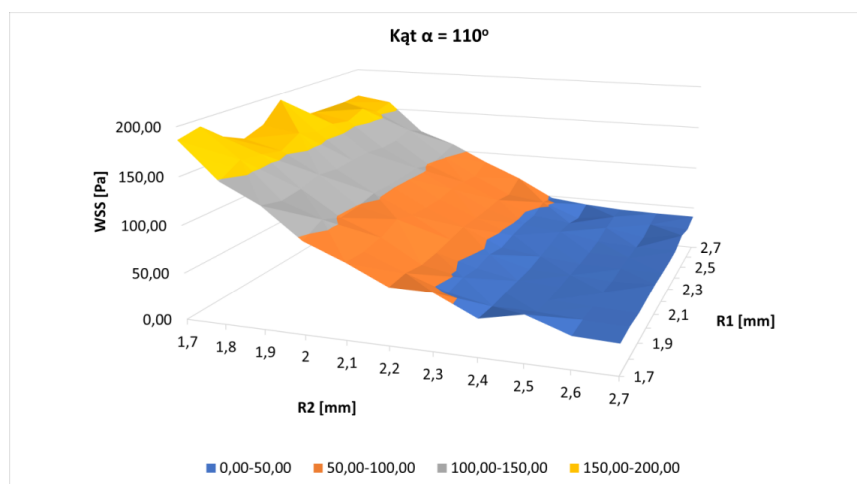
Rysunek A.27. Analiza wrażliwości wpływu zmian promieni r_1 i r_2 na WSS – **A** oraz ciśnienie – **B** dla kąta 105°



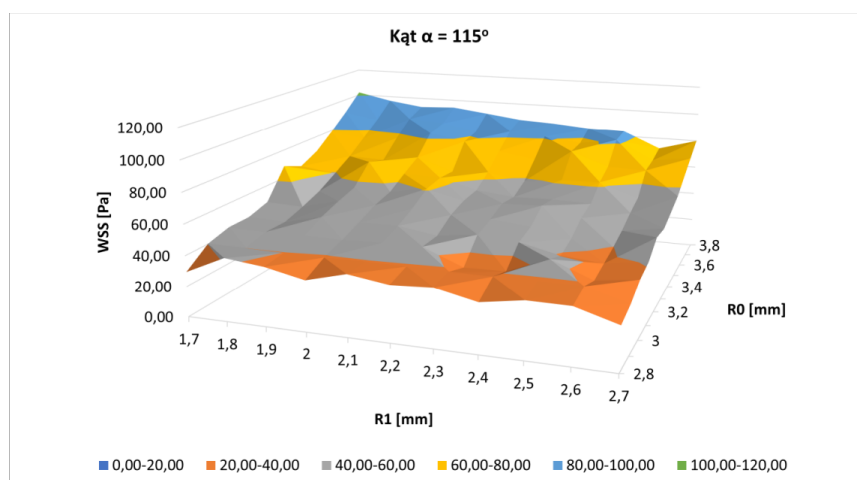
Rysunek A.28. Analiza wrażliwości wpływu zmian promieni r_0 i r_1 na WSS – **A** oraz ciśnienie – **B** dla kąta 110°



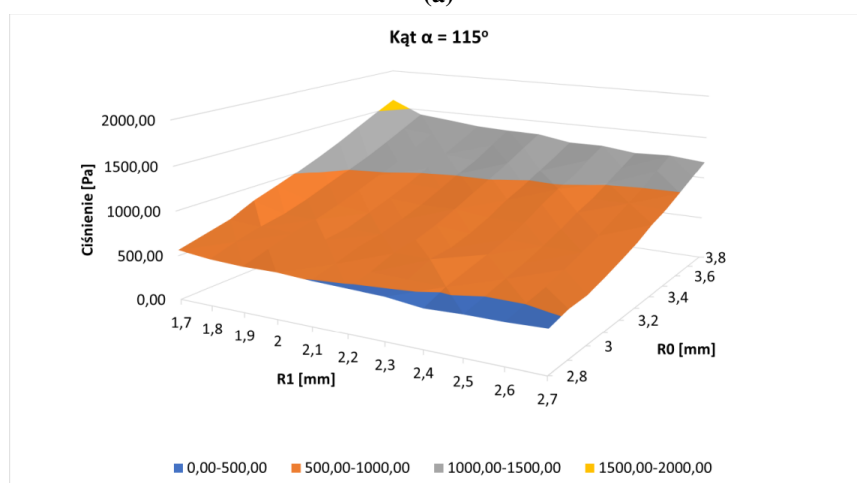
Rysunek A.29. Analiza wrażliwości wpływu zmian promieni r_0 i r_2 na WSS – **A** oraz ciśnienie – **B** dla kąta 110°



Rysunek A.30. Analiza wrażliwości wpływu zmian promieni r_1 i r_2 na WSS – **A** oraz ciśnienie – **B** dla kąta 110°

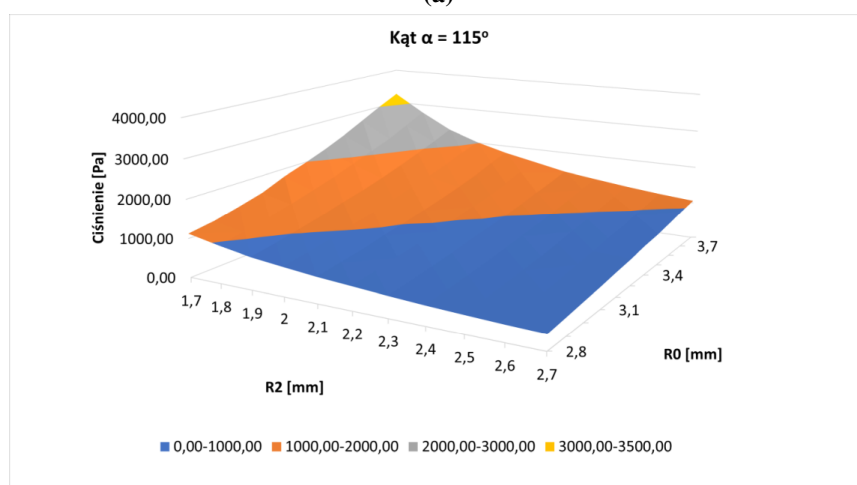
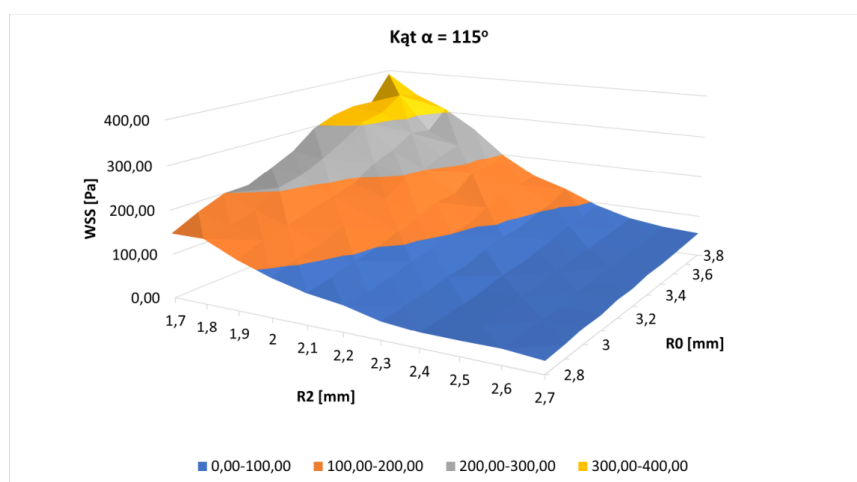


(a)

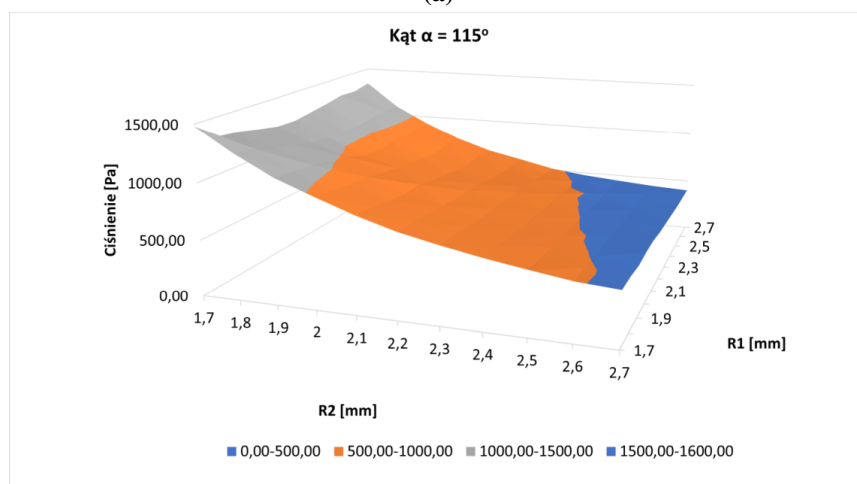
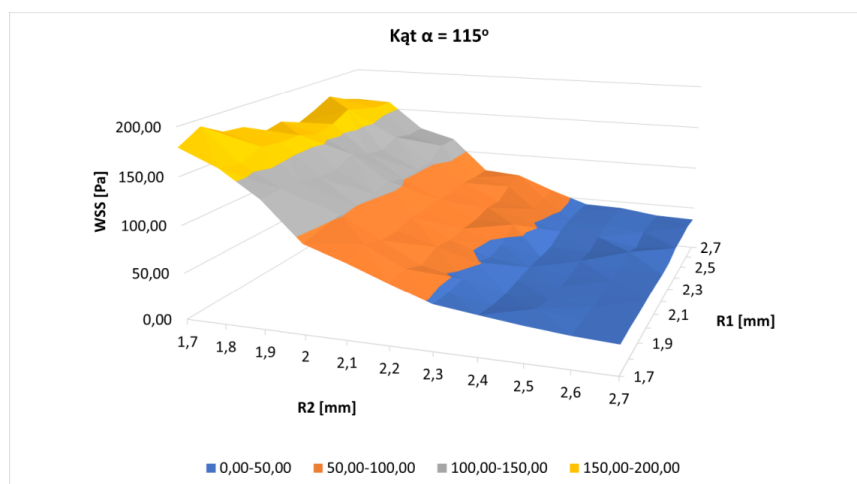


(b)

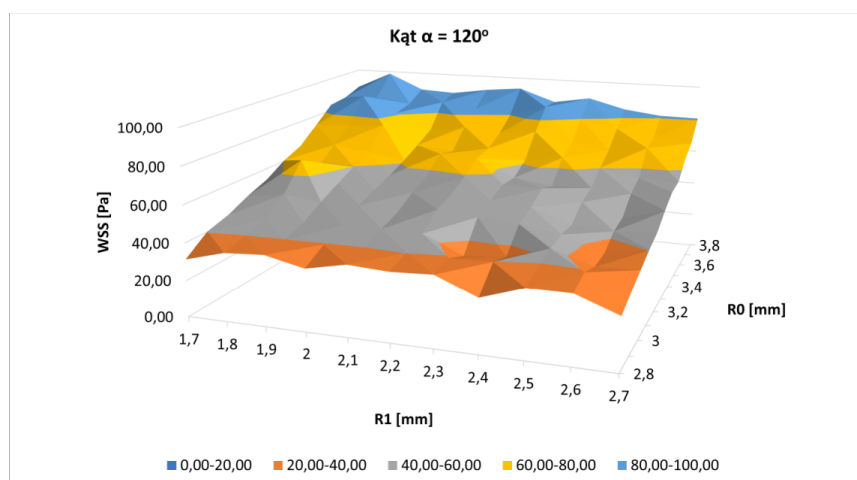
Rysunek A.31. Analiza wrażliwości wpływu zmian promieni r_0 i r_1 na WSS – A oraz ciśnienie – B dla kąta 115°



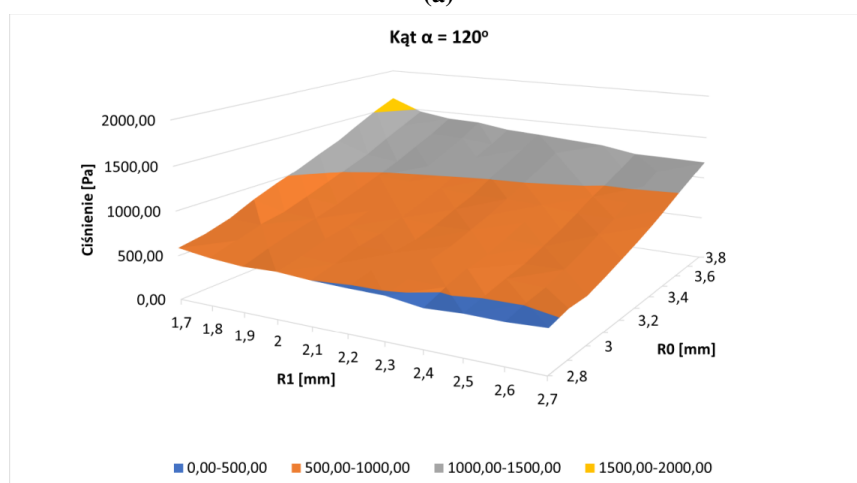
Rysunek A.32. Analiza wrażliwości wpływu zmian promieni r_0 i r_2 na WSS – **A** oraz ciśnienie – **B** dla kąta 115°



Rysunek A.33. Analiza wrażliwości wpływu zmian promieni r_1 i r_2 na WSS – **A** oraz ciśnienie – **B** dla kąta 115°

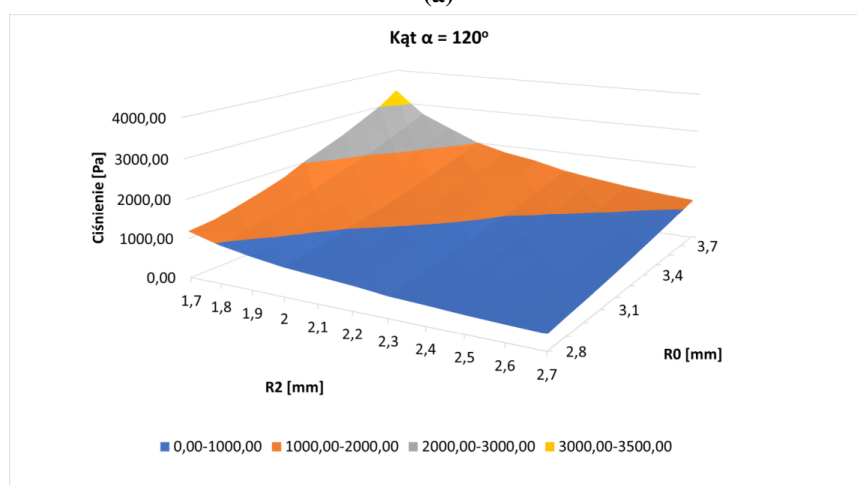
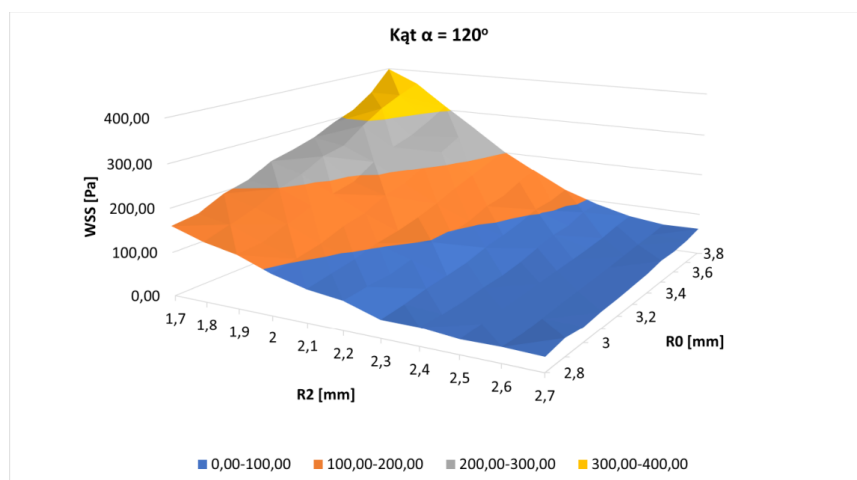


(a)

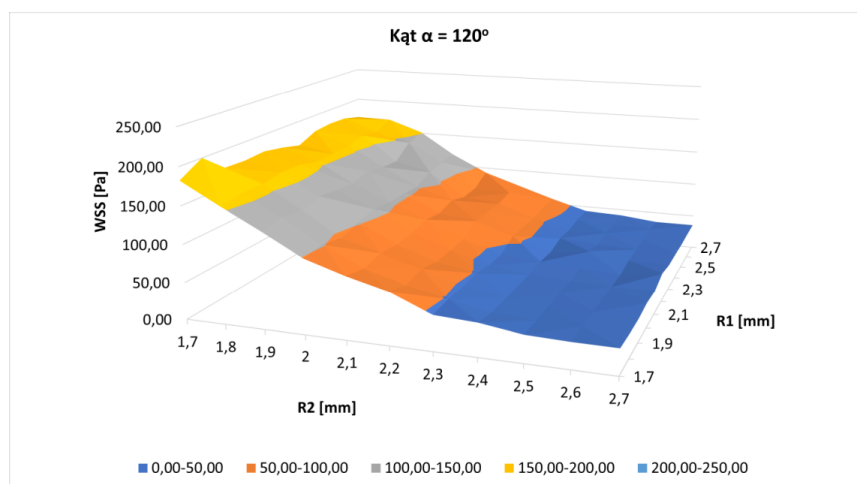


(b)

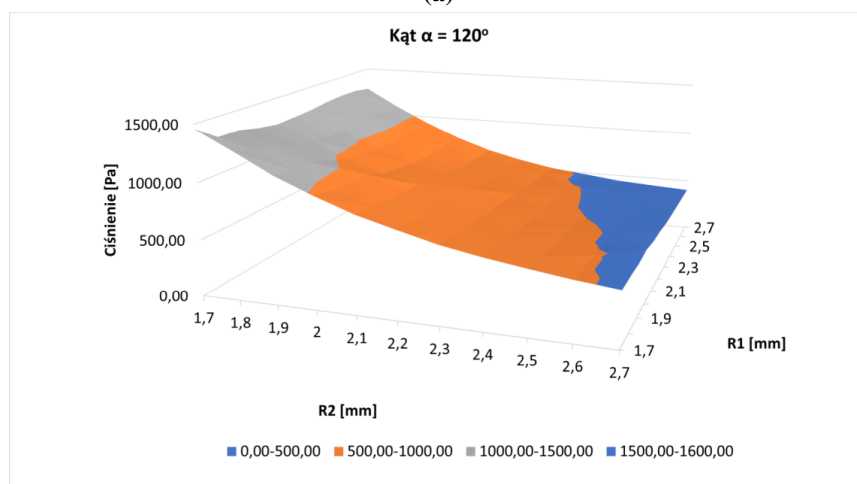
Rysunek A.34. Analiza wrażliwości wpływu zmian promieni r_0 i r_1 na WSS – **A** oraz ciśnienie – **B** dla kąta 120°



Rysunek A.35. Analiza wrażliwości wpływu zmian promieni r_0 i r_2 na WSS – **A** oraz ciśnienie – **B** dla kąta 120°



(a)



(b)

Rysunek A.36. Analiza wrażliwości wpływu zmian promieni r_1 i r_2 na WSS – **A** oraz ciśnienie – **B** dla kąta 120°

Streszczenie

Choroby układu krążenia są jedną z głównych przyczyn zgonów na całym świecie. Najczęściej występują schorzenia mięśnia sercowego, ale spora część dotyczy również tętniaków mózgu. Czynniki wpływające na rozwój tętniaków mózgu nie są do końca znane. Z tego powodu na całym świecie prowadzone są badania przyczyn formowania się tętniaków mózgu. Dlatego w pracy doktorskiej podjęto badania zjawisk dotyczących przepływu krwi przez środkową tętnicę mózgu z wykorzystaniem numerycznej mechaniki płynów (CFD) oraz badań eksperymentalnych na stanowisku laboratoryjnym. Połączenie metod numerycznych i doświadczalnych jest najbardziej skutecznym sposobem analizy czynników hemodynamicznych takich, jak naprężenia ścinające (WSS) i rozkład ciśnienia na ścianie tętnicy mózgu. Zastosowanie tych metod pozwala na weryfikację otrzymanych wyników analiz numerycznych oraz lepsze zrozumienie zachodzących procesów.

W pracy za cel przyjęto: opracowanie modelu przepływu krwi przez środkową tętnicę mózgu z użyciem metody CFD umożliwiającej symulację i analizę parametrów morfometrycznych i hemodynamicznych oraz ich wpływu na powstawanie tętniaków. Tak przyjęty cel rozprawy doktorskiej został w pełni osiągnięty za pomocą symulacji numerycznych przepływu krwi przez opracowane modele tętnic MCA otrzymanych z obrazów DICOM dla fizjologicznych/rzeczywistych warunków brzegowych. Zrealizowane badania swoim zakresem obejmowały wielowariantowe analizy przepływu krwi w tętnicy z uwzględnieniem numerycznej analizy oraz badania eksperymentalne na stanowisku laboratoryjnym PIV.

Przeprowadzone symulacje numeryczne z wykorzystaniem modelu parametrycznego umożliwiły analizowanie parametrów hemodynamicznych (naprężenia WSS i rozkład ciśnienia) oraz parametrów morfometrycznych tętnic (kąta podziału i promieni) w aspekcie powstawania tętniaków. Wykonana analiza retrospektywna przepływu krwi przez tętnice z tętniakiem oraz po jego usunięciu wykazała występowanie największych wartości naprężenia WSS i ciśnienia w miejscu formowania się tętniaków. Potwierdzają to również wyniki przeprowadzonych badań eksperymentalnych z wykorzystaniem autorskiego stanowiska laboratoryjnego do analizy przepływu z użyciem metody PIV. Z tego powodu, prezentowane wyniki w pracy doktorskiej stanowią uzupełnienie wiedzy dotyczącej czynników/przyczyn wpływających na formowanie i rozwój tętniaków oraz mogą być pomocne przy planowaniu sposobu terapii/lечения tętniaków tętnicy MCA mózgu.

Abstract

Cardiovascular disease is one of the leading causes of death worldwide. The most common diseases are the heart muscle, but a large proportion also affects brain aneurysms. The factors influencing the development of brain aneurysms are not fully known. For this reason, research into the causes of brain aneurysms is being conducted all over the world. Therefore, the doctoral dissertation investigates the phenomena of blood flow through the middle cerebral artery using computational fluid dynamics (CFD) and experimental tests on a laboratory stand. The combination of numerical and experimental methods is the most effective way to analyse hemodynamic factors such as wall shear stress (WSS) and pressure distribution across the artery wall. The use of these methods allows for the verification of the obtained results of numerical analyses and a better understanding of the processes taking place.

The aim of the study was to develop a model of blood flow through the middle cerebral artery using the CFD method, which enables the simulation and analysis of morphometric and hemodynamic parameters and their influence on the formation of aneurysms. The objective of the doctoral dissertation thus adopted was fully achieved by means of numerical simulations of blood flow through the developed MCA artery models obtained from DICOM images for physiological/actual boundary conditions. The scope of the performed tests included multivariate analyses of blood flow in the artery, including numerical analysis, and experimental tests at the PIV laboratory stand.

Conducted numerical simulations with the use of a parametric model made it possible to analyse hemodynamic parameters (WSS stress and pressure distribution) and morphometric parameters of arteries (division angle and radii) in terms of aneurysm formation. The retrospective analysis of blood flow through the arteries with the aneurysm and after its removal showed the highest values of WSS stress and pressure at the site of aneurysm formation. This is also confirmed by the results of experimental studies carried out using the proprietary laboratory stand for flow analysis using the PIV method. For this reason, the presented results of the doctoral dissertation supplement the knowledge of the factors/causes influencing the formation and development of aneurysms and may be helpful in planning the method of therapy/treatment of MCA cerebral artery aneurysms.

Bibliografia

- [1] Inagawa, T., „Risk factors for the formation and rupture of intracranial saccular aneurysms in Shimane, Japan”. W: *World Neurosurgery* 73 (3 2010), s. 155–164. DOI: 10.1016/j.surneu.2009.03.007.
- [2] Murray, C., „The physiological principle of minimum work applied to the angle of branching of arteries”. W: 4 (1926), s. 835–841.
- [3] Kaspera, W., Ćmiel–Smorzyk, K., Wolański, W., Kawlewska, E., Hebda, A., Gzik, M., Ładziński, P., „Morphological and Hemodynamic Risk Factors for Middle Cerebral Artery Aneurysm: a Case–Control Study of 190 Patients”. W: *Scientific Reports* 10 (1 2020), s. 1–10. DOI: 10.1038/s41598-019-56061-2.
- [4] Munarriz, P.M., Gómez, P.A., Paredes, I., Castaño–Leon, A.M., Cepeda, S., Lagares, A., „Basic Principles of Hemodynamics and Cerebral Aneurysms”. W: *World Neurosurgery* 88 (2016), s. 311–319. DOI: 10.1016/j.wneu.2016.01.031.
- [5] Can, A., Mouminah, A., Ho, A.L., Du, R., „Effect of vascular anatomy on the formation of basilar tip aneurysms”. W: *Neurosurgery* 76 (1 2015), s. 62–66. DOI: 10.1227/NEU.0000000000000564.
- [6] Rossitti, S., „Shear stress in cerebral arteries carrying saccular aneurysms. A preliminary study”. W: *Acta radiologica (Stockholm, Sweden : 1987)* 39 (1998), s. 711–7.
- [7] Kayembe, K.N.T., Sasahara, M., Hazama, F., „Cerebral aneurysms and variations in the circle of Willis”. W: *Stroke* 15.5 (1984), s. 846–850. DOI: 10.1161/01.str.15.5.846.
- [8] Hollnagel, D.I., Summers, P.E., Poulikakos, D., Kollias, S.S., „Comparative velocity investigations in cerebral arteries and aneurysms: 3D phase–contrast MR angiography, laser Doppler velocimetry and computational fluid dynamics”. W: *NMR in Biomedicine* 22 (8 2009), s. 795–808. DOI: 10.1002/nbm.1389.

- [9] Ryan, J.R., Almefty, K.K., Nakaji, P., Frakes, D.H., „Cerebral Aneurysm Clipping Surgery Simulation Using Patient-Specific 3D Printing and Silicone Casting”. W: *World Neurosurgery* 88 (2016), s. 175–181. DOI: 10.1016/j.wneu.2015.12.102.
- [10] Bochenek, A., Reicher, M., Hiller, S., Łasiński, W., *Układ naczyniowy*. Warszawa: Wydawnictwo Lekarskie PZWL, 2004, s. 191–193.
- [11] Gibo, H., Carver, C.C., Rhoton, A.L., Lenkey, C., Mitchell, R.J., „Microsurgical anatomy of the middle cerebral artery”. W: *Journal of Neurosurgery* 54.2 (1981), s. 151–169. DOI: 10.3171/jns.1981.54.2.0151.
- [12] Kaspera, W., Ładziński, P., Larysz, P., Hebda, A., Ptaszkiewicz, K., Kopera, M., Larysz, D., „Morphological, hemodynamic, and clinical independent risk factors for anterior communicating artery aneurysms”. W: *Stroke* 45 (10 2014), s. 2906–2911. DOI: 10.1161/STROKEAHA.114.006055.
- [13] Vlák, M.H.M., Rinkel, G.J.E., Greebe, P., Algra, A., „Independent risk factors for intracranial aneurysms and their joint effect: A case-control study”. W: *Stroke* 44 (4 kw. 2013), s. 984–987. DOI: 10.1161/STROKEAHA.111.000329.
- [14] Kasuya, H., Shimizu, T., Nakaya, K., Sasahara, A., Hori, T., Takakura, K., „Angles between A1 and A2 Segments of the Anterior Cerebral Artery Visualized by Three-dimensional Computed Tomographic Angiography and Association of Anterior Communicating Artery Aneurysms”. W: *Neurosurgery* 45.1 (1999).
- [15] Siedlecki, Z., Nowak, K., Śniegocki, M., Grzonkowska, M., Baumgart, M., Wiśniewski, M., Szpinda, M., „Morphometric study of the bilateral middle cerebral arteries in patients with a unilateral aneurysm”. W: *European Journal of Translational and Clinical Medicine* 4.1 (2021), s. 29–34. DOI: 10.31373/ejtc/130440.
- [16] Zhang, X.J., Gao, B.L., Li, T.X., Hao, W.L., Wu, S.S., Zhang, D.H., „Association of basilar bifurcation aneurysms with age, sex, and bifurcation geometry”. W: *Stroke* 49 (6 2018), s. 1371–1376. DOI: 10.1161/STROKEAHA.118.020829.
- [17] Shayestagul, N.A., Christensen, C.E., Amin, F.M., Ashina, S., Ashina, M., „Measurement of Blood Flow Velocity in the Middle Cerebral Artery During Spontaneous Migraine Attacks: A Systematic Review”. W: *Headache* 57 (6 2017), s. 852–861. DOI: 10.1111/head.13106.

- [18] Truemanm, R.C., Diaz, C., Farr, T.D., Harrison, D.J., Fuller, A., Tokarczuk, P.F., Stewart, A.J., Paisey, S.J., Dunnett, S.B., „Systematic and detailed analysis of behavioural tests in the rat middle cerebral artery occlusion model of stroke: Tests for long-term assessment”. W: *Journal of Cerebral Blood Flow and Metabolism* 37 (4 2017), s. 1349–1361. DOI: 10.1177/0271678X16654921.
- [19] Ye, J., Zheng, P., Hassan, M., Jiang, S., Zheng, J., „Relationship of the angle between the A1 and A2 segments of the anterior cerebral artery with formation and rupture of anterior communicating artery aneurysm”. W: *Journal of the Neurological Sciences* 375 (kw. 2017), s. 170–174. DOI: 10.1016/j.jns.2017.01.062.
- [20] Can, A., Ho, A.L., Dammers, R., Dirven, C.M.F., Du, R., „Morphological parameters associated with middle cerebral artery aneurysms”. W: *Neurosurgery* 76 (6 czer. 2015), s. 721–726. DOI: 10.1227/NEU.0000000000000713.
- [21] Baharoglu, M.I., Lauric, A., Wu, C., Hippelheuser, J., Malek, A.M., „Deviation from optimal vascular caliber control at middle cerebral artery bifurcations harboring aneurysms”. W: *Journal of Biomechanics* 47 (13 2014), s. 3318–3324. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2014.08.012.
- [22] Sadatomo, T., Yuki, K., Migita, K., Imada, Y., Kuwabara, M., Kurisu, K., „Differences between middle cerebral artery bifurcations with normal anatomy and those with aneurysms”. W: *Neurosurgical Review* 36 (3 2013), s. 437–445. DOI: 10.1007/s10143-013-0450-5.
- [23] Chalouhi, N., Ali, M.S., Starke, R.M., Jabbour, P.M., Tjoumakaris, S.I., Gonzalez, L.F., Rosenwasser, R.H., Koch, W.J., Dumont, A.S., „Cigarette smoke and inflammation: Role in cerebral aneurysm formation and rupture”. W: *Mediators of Inflammation* 2012 (2012). DOI: 10.1155/2012/271582.
- [24] Metaxa, E., Tremmel, M., Natarajan, S.K., Xiang, J., Paluch, R.A., Mandelbaum, M., Siddiqui, A.H., Kolega, J., Mocco, J., Meng, H., „Characterization of critical hemodynamics contributing to aneurysmal remodeling at the basilar terminus in a rabbit model”. W: *Stroke* 41 (8 2010), s. 1774–1782. DOI: 10.1161/STROKEAHA.110.585992.
- [25] Żurada, A., Gielecki, J.St., Tubbs, R.S., Loukas, M., Żurada-Zielińska, A., Maksymowicz, W., Nowak, D., Cohen-Gadol, A.A., „Three-dimensional morphometry of the A1 segment of the anterior cerebral artery with

- neurosurgical relevance". W: *Neurosurgery* 67 (6 2010), s. 1768–1782. DOI: 10.1227/NEU.0b013e3181fa7fcb.
- [26] Le, T.B., Borazjani, I., Sotiropoulos, F., „Pulsatile flow effects on the hemodynamics of intracranial aneurysms". W: *Journal of Biomechanical Engineering* 132 (11 paź. 2010). DOI: 10.1115/1.4002702.
- [27] Bor, A.S.E., Velthuis, B.K., Majoie, C.B., Rinkel, G.J.E., „Configuration of intracranial arteries and development of aneurysms: a follow-up study". W: *Neurology* 70 (9 2008), s. 700–705. DOI: 10.1212/01.wnl.0000302176.03551.35.
- [28] Kaspera, W., Majchrzak, H., Ładziński, P., Tomalski, W., „Color doppler sonographic evaluation of collateral circulation in patients with cerebral aneurysms and the occlusion of the brachiocephalic vessels". W: *Neurosurgery* 57 (6 2005), s. 1117–1125. DOI: 10.1227/01.NEU.0000186009.62401.3C.
- [29] Ingebrigtsen, T., Morgan, M.K., Faulder, K., Ingebrigtsen, L., Sparr, T., Schirmer, H., „Bifurcation geometry and the presence of cerebral artery aneurysms". W: *Journal of neurosurgery* 101 (1 2004), s. 108–113. DOI: 10.3171/jns.2004.101.1.0108.
- [30] Kasjanovs, V., Ozolanta, I., Purina, B., „Features of biomechanical properties of human coronary arteries". W: *Mechanics of Composite Materials* 35 (2 1999), s. 155–168. DOI: 10.1007/BF02257246.
- [31] Rossitti, S., Lofgren, J., „Vascular dimensions of the cerebral arteries follow the principle of minimum work". W: *Stroke* 24.3 (1993), s. 371–377. DOI: 10.1161/01.STR.24.3.371.
- [32] Stehbens, W.E., Phil, D., „Etiology of intracranial berry aneurysms". W: 70 (1989), s. 823–831.
- [33] Rossitti, S., „Energetic and spatial constraints of arterial networks". W: *Arquivos de neuro-psiquiatria* 53.2 (1995), s. 333–341. DOI: 10.1590/s0004-282x1995000200028.
- [34] Zamir, M., „Optimality principles in arterial branching". W: *Journal of Theoretical Biology* 62.1 (1976), s. 227–251. DOI: 10.1016/0022-5193(76)90058-8.
- [35] Hashimoto, N., Kim, C., Kikuchi, H., Kang, Y., Hazama, F., „Experimental induction of cerebral aneurysms in monkeys". W: *J. Neurosurg* 67 (1987), s. 903–905.

- [36] Miura, Y., Ishida, F., Umeda, Y., Tanemura, H., Suzuki, H., Matsushima, S., Shimosaka, S., Taki, W., „Low wall shear stress is independently associated with the rupture status of middle cerebral artery aneurysms”. W: *Stroke* 44 (2 2013), s. 519–521. DOI: 10.1161/STROKEAHA.112.675306.
- [37] Meng, H., Wang, Z., Hoi, Y., Gao, L., Metaxa, E., Swartz, D.D., Kolega, J., „Complex hemodynamics at the apex of an arterial bifurcation induces vascular remodeling resembling cerebral aneurysm initiation”. W: *Stroke* 38 (6 czer. 2007), s. 1924–1931. DOI: 10.1161/STROKEAHA.106.481234.
- [38] Sano, T., Ishida, F., Tsuji, M., Furukawa, K., Shimosaka, S., Suzuki, H., „Hemodynamic Differences Between Ruptured and Unruptured Cerebral Aneurysms Simultaneously Existing in the Same Location: 2 Case Reports and Proposal of a Novel Parameter Oscillatory Velocity Index”. W: *World Neurosurgery* 98 (2017), 868.e5–868.e10. DOI: 10.1016/j.wneu.2016.12.047.
- [39] Shojima, M., Oshima, M., Takagi, K., Torii, R., Hayakawa, M., Katada, K., Morita, A., Kirino, T., „Magnitude and Role of Wall Shear Stress on Cerebral Aneurysm Computational Fluid Dynamic Study of 20 Middle Cerebral Artery Aneurysms”. W: *Stroke* 35 (2004), s. 2500–2505.
- [40] Gholampour, S., Mehrjoo, S., „Effect of bifurcation in the hemodynamic changes and rupture risk of small intracranial aneurysm”. W: *Neurosurgical Review* 44 (3 2021), s. 1703–1712. DOI: 10.1007/s10143-020-01367-3.
- [41] Sasaki, T., Kakizawa, Y., Yoshino, M., Fujii, Y., Yoroi, I., Ichikawa, Y., Horiuchi, T., Hongo, K., „Numerical Analysis of Bifurcation Angles and Branch Patterns in Intracranial Aneurysm Formation”. W: *Clinical Neurosurgery* 85 (1 2019), E31–E39. DOI: 10.1093/neuros/nyy387.
- [42] Wang, Y., Leng, X., Zhou, X., Li, W., Siddiqui, A.H., Xiang, J., „Hemodynamics in a Middle Cerebral Artery Aneurysm Before Its Growth and Fatal Rupture: Case Study and Review of the Literature”. W: *World Neurosurgery* 119 (2018), e395–e402. DOI: 10.1016/j.wneu.2018.07.174.
- [43] Zhang, H.J., Li, C.H., Hao, W.L., Zhang, D.H., Ren, C.F., Gao, B.L., „Enlarged Anterior Cerebral Artery Bifurcation Angles May Induce Abnormally Enhanced Hemodynamic Stresses to Initiate Aneurysms”. W: *World Neurosurgery* 120 (2018), e783–e791. DOI: 10.1016/j.wneu.2018.08.167.

- [44] Wolański, W., Gzik–Zroska, B., Joszko, K., Kawlewska, E., Sobkowiak, M., Gzik, M., Kaspera, W., „Impact of vessel mechanical properties on hemodynamic parameters of blood flow”. W: *Advances in Intelligent Systems and Computing* 623 (2018), s. 271–278.
- [45] Sobkowiak, M., Wolański, W., Kawlewska, E., Gzik, M., Joszko, K., Zimny, M., Kaspera, W., „Symulacja przepływu krwi w tętnicach przy różnych prędkościach przepływu”. W: *Modelowanie Inżynierskie* 35 (2018), s. 53–61.
- [46] Zhou, S., Gan–Or, Z., Ambalavanan, A., Lai, D., Xie, P., Bourassa, C.V., Strong, S., Ross, J.P., Dionne–Laporte, A., Spiegelman, D., Dupré, N., Foroud, T.M., Xiong, L., Dion, P.A., Rouleau, G.A., „Genome–wide association analysis identifies new candidate risk loci for familial intracranial aneurysm in the French–Canadian population”. W: *Scientific Reports* 8 (1 2018). DOI: 10.1038/s41598-018-21603-7.
- [47] Zhang, X.J., Gao, B.L., Hao, W.L., Wu, S.S., Zhang, D.H., „Presence of anterior communicating artery aneurysm is associated with age, bifurcation angle, and vessel diameter”. W: *Stroke* 49 (2 2018), s. 341–347. DOI: 10.1161/STROKEAHA.117.019701.
- [48] Jahangiri, M., Saghafian, M., Sadeghi, M.R., „Numerical simulation of non–Newtonian models effect on hemodynamic factors of pulsatile blood flow in elastic stenosed artery”. W: *Journal of Mechanical Science and Technology* 31 (2 2017), s. 1003–1013. DOI: 10.1007/s12206-017-0153-x.
- [49] Sejkorová, A., Dennis, K.D., Švihlová, H., Petr, O., Lanzino, G., Hejčl, A., Dragomir–Daescu, D., „Hemodynamic changes in a middle cerebral artery aneurysm at follow–up times before and after its rupture: a case report and a review of the literature”. W: *Neurosurgical Review* 40 (2 2017), s. 329–338. DOI: 10.1007/s10143-016-0795-7.
- [50] Sforza, D.M., Kono, K., Tateshima, S., Viñuela, F., Putman, C., Cebal, J.R., „Hemodynamics in growing and stable cerebral aneurysms”. W: *Journal of NeuroInterventional Surgery* 8 (4 2016), s. 407–412. DOI: 10.1136/neurintsurg-2014-011339.
- [51] Varble, N., Xiang, J., Lin, N., Levy, E., Meng, H., „Flow Instability Detected by High–Resolution Computational Fluid Dynamics in Fifty–Six Middle Cerebral Artery Aneurysms”. W: *Journal of Biomechanical Engineering* 138 (6 2016), s. 061009. DOI: 10.1115/1.4033477.

- [52] Arzani, A., Shadden, S.C., „Characterizations and Correlations of Wall Shear Stress in Aneurysmal Flow”. W: *Journal of Biomechanical Engineering* 138 (1 2015), s. 014503. DOI: 10.1115/1.4032056.
- [53] Campo–Deaño, L., Oliveira, M.S.N., Pinho, F.T., „A Review of Computational Hemodynamics in Middle Cerebral Aneurysms and Rheological Models for Blood Flow”. W: *Applied Mechanics Reviews* 67 (3 2015), s. 030801. DOI: 10.1115/1.4028946.
- [54] Fukazawa, K., Ishida, F., Umeda, Y., Miura, Y., Shimosaka, S., Matsushima, S., Taki, W., Suzuki, H., „Using computational fluid dynamics analysis to characterize local hemodynamic features of middle cerebral artery aneurysm rupture points”. W: *World Neurosurgery* 83 (1 2015), s. 80–86. DOI: 10.1016/j.wneu.2013.02.012.
- [55] Tütüncü, F., Schimansky, S., Baharoglu, M.I., Gao, B., Calnan, D., Hippelheuser, J., Safain, M.G., Lauric, A., Malek, A.M., „Widening of the basilar bifurcation angle: Association with presence of intracranial aneurysm, age, and female sex”. W: *Journal of Neurosurgery* 121 (6 grud. 2014), s. 1401–1410. DOI: 10.3171/2014.8.JNS1447.
- [56] Baharoglu, M.I., Lauric, A., Safain, M.G., Hippelheuser, J., Wu, C., Malek, A.M., „Widening and high inclination of the middle cerebral artery bifurcation are associated with presence of aneurysms”. W: *Stroke* 45 (9 2014), s. 2649–2655. DOI: 10.1161/STROKEAHA.114.005393.
- [57] Kono, K., Terada, T., „Hemodynamics of 8 different configurations of stenting for bifurcation aneurysms”. W: *American Journal of Neuroradiology* 34 (10 2013), s. 1980–1986. DOI: 10.3174/ajnr.A3479.
- [58] Le, W.–J., Zhu, Y.–Q., Li, M.–H., Yan, L., Tan, H.–Q., Xiao, S.–M., Cheng, Y.–S., „New method for retrospective study of hemodynamic changes before and after aneurysm formation in patients with ruptured or unruptured aneurysms”. W: *BMC Neurology* 13 (1 2013), s. 166. DOI: 10.1186/1471-2377-13-166.
- [59] Zhang, Y., Chong, W., Qian, Y., „Investigation of intracranial aneurysm hemodynamics following flow diverter stent treatment”. W: *Medical Engineering and Physics* 35 (5 2013), s. 608–615. DOI: 10.1016/j.medengphy.2012.07.005.
- [60] Valencia, A., Burdiles, P., Ignat, M., Mura, J., Bravo, E., Rivera, R., Sordo, J., „Fluid Structural Analysis of Human Cerebral Aneurysm Using Their Own

- Wall Mechanical Properties”. W: *Computational and Mathematical Methods in Medicine* 2013 (2013). DOI: 10.1155/2013/293128.
- [61] Russell, J.H., Kelson, N., Barry, M., Percy, M., Fletcher, D.F., Winter, C.D., „Computational fluid dynamic analysis of intracranial aneurysmal bleb formation”. W: *Neurosurgery* 73 (6 2013), s. 1061–1069. DOI: 10.1227/NEU.0000000000000137.
- [62] Alfano, J.M., Kolega, J., Natarajan, S.K., Xiang, J., Paluch, R.A., Levy, E.I., Siddiqui, A.H., Meng, H., „Intracranial aneurysms occur more frequently at bifurcation sites that typically experience higher hemodynamic stresses”. W: *Neurosurgery* 73 (3 wrz. 2013), s. 497–505. DOI: 10.1227/NEU.0000000000000016.
- [63] Xu, L., Zhang, F., Wang, H., Yu, Y., „Contribution of the Hemodynamics of A1 Dysplasia or Hypoplasia to Anterior Communicating Artery Aneurysms”. W: *Journal of Computer Assisted Tomography* 36 (4 2012), s. 421–426. DOI: 10.1097/RCT.0b013e3182574dea.
- [64] Kono, K., Fujimoto, T., Shintani, A., Terada, T., „Hemodynamic characteristics at the rupture site of cerebral aneurysms: A case study”. W: *Neurosurgery* 71 (6 2012). DOI: 10.1227/NEU.0b013e31826f7ede.
- [65] Omodaka, S., Sugiyama, S.-I., Inoue, T., Funamoto, K., Fujimura, M., Shimizu, H., Hayase, T., Takahashi, A., Tominaga, T., „Local hemodynamics at the rupture point of cerebral aneurysms determined by computational fluid dynamics analysis”. W: *Cerebrovascular Diseases* 34 (2 2012), s. 121–129. DOI: 10.1159/000339678.
- [66] Omodaka, S., Inoue, T., Funamoto, K., Sugiyama, S.-I., Shimizu, H., Hayase, T., Takahashi, A., Tominaga, T., „Influence of surface model extraction parameter on computational fluid dynamics modeling of cerebral aneurysms”. W: *Journal of Biomechanics* 45 (14 2012), s. 2355–2361. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2012.07.006.
- [67] Kulcsár, Z., Ugron, Á., Marosfoi, M., Berentei, Z., Paál, G., Szikora, I., „Hemodynamics of cerebral aneurysm initiation: The role of wall shear stress and spatial wall shear stress gradient”. W: *American Journal of Neuroradiology* 32 (3 2011), s. 587–594. DOI: 10.3174/ajnr.A2339.
- [68] Alishahi, M., Alishahi, M.M., Emdad, H., „Numerical simulation of blood flow in a flexible stenosed abdominal real aorta”. W: *Scientia Iranica* 18 (6 2011), s. 1297–1305. DOI: 10.1016/j.scient.2011.11.021.

- [69] Farnoush, A., Qian, Y., Avolio, A., „Effect of Inflow on Computational Fluid Dynamic Simulation of Cerebral Bifurcation Aneurysms”. W: (2011), s. 1025–1028.
- [70] Karmonik, C., Yen, C., Diaz, O., Klucznik, R., Grossman, R.G., Benndorf, G., „Temporal variations of wall shear stress parameters in intracranial aneurysms—importance of patient-specific inflow waveforms for CFD calculations”. W: *Acta Neurochirurgica* 152 (8 2010), s. 1391–1398. DOI: 10.1007/s00701-010-0647-0.
- [71] Mantha, A.R., Benndorf, G., Hernandez, A., Metcalfe, R.W., „Stability of pulsatile blood flow at the ostium of cerebral aneurysms”. W: *Journal of Biomechanics* 42 (8 2009), s. 1081–1087. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2009.02.029.
- [72] Jiang, J., Strother, C., „Computational Fluid Dynamics Simulations of Intracranial Aneurysms at Varying Heart Rates: A "Patient-Specific" Study”. W: *Journal of Biomechanical Engineering* 131 (9 2009), s. 091001. DOI: 10.1115/1.3127251.
- [73] Jou, L.-D., Lee, D.H., Morsi, H., Mawad, M.E., „Wall Shear Stress on Ruptured and Unruptured Intracranial Aneurysms at the Internal Carotid Artery”. W: *American Journal of Neuroradiology* 29 (9 2008), s. 1761–1767. DOI: 10.3174/ajnr.A1180.
- [74] Alnæs, M.S., Isaksen, J., Mardal, K.A., Romner, B., Morgan, M.K., Ingebrigtsen, T., „Computation of hemodynamics in the circle of Willis”. W: *Stroke* 38 (9 2007), s. 2500–2505. DOI: 10.1161/STROKEAHA.107.482471.
- [75] Castro, M.A., Putman, C.M., Cebral, J.R., „Computational fluid dynamics modeling of intracranial aneurysms: effects of parent artery segmentation on intra-aneurysmal hemodynamics”. W: *AJNR American Journal of Neuroradiology* 27 (2006), s. 1703–1709. DOI: 27/8/1703[pii].
- [76] Bogunović, H., Lončarić, S., „Blood flow and velocity estimation based on vessel transit time by combining 2D and 3D X-ray angiography”. W: *Medical image computing and computer-assisted intervention: International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention* 9 (Pt 2 2006), s. 117–124. DOI: 10.1007/11866763_15.
- [77] Shojima, M., Oshima, M., Takagi, K., Torii, R., Hayakawa, M., Katada, K., Morita, A., Kirino, T., „Magnitude and Role of Wall Shear Stress on Cerebral Aneurysm. Computational Fluid Dynamic Study of 20 Middle Cerebral Artery

- Aneurysms”. W: *Stroke* (2004), s. 2500–2505. DOI: 10.1161/01.STR.0000144648.89172.0f.
- [78] Foutarakis, G.N., Yonas, H., Sclabassi, R.J., „Saccular aneurysm formation in curved and bifurcating arteries”. W: *American Journal of Neuroradiology* 20 (7 1999), s. 1309–1317.
- [79] Huang, Q., Xu, J., Cheng, J., Wang, S., Wang, K., Liu, J.M., „Hemodynamic changes by flow diverters in rabbit aneurysm models: A computational fluid dynamic study based on micro-computed tomography reconstruction”. W: *Stroke* 44 (7 2013), s. 1936–1941. DOI: 10.1161/STROKEAHA.113.001202.
- [80] Bell, E.D., Converse, M., Mao, H., Unnikrishnan, G., Reifman, J., K.L. Monson, „Material Properties of Rat Middle Cerebral Arteries at High Strain Rates”. W: *Journal of Biomechanical Engineering* 140 (July 2018), s. 1–7. DOI: 10.1115/1.4039625.
- [81] Liu, Y., Gao, Q., Du, S., Chen, Z.C., Fu, J.Z., Chen, B., Liu, Z.J., He, Y., „Fabrication of cerebral aneurysm simulator with a desktop 3D printer”. W: *Scientific Reports* 7 (September 2016 2017), s. 1–13. DOI: 10.1038/srep44301.
- [82] Mashiko, T., Otani, K., Kawano, R., Konno, T., Kaneko, N., Ito, Y., Watanabe, E., „Development of three-dimensional hollow elastic model for cerebral aneurysm clipping simulation enabling rapid and low cost prototyping”. W: *World Neurosurgery* 83 (3 2015), s. 351–361. DOI: 10.1016/j.wneu.2013.10.032.
- [83] Komócsi, A., Költő, G., Horváth, I.G., Kónyi, A., „Comminution of a prolapsed thrombus after coronary stent implantation using cutting balloon”. W: *Interventional Medicine and Applied Science* 4 (2 2012), s. 103–105. DOI: 10.1556/IMAS.4.2012.2.8.
- [84] Ferguson, G.G., „Physical factors in the initiation, growth, and rupture of human intracranial saccular aneurysms”. W: *Journal of neurosurgery* 37.6 (1972), s. 666–677. DOI: 10.3171/jns.1972.37.6.0666.
- [85] Hess, J.L., Smith, A.M.O., „Calculation of potential flow about arbitrary bodies”. W: *Progress in Aerospace Sciences* 8.C (1967), s. 1–138. DOI: 10.1016/0376-0421(67)90003-6.

- [86] Adrian, R.J., „Scattering particle characteristics and their effect on pulsed laser measurements of fluid flow: speckle velocimetry vs particle image velocimetry”. W: *Applied Optics* 23.11 (1984), s. 1690. DOI: 10.1364/ao.23.001690.
- [87] Pickering, C.J.D., Halliwell, N.A., „Laser speckle photography and particle image velocimetry: photographic film noise”. W: *Applied Optics* 23.17 (1984), s. 2961. DOI: 10.1364/ao.23.002961.
- [88] Willert, C.E., Gharib, M., „Digital particle image velocimetry”. W: *Experiments in Fluids* 10.4 (1991), s. 181–193. DOI: 10.1007/BF00190388.
- [89] Scarano, F., „Iterative image deformation methods in PIV”. W: *Measurement Science and Technology* 13.1 (2002). DOI: 10.1088/0957-0233/13/1/201.
- [90] Cai, S., Liang, J., Zhou, S., Gao, Q., Xu, C., Wei, R., Wereley, S., Kwon, J.–S., „Deep-PIV: a new framework of PIV using deep learning techniques”. W: *13th International Symposium on Particle Image Velocimetry – ISPIV 2019* 2019 (2019).
- [91] Majewski, W., Wei, R., Kumar, V., „Developing particle image velocimetry software based on a deep neural network”. W: *Journal of Flow Visualization and Image Processing* 27.4 (2020), s. 359–376. DOI: 10.1615/JFlowVisImageProc.2020033180.
- [92] Erichson, N.B., Mathelin, L., Yao, Z., Brunton, S.L., Mahoney, M.W., Kutz, J.N., „Shallow neural networks for fluid flow reconstruction with limited sensors”. W: *Proceedings of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences* 476.2238 (2020). DOI: 10.1098/rspa.2020.0097.
- [93] Fukami, K., Fukagata, K., Taira, K., „Super-resolution reconstruction of turbulent flows with machine learning”. W: *Journal of Fluid Mechanics* 870 (2019), s. 106–120. DOI: 10.1017/jfm.2019.238.
- [94] Cai, S., Zhou, S., Xu, C., Gao, Q., „Dense motion estimation of particle images via a convolutional neural network”. W: *Experiments in Fluids* 60.4 (2019). DOI: 10.1007/s00348-019-2717-2.

Strony internetowe

- [95] *Schemat koła tętniczego mózgu.* Lut. 2022. URL:
https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/cc/Circle_of_Willis_pl.svg.
- [96] *Parametry pompy perystaltycznej.* Czer. 2022. URL:
<https://www.pompydozujace.com/pompa-dozujaca-perystaltyczna-serii-253-z-silnikiem-bezszczotkowym-24vdc-225-1445mlmin-p-848.html>.

Spis symboli i skrótów

ϕ_1	kąt podziału między naczyniem macierzystym i mniejszym odgałęzieniem
ϕ_2	kąt podziału między naczyniem macierzystym i większym odgałęzieniem
A1	pierwszy odcinek ACA
A2	drugi odcinek ACA
ACA	(ang. Anterior Cerebral Artery) – tętnica przednia mózgu
Acom	(ang. Anterior Communicating Artery) – tętnica łącząca przednia
AI PIV	(ang. Artificial Intelligence PIV) – metoda PIV wykorzystująca sztuczną inteligencję
BA	(ang. Basilar Artery) – tętnica podstawna mózgu
CAD	(ang. Computer–Aided Diagnosis) – system do diagnostyki wspomaganiej komputerowo
CAE	(ang. Computer–Aided Engineering) – komputerowe wspomaganie prac inżynierskich
CC PIV	(ang. Cross Correlation PIV) – metoda PIV korelacji krzyżowej
CFD	(ang. Computational Fluid Dynamics) – obliczeniowa mechanika płynów
CSD	(ang. Computational Structural Dynamics) – obliczeniowa dynamika strukturalna
DIC	(ang. Digital Image Correlation) – cyfrowa korelacja obrazu
DPIV	(ang. Digital PIV) – cyfrowa metoda PIV
FSI	(ang. Fluid Structure Interaction) – symulacje interakcji struktur płynów
ICA	(ang. Internal Carotid Artery) – tętnica szyjna wewnętrzna

IW	(ang. Interrogation Windows) – siatka klatek obliczeniowych
Kamera VGA	kamera cyfrowa o maksymalnej rozdzielczości 640 x 480 px
M1	drugi segment tętnicy MCA
M1	pierwszy segment tętnicy MCA
MCA	(ang. Middle Cerebral Artery) – środkowa tętnica mózgu
MR	Rezonans Magnetyczny
OSI	(ang. Oscillatory Shear Index) – oscylacyjny indeks ścinania
PCA	(ang. Posterior Cerebral Artery) – tylna tętnica mózgu
PIV	(ang. Particle Image Velocimetry) – metoda do pomiarów prędkości pola prędkości przepływu
PMW	(ang. Principle of Minimum Work) – zasada zachowania minimalnej energii przepływu
r_0	promień tętnicy wlotowej MCA
r_1	promień tętnicy wylotowej mniejszej MCA
r_2	promień tętnicy wylotowej większej MCA
TBI	(ang. Traumatic Brain Injury) – urazowe uszkodzenie mózgu
TK	Tomografia Komputerowa
USG	ultrasonografia
WSS	(ang. Wall Shear Stress) – rozkład naprężeń ścinających

Spis rysunków

2.1. Schemat koła tętniczego mózgu	4
2.2. Pomiary MCA	5
2.3. Krzywe ROC	6
2.4. Schemat pomiarów MCA	8
2.5. Podsumowanie badań	9
2.6. Parametry morfometryczne MCA	10
2.7. Współczynnik promienia (RR)	11
2.8. Geometria tętniaka i konfiguracja obliczeniowa	12
2.9. Przebieg przepływu jako chwilowa liczba Reynoldsa	12
2.10. Pomiary bifurkacji tętnic	13
2.11. Pomiary średnic naczyń uzyskane za pomocą angiografii 3D	14
2.12. Schemat stanowiska laboratoryjnego	14
2.13. Dwa przykłady symulacji CFD	16
2.14. Wyniki analiz numerycznych MCA	17
2.15. Krzywe przepływu	18
2.16. Hemodynamika 2 niepełkniętych tętniaków	19
2.17. Przekroje 3D rozkładu prędkości krwi	20
2.18. Rozkład naprężeń ścinających na ścianie naczynia	20
2.19. Przykład modelu bifurkacji tętnicy	21
2.20. Wyniki analiz numerycznych	21
2.21. Model tętnicy konkretnego pacjenta	22
2.22. Strumień przepływu krwi w symulacjach	24
2.23. Średnia lepkość krwi	25
2.24. Rozkład WSS na ścianie tętnic	26
2.25. Wymiary morfometryczne tętnic	27
2.26. Wyniki symulacji numerycznej – prędkość	27
2.27. Pomiar grubości ściany tętniaka	28
2.28. Model tętnicy wraz z wyznaczonym WSS	29
2.29. Model z tętniakiem	30
2.30. Porównanie wyników symulacji	30
2.31. Wyniki symulacji numerycznych	31

2.32. Tętniak bifurkacji symetrycznej środkowej tętnicy mózgu	32
2.33. Przełącznik przepływu	35
2.34. Rozkład WSS na ścianie tętnicy	35
2.35. Przełącznik przepływu – prędkość krwi	35
2.36. Przełącznik przepływu – objętość napływu krwi	35
4.1. Etapy modelowania procesu przepływu krwi	42
4.2. Przykładowe obrazy DICOM	43
4.3. Etapy modelowania w programie Ansys	43
5.1. Analiza wrażliwości w programie Ansys	50
5.2. Model parametryczny środkowej tętnicy mózgu	51
5.3. Wartość prędkości na wejściu modelu	52
5.4. Wartość ciśnienia na wyjściu modelu parametrycznego	52
5.5. Model parametryczny naczynia	52
5.6. Przykładowy wynik symulacji numerycznej	53
5.7. Wynik analizy wrażliwości dla zmiany kąta alfa	54
5.8. Analiza wrażliwości – zmiana promieni r_0 i r_1 – kąt 55°	55
5.9. Analiza wrażliwości – zmiana promieni r_0 i r_2 – kąt 55°	56
5.10. Analiza wrażliwości – zmiana promieni r_1 i r_2 – kąt 55°	57
5.11. Analiza wrażliwości – zmiana promieni r_0 i r_1 – kąt 60°	58
5.12. Analiza wrażliwości – zmiana promieni r_0 i r_2 – kąt 60°	59
5.13. Analiza wrażliwości – zmiana promieni r_1 i r_2 – kąt 60°	60
5.14. Analiza wrażliwości – zmiana promieni r_0 i r_1 – kąt 65°	61
5.15. Analiza wrażliwości – zmiana promieni r_0 i r_2 – kąt 65°	62
5.16. Analiza wrażliwości – zmiana promieni r_1 i r_2 – kąt 65°	63
5.17. Analiza wrażliwości – zmiana promieni r_0 i r_1 – kąt 75°	64
5.18. Analiza wrażliwości – zmiana promieni r_0 i r_2 – kąt 75°	65
5.19. Analiza wrażliwości – zmiana promieni r_1 i r_2 – kąt 75°	66
5.20. Analiza wrażliwości – zmiana promieni r_0 i r_1 – kąt 100°	67
5.21. Analiza wrażliwości – zmiana promieni r_0 i r_2 – kąt 100°	68
5.22. Analiza wrażliwości – zmiana promieni r_1 i r_2 – kąt 100°	69
5.23. Analiza wrażliwości – zmiana kąta i promienia r_0	70
5.24. Analiza wrażliwości – zmiana kąta i promienia r_1	71
5.25. Analiza wrażliwości – zmiana kąta i promienia r_2	72
5.26. Przykładowy obraz badania USG Doppler	75
5.27. Przykładowy przebieg przepływu krwi	75
5.28. Wartości minimalne i maksymalne WSS	76
5.29. Wartości minimalne oraz maksymalne prędkości	76
5.30. Wartości minimalne oraz maksymalne ciśnienia	78

6.1. Wyniki symulacji numerycznych – 1–szy przypadek	80
6.2. Wyniki symulacji numerycznych – 2–gi przypadek	81
6.3. Wyniki symulacji numerycznych – 3–ci przypadek	82
6.4. Wyniki symulacji numerycznych – 4–ty przypadek	83
6.5. Wyniki symulacji numerycznych – 5–ty przypadek	84
7.1. Fotografia lasera używanego do badań	88
7.2. Fotografia kamery użytej do rejestracji klatek	89
7.3. Widok kompletnego stanowiska pomiarowego	90
7.4. Obraz wlotu naczynia z analizą PIV bez odbłasku światła	91
7.5. Stanowisko laboratoryjne	91
7.6. Pola wektorowe prędkości z IW 64x64, 32x32 i 16x16 pikseli	92
7.7. Pola wektorowe prędkości	93
7.8. Porównanie wyników z użyciem algorytmów PIV AI i CC	94
7.9. Eksperyment PIV – AI 2x2 px	95
7.10. Eksperyment PIV – AI 4x4 px	95
7.11. Eksperyment PIV – AI 8x8 px	96
7.12. Eksperyment PIV – CC 16x16 px	96
7.13. Eksperyment PIV – CC 32x32 px	97
7.14. Wykres zmiany wartości WSS	99
7.15. Ansys i Tecplot – porównanie wyników	100
7.16. Ansys i Tecplot – porównanie wynikowych prędkości	101
7.17. Wykres zmiany wartości WSS w czasie	102
7.18. Ansys i Tecplot – porównanie wyników WSS	103
7.19. Ansys i Tecplot – porównanie wynikowych prędkości	104
8.1. Badania retrospektywne – wykres maks. wart. WSS i ciśnienia	107
8.2. Przykładowe ilustracje – kąty zmierzone i teoretyczne	108
8.3. Przykład modelu rzeczywistej MCA z WSS	109
8.4. Wykres – maks. WSS w miejscu bifurkacji	109
8.5. Wykres – maks. ciśnienie w miejscu bifurkacji	110
8.6. Warstwa na powierzchni modelu MCA – 1–szy przypadek	111
8.7. Warstwa na powierzchni modelu MCA – 2–gi przypadek	111
8.8. Warstwa na powierzchni modelu MCA – 3–ci przypadek	112
8.9. Warstwa na powierzchni modelu MCA – 4–ty przypadek	112
8.10. Warstwa na powierzchni modelu MCA – 4–ty przypadek	113
8.11. Wykres wartości średnich i maksymalnych ciśnienia	113
8.12. Wykres wartości średnich i maksymalnych WSS	113
8.13. Wykres wartości wskaźnika WIN	114
8.14. Wykres wartości wskaźnika WIC	114

A.1. Analiza wrażliwości – zmiana promieni r_0 i r_1 – kąt 40°	117
A.2. Analiza wrażliwości – zmiana promieni r_0 i r_2 – kąt 40°	118
A.3. Analiza wrażliwości – zmiana promieni r_1 i r_2 – kąt 40°	119
A.4. Analiza wrażliwości – zmiana promieni r_0 i r_1 – kąt 45°	120
A.5. Analiza wrażliwości – zmiana promieni r_0 i r_2 – kąt 45°	121
A.6. Analiza wrażliwości – zmiana promieni r_1 i r_2 – kąt 45°	122
A.7. Analiza wrażliwości – zmiana promieni r_0 i r_1 – kąt 50°	123
A.8. Analiza wrażliwości – zmiana promieni r_0 i r_2 – kąt 50°	124
A.9. Analiza wrażliwości – zmiana promieni r_1 i r_2 – kąt 50°	125
A.10. Analiza wrażliwości – zmiana promieni r_0 i r_1 – kąt 70°	126
A.11. Analiza wrażliwości – zmiana promieni r_0 i r_2 – kąt 70°	127
A.12. Analiza wrażliwości – zmiana promieni r_1 i r_2 – kąt 70°	128
A.13. Analiza wrażliwości – zmiana promieni r_0 i r_1 – kąt 80°	129
A.14. Analiza wrażliwości – zmiana promieni r_0 i r_2 – kąt 80°	130
A.15. Analiza wrażliwości – zmiana promieni r_1 i r_2 – kąt 80°	131
A.16. Analiza wrażliwości – zmiana promieni r_0 i r_1 – kąt 85°	132
A.17. Analiza wrażliwości – zmiana promieni r_0 i r_2 – kąt 85°	133
A.18. Analiza wrażliwości – zmiana promieni r_1 i r_2 – kąt 85°	134
A.19. Analiza wrażliwości – zmiana promieni r_0 i r_1 – kąt 90°	135
A.20. Analiza wrażliwości – zmiana promieni r_0 i r_2 – kąt 90°	136
A.21. Analiza wrażliwości – zmiana promieni r_1 i r_2 – kąt 90°	137
A.22. Analiza wrażliwości – zmiana promieni r_0 i r_1 – kąt 95°	138
A.23. Analiza wrażliwości – zmiana promieni r_0 i r_2 – kąt 95°	139
A.24. Analiza wrażliwości – zmiana promieni r_1 i r_2 – kąt 95°	140
A.25. Analiza wrażliwości – zmiana promieni r_0 i r_1 – kąt 105°	141
A.26. Analiza wrażliwości – zmiana promieni r_0 i r_2 – kąt 105°	142
A.27. Analiza wrażliwości – zmiana promieni r_1 i r_2 – kąt 105°	143
A.28. Analiza wrażliwości – zmiana promieni r_0 i r_1 – kąt 110°	144
A.29. Analiza wrażliwości – zmiana promieni r_0 i r_2 – kąt 110°	145
A.30. Analiza wrażliwości – zmiana promieni r_1 i r_2 – kąt 110°	146
A.31. Analiza wrażliwości – zmiana promieni r_0 i r_1 – kąt 115°	147
A.32. Analiza wrażliwości – zmiana promieni r_0 i r_2 – kąt 115°	148
A.33. Analiza wrażliwości – zmiana promieni r_1 i r_2 – kąt 115°	149
A.34. Analiza wrażliwości – zmiana promieni r_0 i r_1 – kąt 120°	150
A.35. Analiza wrażliwości – zmiana promieni r_0 i r_2 – kąt 120°	151
A.36. Analiza wrażliwości – zmiana promieni r_1 i r_2 – kąt 120°	152

Spis tabel

5.1. Analiza liczby warstw inflacyjnych	51
5.2. Wyniki symulacji numerycznych	53
5.3. Wartości maks. i min. WSS i ciśnienia – kąt 55°	54
5.4. Wartości maks. i min. WSS i ciśnienia – kąt 60°	55
5.5. Wartości maks. i min. WSS i ciśnienia – kąt 65°	56
5.6. Wartości maks. i min. WSS i ciśnienia – kąt 75°	57
5.7. Wartości maks. i min. WSS i ciśnienia – kąt 100°	58
5.8. Wartości maks. i min. WSS i ciśnienia – zmiana kąta i promieni . . .	59
5.9. Zestawienie z analizy zadanych warunków brzegowych	77
8.1. Zestawienie wyników uzyskanych z symulacji retrospektywnych . . .	107
8.2. Zestawienie parametrów na wlotach i wylotach tętnic	108
A.1. Wartości maks. i min. WSS i ciśnienia – kąt 40°	118
A.2. Wartości maks. i min. WSS i ciśnienia – kąt 45°	119
A.3. Wartości maks. i min. WSS i ciśnienia – kąt 50°	120
A.4. Wartości maks. i min. WSS i ciśnienia – kąt 70°	121
A.5. Wartości maks. i min. WSS i ciśnienia – kąt 80°	122
A.6. Wartości maks. i min. WSS i ciśnienia – kąt 85°	123
A.7. Wartości maks. i min. WSS i ciśnienia – kąt 90°	124
A.8. Wartości maks. i min. WSS i ciśnienia – kąt 95°	125
A.9. Wartości maks. i min. WSS i ciśnienia – kąt 105°	126
A.10. Wartości maks. i min. WSS i ciśnienia – kąt 110°	127
A.11. Wartości maks. i min. WSS i ciśnienia – kąt 115°	128
A.12. Wartości maks. i min. WSS i ciśnienia – kąt 120°	129