

XVII Konferencja Naukowo-Techniczna

TKI2024

TECHNIKI KOMPUTEROWE W INŻYNIERII

15–18 października 2024

Numeryczna symulacja implantacji samorozprężalnego stentu typu flow-diverter w tętnicy podstawnej

Lukasz Mazurkiewicz¹, Michał Tomaszewski¹, Michał Kucewicz¹, Aleksandra Bohdan¹, Radosław Rzepliński², Jerzy Małachowski¹, Bogdan Ciszek²

¹Institut Mechaniki i Inżynierii Obliczeniowej, Politechnika Warszawska

²Zakład Anatomii Prawidłowej i Klinicznej, Warszawski Uniwersytet Medyczny
email: lukasz.mazurkiewicz@wat.edu.pl

STRESZCZENIE: Jedną z nowych metod leczenia tętniaków wewnątrzczaszkowych jest implantacja stentów typu flow-diverter. Jednakże modelowanie stentów samorozprężalnych, ze względu na złożoność procesu stanowi duże wyzwanie. Stenty przekierowujące przepływ posiadają dużą liczbę bardzo cienkich drucików, które oddziałują ze sobą i doznają znacznych przemieszczeń co mocno utrudnia wykorzystanie metod numerycznych, szczególnie przy analizie quasi-statycznej. W niniejszej pracy autorzy skupili się na pełnym odwzorowaniu procesu rozprężania stentu o średnicy 3.5 mm oraz długości 18 mm w tętnicy podstawnej. W efekcie przeprowadzonych prac uzyskano nowatorską metodę, która cechują się dobrą wydajnością numeryczną, pozwala uzyskać zadowalający stopień przylegania przęseł stentu do naczynia i daje możliwość adaptacji finalnego stanu rozprężenia do dalszych analiz przepływów. Ponadto, na bazie implantacji stentu, możliwe jest dokładne oszacowanie jak bardzo ujścia perforatorów od BA są zasłonięte i czy może stanowić to potencjalne ryzyko późniejszych powikłań.

SŁOWA KLUCZOWE: flow-diverter, MES, naczynia mózgowie, perforatory

1. Wprowadzenie

Tętniaki wewnątrzczaszkowe są najczęściej występującą zmianą chorobową w obrębie naczyń mózgowych. Jedną z metod leczenia tego typu patologii naczyń jest implantacja stentów typu flow-diverter [1]. Jest to małoinwazyjny zabieg wspomagający naturalne procesy leczenia. Stenty o dużej gęstości przęseł służą do przekierowania przepływu krwi w naczyniach mózgowych, tak aby odciąć dopływ krwi do tętniaka i w efekcie doprowadzić do jego zmniejszenia, a nawet całkowitego zaniknięcia. Zbyt duże pokrycie metalem po implantacji może doprowadzić jednak do zamknięcia dopływu do perforatorów, natomiast zbyt małe ograniczy znacznie efektywność leczenia. Poznanie wpływu podstawowych parametrów flow-diverterów na skuteczność leczenia tętniaków wewnątrzczaszkowych stanowi ważny kierunek badań [2].

Jedną z metod badań implantów medycznych są analizy przy użyciu komputerowych metod mechaniki, jednakże modelowanie stentów samorozprężalnych stanowi duże wyzwanie w porównaniu ze stentami implantowanymi w naczyniach wieńcowych. Przy małej liczbie przęseł, względnie dużym polu przekroju każdego przęśla i braku kontaktu pomiędzy przęslami modelowanie stentów rozprężanych na balonie nie jest obecnie bardzo złożone. Przeciwnieństwem są stenty przekierowujące przepływ, duża liczba bardzo cienkich drucików, które oddziałują ze sobą i doznają znacznych przemieszczeń mocno utrudnia wykorzystanie metod numerycznych, szczególnie przy analizie quasi-statycznej.

Celem pracy jest przeprowadzenie numerycznej analizy implantacji stentu, co pozwoli na określenie stopnia pokrycia tętnicy metalem oraz zasłonięcia ujść perforatorów przez przęśla stentu. Finalny stan deformacji stentu pozwoli także na adaptację geometrii i zbudowanie domeny do analiz przepływu krwi przez tętnice z perforatorami [3].

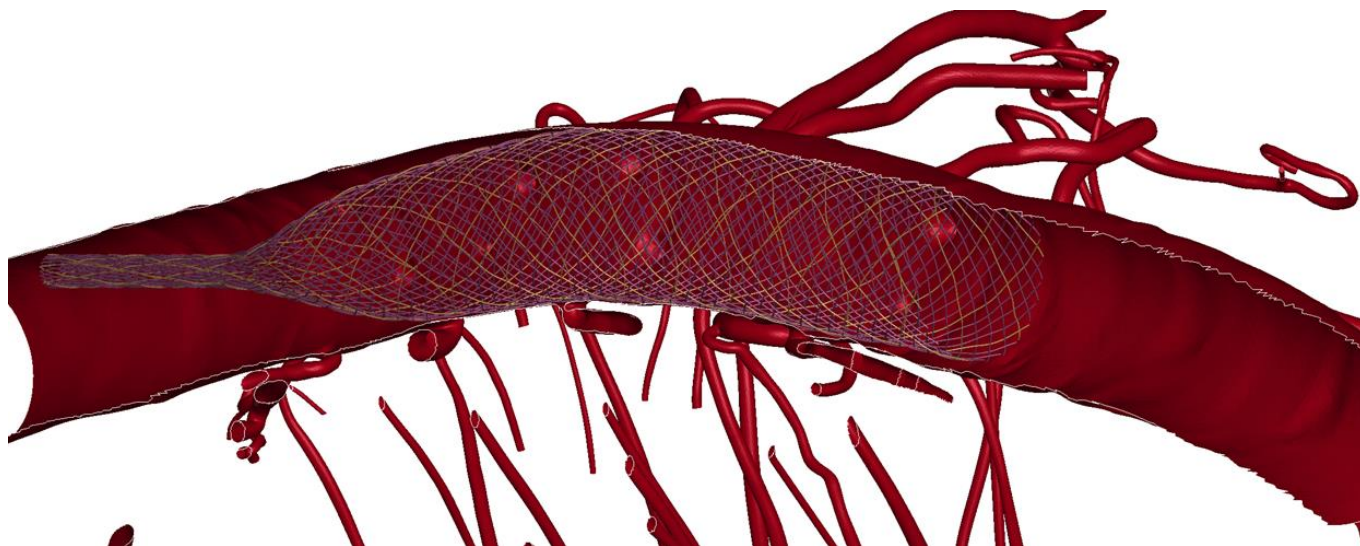
2. Opis przedmiotu badań i metodologia badań

W niniejszej pracy autorzy skupili się na pełnym odwzorowaniu procesu rozprężania stentu o średnicy 3.5 mm oraz długości 18 mm w tętnicy podstawnej (z ang. basilar artery BA) wykonanego z drutów kobaltowo-chromowych oraz platynowo-irydowych w stosunku 3:1 [4].

Geometria tętnicy powstała na bazie bardzo dokładnej mikrotomografii komputerowej [5]. Obrazy DICOM zostały odpowiednio przygotowane w oprogramowaniu Mimics, Geomagic, Altair Inspire i HyperMesh.

Stent odwzorowano za pomocą elementów belkowych z uwzględnieniem geometrii przekroju na potrzeby odwzorowania kontaktu ze ścianami naczynia. Wzajemne oddziaływanie przęseł odwzorowano poprzez lokalnie wiązania kinematyczne, pozwalające na obrót przęseł względem siebie, co pozwoliło na znaczne zwiększenie efektywności numerycznej prowadzonych obliczeń.

Zaciskanie stentu przeprowadzono z wykorzystaniem modelu cylindrycznej zaciskarki, natomiast po zaciśnięciu na stent nałożono model mikrocewnika. Zsuwanie mikrocewnika ze stentu poprzez wymuszenie kinematyczne węzłów na końcu skutkowało samorozprężeniem stentu w naczyniu.



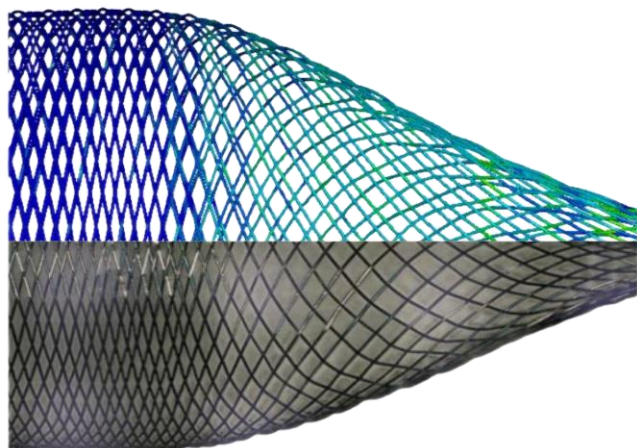
Rys. 1. Przebieg procesu rozprężania stentu typu flow-diverter w tętnicy

3. Wyniki

Pierwszym etapem analiz było zaciskanie flowdivertera. Warto zauważyć, że wydłużenie stentu po całkowitym zaciśnięciu ze średnicy początkowej 4.4 mm do średnicy wewnętrznej cewnika 0.69 mm wyniosło aż 4.7 razy. Zmiana długości jest widoczna również podczas rozprężania, co komplikuje ten proces. Konieczne jest jednocześnie przesuwanie przewodnika z flow diverterem w kierunku przeciwnym do zsuwania mikrocewnika, tak aby odpowiednio umiejscowić implant w naczyniu i zniwelować efekt przesuwania powstający na skutek skracania stentu.

Przeprowadzona analiza pozwoliła na uzyskanie postaci deformacji flow divertera po dopasowaniu się do ścian tętnicy (Rys. 1). Podczas całego cyklu zaciskania i rozprężania stent nie ulegał trwałej deformacji, odkształcenia drutów zawierały się z zakresie sprężystym pracy materiału.

Uzyskane wyniki pozwoliły również na zwalidowanie modelu flow divertera. Porównano postać deformacji uzyskanej z analizy MES podczas rozprężania z obrazem z mikroskopii cyfrowej (Rys. 2). Wartość porowatości rozprężonego w powietrzu stentu również była zbliżona, wynosiła 53% dla modelu oraz 52% dla obrazu stentu rzeczywistego.



Rys. 2. Porównanie postaci deformacji stentu podczas rozprężania: wynik analizy MES (górną), obraz z mikroskopii cyfrowej (dół)

4. Podsumowanie

W efekcie przeprowadzonych prac uzyskano nowatorską metodę, która cechują się dobrą wydajnością numeryczną, pozwala uzyskać zadowalający stopień przylegania przeseł stenta do naczynia i daje możliwość adaptacji finalnego stanu rozprężenia do dalszych analiz przepływów. Ponadto, na bazie implantacji stenta, możliwe jest dokładne oszacowanie jak bardzo ujścia perforatorów od BA są zasłonięte i czy może stanowić to potencjalne ryzyko.

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.

Obliczenia zostały zrealizowane ze wsparciem Interdyscyplinarnego Centrum Modelowania Matematycznego i Komputerowego Uniwersytetu Warszawskiego w ramach grantu GB84-21 oraz dzięki wsparciu licencji krajowej ANSYS, koordynowanej przez Interdyscyplinarne Centrum Modelowania Matematycznego i Komputerowego Uniwersytetu Warszawskiego (ICM UW)

Literatura

- [1] Jiang B, Paff M, Colby GP, Coon AL, Lin LM., Cerebral aneurysm treatment: modern neurovascular techniques, *Stroke and Vascular Neurology* 1(3): 93–100, 2016 doi: 10.1136/svn-2016-000027
- [2] Ma D, Dargush GF, Natarajan SK, Levy EI, Siddiqui AH, Meng H., Computer modeling of deployment and mechanical expansion of neurovascular flow diverter in patient-specific intracranial aneurysms, *J Biomech*, 45(13):2256-63 2012, doi: 10.1016/j.jbiomech.2012.06.013
- [3] M. Tomaszewski, M. Kucwicz, R. Rzepliński, J. Małachowski, B. Ciszek, Numerical aspects of modelling flow through the cerebral artery system with multiple small perforators, *Biocybernetics and Biomedical Engineering*. (2024). doi: 10.1016/j.bbe.2024.04.002.
- [4] Medtronic, Pipeline Vantage Embolization Device with Shield Technology and Pipeline Flex Embolization Device with Shield Technology, 2021
- [5] R. Rzepliński, M. Tomaszewski, M. Sługocki, K. Karczewski, P. Krajewski, T. Skadorwa, J. Małachowski, B. Ciszek, 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.