

Andrzej POLAŃCZYK<sup>1</sup>, Ludomir STEFAŃCZYK<sup>2</sup>, Ireneusz ZBICIŃSKI<sup>1</sup>

e-mail: andrzej@polanczyk.eu

<sup>1</sup>Katedra Procesów cieplnych i Dyfuzyjnych, Wydział Inżynierii Procesowej i Ochrony Środowiska, Politechnika Łódzka, Łódź<sup>2</sup>Zakład Radiologii i Diagnostyki Obrazowej, Uniwersytet Medyczny w Łodzi, Łódź

## Symulacje komputerowe jako metoda oceny ryzyka wystąpienia zakrzepu po zabiegu wszczepienia protezy wewnątrznaczyniowej u pacjentów z tętniakiem brzuszego odcinka aorty

### Wstęp

W celu zminimalizowania powikłań powszczepiennych, inżynieria i medycyna dążą do ciągłego unowocześniania oraz tworzenia nowych rozwiązań w dziedzinie zarówno wytwarzania, implantacji jak i mechaniki przepływu krwi przez *stent-graft*. W tym kontekście, modele matematyczne czy fizyczne dotyczące przepływu krwi przez protezę wewnątrznaczyniową, mogą być pomocnymi narzędziami w procesie projektowania *stent-graftów* [1, 2]. Badania udowodniły, że konstrukcja *stent-graftu* ma znaczący wpływ na hemodynamikę przepływającej krwi [3]. Krew napotykając zwężenie w postaci np. zmiany miażdżycowej albo skrzepu, zmienia kierunek przepływu. Upośledza to przepływ krwi oraz zmniejsza dopływ tlenu i substancji odżywczych do tkanek i narządów, wywołując niedokrwienie prowadzące do upośledzenia ich pracy, a w ostateczności do martwicy manifestującej się np. zawałem serca czy udarem [4].

Komputerowa dynamika przepływu (CFD) umożliwia ocenę wpływu struktury *stent-graftu* na przepływającą przez tętnicę krew. Technika ta dostarcza informacji na temat wielu parametrów przepływu, takich jak: prędkość, ciśnienie, naprężenia ścinające i wiele innych [5]. Ważnym aspektem, który musi być uwzględniony przy budowaniu komputerowego modelu przepływu krwi przez naczynia krwionośne jest dobór rozmiaru elementów, z których zbudowany będzie badany obiekt, aby uzyskać optymalne wyniki symulacji [6].

Redukcja ciśnienia na ścianie tętniaka po jego wewnętrznej stronie jest podstawowym celem stosowania *stent-graftu*. Wartość ciśnienia nie spada do zera nawet w przypadku, gdy proteza wewnątrznaczyniowa zostanie całkowicie odseparowana od tętniaka [7].

Oprogramowanie CFD stosowane jest zarówno dla płynów ściśliwych jak i nieściśliwych, dla przepływów laminarnych, a także turbulentnych (burzliwych), obserwowanych m.in. w przypadku tętniaka tętnicy udowej, kiedy zwężające się, lub rozwarstwione naczynie zaburza laminarność przepływu krwi [8].

W literaturze wykazano [9], iż symulacje komputerowe są pomocnym narzędziem do oceny ryzyka powikłań związanych z operacją wszczepienia protezy wewnątrznaczyniowej, gdyż pozwalają określić optymalną pozycję implantu wewnątrz tętnicy, w celu zredukowania powikłań powszczepiennych.

### Cel

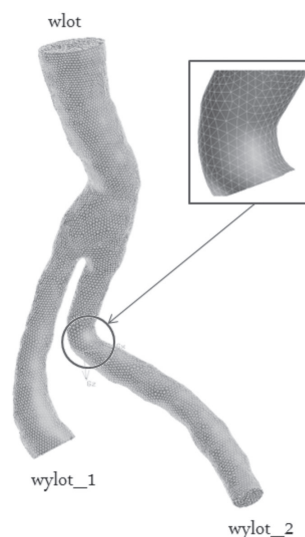
Celem pracy było określenie, w oparciu o model CFD przepływu krwi w aorcie, w jakim stopniu przestrzenna konfiguracja *stent-graftu*, a zwłaszcza zwężenia i zagięcia kątowe mogą wpływać na drożność protezy wewnątrznaczyniowej.

### Materiały i metody

Symulacje komputerowe CFD zostały zastosowane w celu określenia wpływu przestrzennej geometrii protezy wewnątrznaczyniowej na hemodynamikę przepływu krwi. W pracy zbudowano trójwymiarowy model przepływu krwi w protezach wewnątrznaczyniowych na podstawie badania *AngioTK* u 10 chorych, po zabiegu wszczepienia rozwidlonego *stent-graftu* aortalnego w odcinku brzuszonym, w wieku 60±10 lat.

Programy *3DDoctor* i *Gambit 2.2.30* zostały wykorzystane do przygotowania trójwymiarowych geometrii, reprezentujących badany odcinek z umieszczoną w nim protezą wewnątrznaczyniową, na podstawie danych z tomografii komputerowej (CT).

Zdefiniowano wlot i wyloty dla badanego trójwymiarowego obiektu osiatkowanego elementami o różnej wielkości, od 1 do 2,5 mm (Rys. 1).



Rys. 1. Geometria 3D protezy wewnątrznaczyniowej

Wszystkie rozwiązania przedstawione w tej pracy dotyczyły trójwymiarowych siatek składających się od 400 000 do 700 000 elementów.

Na wlocie zadano warunek brzegowy na prędkość w postaci profilu prędkości, w którym maksymalna wartość wynosiła 0,3 m/s. Przyjęto, iż gęstość krwi wynosi 1050 kg/m<sup>3</sup>. Do celów analizy przepływu krwi, jako płynu nienewtonowskiego, wykorzystano reologiczny model lepkości krwi *Quemady* [10]. Zakłada on, że ze wzrostem wartości hematokrytu (*Htc*) rośnie lepkość krwi. Model *Quemady* uwzględnia zjawisko rozrzedzenia krwi ze wzrostem wartości szybkości ścinających  $\gamma$  (Rys. 2), czego głównym powodem jest odkształcanie się czerwonych krwinek. Dla wyższych wartości *Htc* przy  $\gamma$  dążącym do 0 wartość parametru  $k_0$  maleje, co jest związane z wymuszonym upakowaniem krwinek, prowadzącym do zmniejszenia wymiarów agregatów.

$$\eta = \eta_p \left[ 1 - \frac{KHtc}{2} \right]^{-2} \quad (1)$$

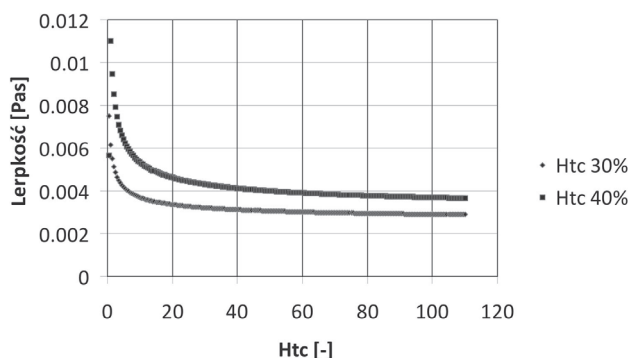
gdzie:

$$K = \frac{k_0 + k_\infty (\gamma/\gamma_c)^{1/2}}{1 + (\gamma/\gamma_c)^{1/2}} \quad (2)$$

gdzie:

- $\eta_p$  – lepkość osocza, [Pa·s]
- Htc* – objętościowa zawartość czerwonych krwinek, [-]
- $k_0, k_\infty$  – parametry charakteryzujące zachowanie krwi, [-]
- $\gamma, \gamma_c$  – szybkości ścinania, [1/s]

Do wykonania symulacji wykorzystano program *FLUENT 6.2.16*. W symulacjach zadawano wartości *Htc*, z zakresu 30–60%, w celu ustalenia ich wpływu na hemodynamikę przepływu krwi w obrębie odgałęzień protezy. Badanymi wielkościami były rozkłady prędkości



Rys. 2. Zależność lepkości krwi od wartości szybkości ścinania dla modelu *Quemady*

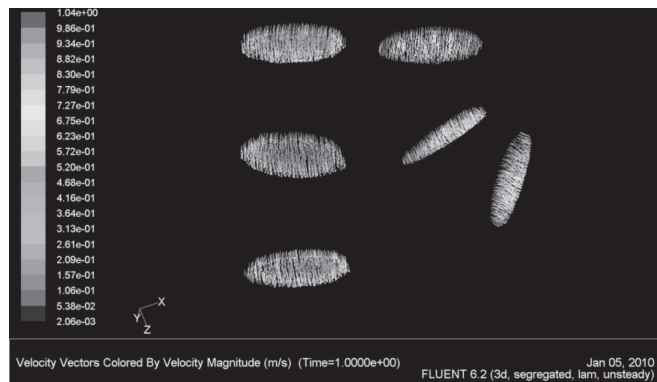


Rys. 3. Badana geometria wraz z płaszczyznami do odczytu prędkości ciśnienia

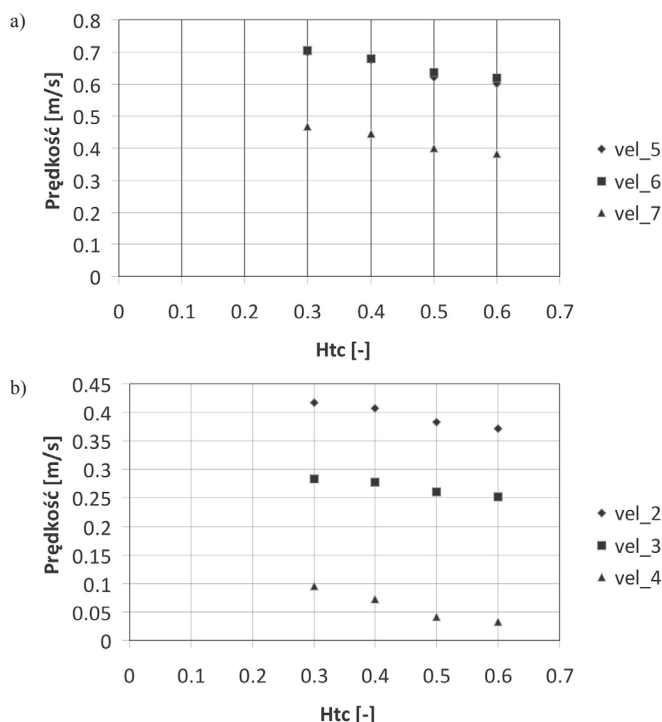
i ciśnienia wewnątrz *stent-graftu* podczas przepływu krwi. Szczegółnej analizie poddano przewężenia i zagięcia kątowe w odnogach protez wewnątrznaczyniowych. W celu określenia wartości prędkości i ciśnienia statycznego w tych rejonach protezy wyróżniono płaszczyzny, na których były one odczytywane (Rys. 3). Płaszczyzny te zostały umieszczone na podobnych wysokościach dla obu odnóg *stent-graftu*, aby umożliwić porównanie badanych wielkości fizycznych.

## Rezultaty

Rezultaty badań wskazują, że dla wartości Htc z przedziału 30–60% obserwowane były zmiany wartości prędkości krwi przepływającej przez analizowany fragment naczynia z umieszczoną w nim protezą wewnątrznaczyniową. Prędkość ta różniła się w zależności od rozpatrywanej odnogi *stent-graftu*, co było związane z występującymi zagięciami kątowymi jednej z odnóg protezy wewnątrznaczyniowej. Spowodowało to zmniejszenie prędkości płynącej przez nią krwi oraz było równoznaczne ze zmniejszeniem ilości płynącej krwi tą odnogą (Rys. 4).



Rys. 4. Rozkład wektorów prędkości w poszczególnych płaszczyznach



Rys. 5. Rozkład prędkości w poszczególnych płaszczyznach w zależności od wartości Htc, a) odnoga bez zagięcia kąowego, b) odnoga z zagięciem kątowym

Wartość ciśnienia statycznego w odnodze o zmniejszonym przekroju była wyższa niż w odnodze, w której nie występowały deformacje ściany protezy prowadzące do zmniejszenia pola przekroju przepływu. Wartości ciśnienia dla odnogi z przewężeniem mieściły się w zakresie  $0,135 \pm 0,114$  kPa, natomiast dla odnogi bez przewężenia był to zakres  $-0,168 \pm -0,249$  kPa.

## Wnioski

W pracy potwierdzono, iż występowanie zagięć kątowych lub przewężeń odnogi protezy prowadzi do zmiany hemodynamiki przepływającej krwi, co zwiększa ryzyko powstawania zakrzepu w tej części protezy. Zagięcia kątowe lub przewężenia odnogi protezy wewnątrznaczyniowej tworzą sprzyjające warunki do agregacji erytrocytów, co może prowadzić do tworzenia się zatorów w *stent-graftcie*.

Pooperacyjna analiza CFD może być wykorzystania do wskazania pacjentów w których istnieje ryzyko powstania zakrzepów protezy wewnątrznaczyniowej.

## LITERATURA

- [1] L. Alicea, J. Torres, A. Martinez: Congress on Biofluids of Human Body Systems at Uni. of Puerto Rico 2004.
- [2] S. Sukavaneshvar, G. Rosa, K. Solen: Annals of Biomedical Eng. 28, 182 (2000).
- [3] T. Seo, L. Schacheter, A. Barakat: Annals of Biomedical Eng. 33, nr 4, 444 (2005).
- [4] H. Takagi, T. Umamoto: Lancet 366, nr 9489, 867 (2005).
- [5] J. Moore: Annals of Biomedical Eng. 30, nr 4, 498 (2002).
- [6] M. Friedman: Annals of Biomedical Eng. 30, nr 4, 417 (2002).
- [7] T. Frauenfelder, M. Lotfey, T. Boehm: Cardio Vascular and Interventional Radiology 16, nr 5, 613 (2006).
- [8] D. Steinman: Annals of Biomedical Eng. 30, nr 4, 483 (2002).
- [9] J. Berry, A. Santamarina, W. Routh: Annals of Biomedical Eng. 28, nr 4, 386 (2000).
- [10] B. Bęberek: Przepływy w układzie krwionośnym. Pol. Krak., Kraków 1999.