

# XVI Konferencja Naukowo-Techniczna

# TKI2022

## TECHNIKI KOMPUTEROWE W INŻYNIERII

18–21 października 2022

### Wpływ warunków początkowo-brzegowych na charakter przepływu w naczyniach mózgowych uwzględniających naczynia przeszywające (perforatory)

Michał Tomaszewski<sup>1</sup>, Michał Kucewicz<sup>1</sup>, Łukasz Mazurkiewicz<sup>1</sup>, Radosław Rzepliński<sup>2</sup>, Mikołaj Sługocki<sup>2</sup>,  
Jerzy Małachowski<sup>1</sup>, Bogdan Ciszek<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Institut Mechaniki i Inżynierii Obliczeniowej, Wojskowa Akademia Techniczna

<sup>2</sup>Zakład Anatomii Prawidłowej i Klinicznej, Warszawski Uniwersytet Medyczny

email: [michal.tomaszewski@wat.edu.pl](mailto:michal.tomaszewski@wat.edu.pl), [michal.kucewicz@wat.edu.pl](mailto:michal.kucewicz@wat.edu.pl), [lukasz.mazurkiewicz@wat.edu.pl](mailto:lukasz.mazurkiewicz@wat.edu.pl), [jerzy.malachowski@wat.edu.pl](mailto:jerzy.malachowski@wat.edu.pl)  
[radoslaw.rzeplinski@wum.edu.pl](mailto:radoslaw.rzeplinski@wum.edu.pl), [bogdan.ciszek@wum.edu.pl](mailto:bogdan.ciszek@wum.edu.pl), [mikolaj.slugocki@wum.edu.pl](mailto:mikolaj.slugocki@wum.edu.pl)

**STRESZCZENIE:** W pracy przedstawione zostały wyniki analiz numerycznych przepływu krwi w naczyniach mózgowych uwzględniających naczynia przeszywające tzw. perforatory. Geometria naczyń bazowała na przypadku klinicznym i została uzyskana w wyniku zastosowania metody obrazowania tj. tomografii komputerowej. Gotowy model poddany został obróbce przy pomocy oprogramowania Altair Inspire oraz Geomagic Studio. Siatka wykorzystana do obliczeń została przygotowana w oprogramowaniu Altair HyperMesh. Domena przepływu bazowała na elementach czterowęzłowych typu tetragonalnego. W pracy przedstawiony został wpływ warunków początkowo-brzegowych oraz sposób odwzorowania krzywizny naczyń na wyniki analiz przepływu. Analiza rozkładu naprężenia ścinającego TAWSS oraz rozkładu wektorów prędkości potwierdziła, że bardzo duży wpływ na charakter przepływu mają warunki początkowo brzegowe. Zastosowanie warunku ciśnienia wynoszącego 0.0 Pa na wylotach z naczyń prowadzi do nierzeczywistych wartości prędkości w naczyniach, dlatego bardzo istotne jest określenie warunków początkowo-brzegowych, które w jak najwierniejszy sposób odwzorują warunki panujące podczas przepływu w naczyniach mózgowych. Krzywe, które są wykorzystywane powinny mieć charakter pulsacyjny co znacząco wpływa na uzyskiwane rezultaty. Analizy pokazały również istotny wpływ sposobu modelowania naczyń przeszywających, a dokładniej geometrii odcinków zagięć, na wyniki rozkładu naprężenia ścinającego TAWSS. Dla wyidealizowanego naczynia obszary te mają symetryczny charakter, natomiast gdy uwzględnimy więcej nierówności powierzchni oraz naturalne zagięcia naczyń, obszary te stają się niesymetryczne.

**SŁOWA KLUCZOWE:** CFD, naczynia mózgowie, tętniak, drzewo naczyniowe, tętnica podstawna, TAWSS

#### 1. Wstęp

Choroby układu krążenia stanowią najczęstszą przyczynę zgonu w Polsce i na świecie, z czego około jedna trzecia spowodowana jest chorobami naczyń mózgowych [1].

Dzięki interdyscyplinarnym badaniom z pogranicza medycyny, fizyki oraz chemii coraz więcej wiemy na temat procesów zachodzących wewnątrz ludzkiego organizmu. Jedną z najczęściej pojawiających się patologii układu krwionośnego jest powstawanie tętniaków mózgow. Co roku powstają nowe metody dotyczące leczenia tętniaków.

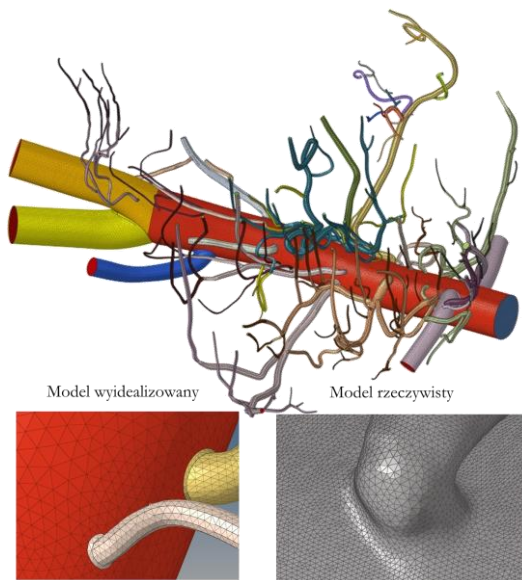
Najczęściej wykorzystywaną metodą leczenia jest zabieg embolizacji z wykorzystaniem konstrukcji medycznych do zmiany charakteru przepływu (tzw. flow divertera). Jest to rodzaj stentu o gęstym ułożeniu rozpórek, który wprowadza się w miejscu występowania tętniaka. Gęste rozpórki ograniczają wpływ krwi do przetrzeni worka tętniaka, co powoduje jego obumieranie. Wprowadzenie stentu według niektórych źródeł ma jednak negatywny wpływ na przepływ do naczyń przeszywających (perforatorów). Wprowadzenie takiego stentu może spowodować zablokowanie przepływu w perforatorze, co w konsekwencji może doprowadzić do niedokrwiennego udaru mózgu. W literaturze można spotkać wiele prac w których analizowany jest przepływ przez drzewa

naczyniowe, jednak niewiele prac uwzględnia naczynia o średnicy poniżej 0,5 mm [2, 3]. Jest to spowodowane tym, że tomografia medyczna nie pozwala na dokładne odwzorowanie naczyń. Jeżeli już zostaną odwzorowane to nie jest sprawdzany wpływ warunków początkowo brzegowych czy też sposoby odwzorowania krzywizny na wyniki analiz.

#### 2. Opis przedmiotu badań

Przedmiotem badań jest analiza przepływu płynu przez drzewo naczyniowe tętnicę podstawną BA (ang. *Basilar Artery*) w której uwzględnione zostały naczynia przeszywające (perforatory). Geometria naczynia została pozyskana w wyniku tomografii przemysłowej, która pozwoliła na uzyskanie dokładności voxela na poziomie 20  $\mu\text{m}$ . Fragment mózgu z naczyniami został wypreparowany ze zwłok ludzkich. Na wstępie mózg został podzielony na mniejsze fragmenty, następnie końce naczyń zostały odpowiednio zawiązane oraz wprowadzony został środek kontrastujący będący roztworem żelatyny i siarczanu baru [4, 5]. Następnie tak przygotowane naczynie zostało prześwietlone na tomografie przemysłowym, dzięki któremu uzyskane zostały dane w postaci zdjęć DICOM. Zdjęcia te zostały zaimportowane do programu Materialise Mimics, dzięki któremu

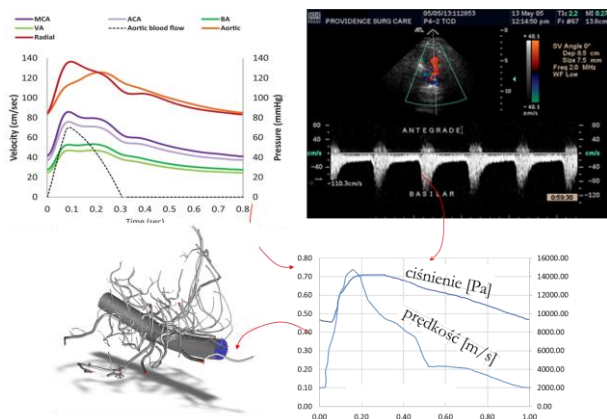
opracowany został model steleolitograficzny. Tak przygotowany model został następnie zmodyfikowany przy wykorzystaniu dostępnych narzędzi takich jak Geomagic Studio, Altair Inspire oraz Altair Hyper Mesh. Na rysunku 1 przedstawione zostały dwie geometrie różniące się sposobem odwzorowania powierzchni: geometria wyidealizowana oraz rzeczywista.



Rys. 1. Sposób odwzorowania geometrii naczyń

### 3. Domena przepływu oraz warunki analizy

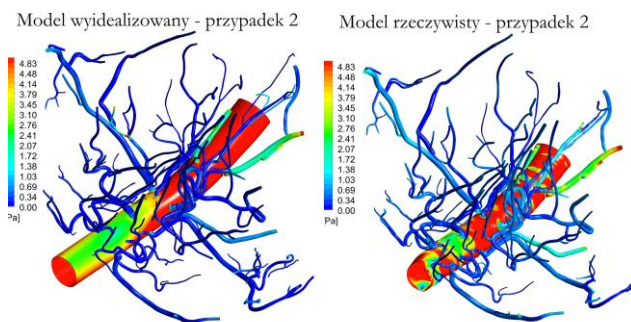
W celu przeprowadzenia analizy przepływu przygotowane zostały dwie domeny przepływu bazujące na siatce 2D modelu wyidealizowanego oraz rzeczywistego. Całkowita liczba objętości skończonych z których składa się domena wynosiła około 12 milionów. Najmniejsza średnica naczyń dochodziła do 0,2 mm. Jako warunek początkowo-brzegowy zostały zastosowane, w zależności od analizowanego przypadku, krzywe prędkości i ciśnienia zmienne w czasie (przypadek 1 – rys. 2). W celu porównania wpływu warunków początkowych na wyniki analiz przygotowane zostały również modele, w których prędkość na wlocie była zmienna w czasie natomiast ciśnienie wylotu w perforatorach oraz tętnicy BA wynosiło 0 Pa (przypadek 2).



Rys. 2. Warunki początkowo-brzegowe dla modeli numerycznych

### 4. Wyniki analiz oraz podsumowanie

W wyniku przeprowadzonej analizy zmiennej w czasie, z warunkami początkowo-brzegowymi opisanymi powyżej, uzyskano rozkład uśrednionego w czasie naprężenia ścinającego. Analizując te rozkłady możliwe jest określenie miejsc niebezpiecznych, dla których może dojść do zwężenia naczyń. Analizy były prowadzone dla czasu 1.0 s. Porównując rozkłady dla poszczególnych domen oraz warunków analizy można zauważyć, że sposób zamodelowania domeny ma istotny wpływ na wyniki naprężenia ścinającego. Uwzględnienie dokładnych przebiegów naczyń oraz ich krzywizn znacząco wpływa na uzyskane wyniki. Na rysunku 3 zaprezentowany został rozkład uśrednionego naprężenia ścinającego TAWSS dla domeny wyidealizowanej oraz rzeczywistej.



Rys. 3. Przykładowe mapy uśrednionego naprężenia ścinającego TAWSS

*Praca została zrealizowana w ramach projektu OPUS finansowanego przez NCN: Modelowanie hemodynamiki przepływu przez tętnice krążenia mózgowego o małej średnicy w warunkach fizjologicznych i po stentowaniu. Kierownik prac: prof. dr hab. inż. Jerzy Małachowski.*

*Michał Tomaszewski jest stypendystą korzystającym ze wsparcia finansowego Fundacji na rzecz Nauki Polskiej (FNP).*

### Literatura

- [1] J.S. Coogan, J.D. Humphrey, C.A. Figueroa, Computational simulations of hemodynamic changes within thoracic, coronary, and cerebral arteries following early wall remodeling in response to distal aortic coarctation, *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*. 12 (2013) 79-93. doi:10.1007/s10237-012-0383-x.
- [2] J.R. Cebral, S. Hendrickson, C.M. Putman, Hemodynamics in a lethal basilar artery aneurysm just before its rupture, *American Journal of Neuroradiology*. 30 (2009) 95-98. doi:10.3174/ajnr.A1312.
- [3] P. Berg, S. Saalfeld, S. Voß, O. Beuing, G. Janiga, A review on the reliability of hemodynamic modeling in intracranial aneurysms: Why computational fluid dynamics alone cannot solve the equation, *Neurosurgical Focus*. 47 (2019) 1-9. doi:10.3171/2019.4.FOCUS19181.
- [4] R. Rzepliński, M. Tomaszewski, M. Sługocki, K. Karczewski, P. Krajewski, T. Skadorwa, J. Małachowski, B. Cizek, Method of creating 3D models of small caliber cerebral arteries basing on anatomical specimens, *Journal of Biomechanics*. 125 (2021) 0-4. doi:10.1016/j.jbiomech.2021.110590.
- [5] R. Rzepliński, M. Sługocki, M. Kwiatkowska, S. Tarka, M. Tomaszewski, M. Kucwicz, K. Karczewski, P. Krajewski, J. Małachowski, B. Cizek, Standard clinical computed tomography fails to precisely visualise presence, course and branching points of deep cerebral perforators, *Folia Morphologica*. (2021). doi:10.5603/fm.a2021.0133.