

XVI Konferencja Naukowo-Techniczna

TKI2022

TECHNIKI KOMPUTEROWE W INŻYNIERII

18–21 października 2022

Modelowanie interakcji stentu urologicznego z tkanką cewki moczowej

Tomasz Klekiel¹, Jagoda Kurowiak¹, Agnieszka Mackiewicz¹, Romuald Będziński¹

¹Zakład Budowy Maszyn, Politechnika Warszawska

²Katedra Mechaniki i Informatyki Stosowanej, Wojskowa Akademia Techniczna

email: tklekiel@uz.zgora.pl, jkurowiak@uz.zgora.pl, amackiewicz@uz.zgora.pl, rbedziński@uz.zgora.pl.

STRESZCZENIE: Praca dotyczy opracowania modelu numerycznego stentu zaimplantowanego w kanale cewki moczowej. Przeprowadzono analizę wpływu oddziaływania mięśni cewki moczowej na odkształcalność stentu oraz przeanalizowano przepływ moczu przez stent warunkach dużego odkształcenia. Jako stent do analizy przyjęto romboidalną konstrukcję stentu przeznaczonego do leczenia stenozy cewki moczowej. Na podstawie badań doświadczalnych wyznaczono warunki brzegowe dla stentu, które posłużyły do przeprowadzenia symulacji. Wyniki symulacji wskazały na możliwość pracy stentu z uwagi na niewielkie opory przepływu dla przyjętego kształtu stentu.

SŁOWA KLUCZOWE: stent, urologia, stenoza, cewka moczowa, modelowanie

1. Wprowadzenie

Charakterystyka biomechaniczna materiału ma kluczowe znaczenie dla jego przydatności i efektywności w procesie gojenia tkanek. Relacja między wartością modułu Younga tkanki i materiału powinna być zbliżona w makroskali i mikroskali [1].

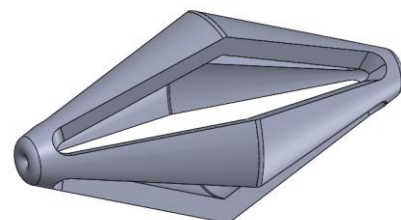
Nowoczesne materiały medyczne opracowywane dla lepszej regeneracji tkanek miękkich są odpowiedzią na wieloletnie doświadczenia medycyny regeneracyjnej i w przeciwieństwie do materiałów o wysokiej sztywności, wspomagają procesy gojenia. Biomateriały w interakcji z tkanką często powodują powikłania i patologie w obrębie stref kontaktu. Przyczyną niepowodzeń oraz powikłań, oprócz infekcji oraz błędów implantacji, jest niezgodność biomechaniczna, która pojawia się w układzie tkanka-implant-płyn fizjologiczny po wszczępieniu materiału [2-3].

Wraz z rozwojem wiedzy na temat schorzeń występujących w układzie moczowo-płciowym, zrodziła się idea mająca na celu poszukania rozwiązania konstrukcyjnego stentu, umożliwiającego leczenie zdiagnozowanych nieprawidłowości i dysfunkcji tkanki cewki moczowej [4]. Badania wskazują na istotną potrzebę poszukiwania takiej konstrukcji stentu, która zminimalizuje możliwość wystąpienia nieprawidłowej przebudowy tkanek ścian cewki, a tym samym powstanie zwłóknienia. Zwłóknienie tkanek jest procesem powstającym wskutek długotrwałego przeciążenia struktur [5]. Dlatego stosowane obecnie metody, polegające na rozciągnięciu tkanek i poszerzaniu światła cewki moczowej są zabiegiem sprzyjającym wspomnianej przebudowie. Metody te wywołują mikrourazy w strukturze tkanek, które wpływają, zarówno na przebudowę i zwłóknienie, jak i na zmianę kinetyki przepływu [6].

W pracy przeanalizowano warunki interakcji stentu zaimplementowanego wewnątrz przewodu cewki. Dokonano analizy ruchów wzajemnych pomiędzy cewką a stentem wywołanych zarówno ruchem mięśni rozłożonych wokół cewki jak i sił osiowych wywołanych wskutek parcia i przepływu moczu.

2. Materiały i metody

Punktem wyjścia do analiz były wyniki badań eksperymentalnych przeprowadzonych na układzie moczowym Królika Nowozelandzkiego Białego. Badania wytrzymałościowe narządu cewki moczowej pozwoliły wyznaczyć właściwości mechaniczne materiału tkankowego. Badania ciśnienia wewnątrz cewki oraz odkształcalności pęcherza pozwoliły ustalić odkształcalność cewki w warunkach in vivo. Jednocześnie ciśnienie mierzone wewnątrz układu moczowego przy zablokowanym ujściu pozwoliło ustalić względne obciążenie stentu.

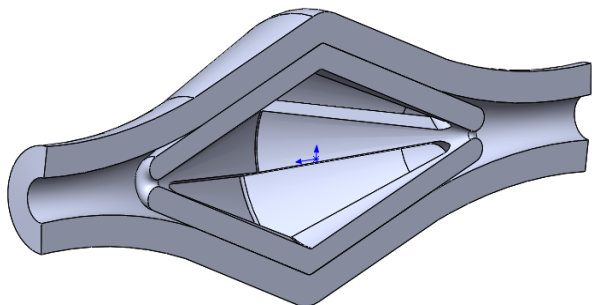


Rys. 1. Kształt stentu poddanego analizie

Jako stent do analizy przyjęto romboidalną konstrukcję stentu przeznaczonego do leczenia stenozy cewki moczowej. Wyznaczając objętość moczu wypełniającego

układ moczowy, ciśnienie oraz prędkość opróżniania ustalono maksymalne warunki przepływu moczu.

Te ustalone obciążenia działające na cewkę moczową, siła obwodowa oraz siła wzdłużna doprowadziła do określenia wymuszenia działającego na stent.

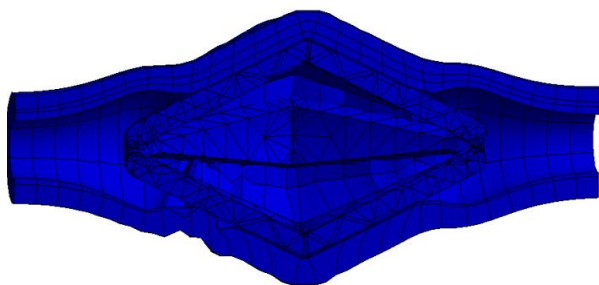


Rys. 2. Model stentu umieszczonego we fragmencie cewki moczowej

Zbudowano model numeryczny, w którym wewnątrz modelu cewki w postaci okrągłej rury umieszczono stent o kształcie przedstawionym na rys. 2.

3. Wyniki

W wyniku obliczeń otrzymano zmiany kształtu układu. Analiza ruchów w miejscach kontaktu wykazały niewielkie przesunięcia w kierunku stycznej do powierzchni styku, co wskazuje na możliwe podrażnienia tkanek. Wskutek odkształceń i różnicy ciśnień występującej wzdłuż kanału może wystąpić sytuacja, że stent będzie migrował.



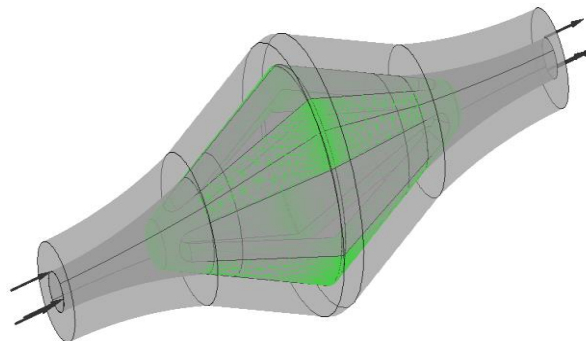
Rys. 3. Deformacja układu pod wpływem ciśnienia obwodowego wywołanego mięśniami

Przeprowadzono analizę CFD układu, aby stwierdzić czy stent umożliwia odpowiedni przepływ dla moczu. Niewielka różnica ciśnień po obu stronach stentu w czasie przepływu (rys. 4.) wskazuje, że proponowany kształt stentu spełni wymagania dotyczące przyjętych warunków przepływu.

4. Podsumowanie

W pracy przeprowadzono szczegółową analizę warunków funkcjonowania stentu w cewce moczowej w tym w warunkach *in vivo*. Przyjęto założenia dotyczące wytrzymałości, odkształcalności oraz warunków prawidłowego przepływu moczu. Analiza numeryczna wykazała, że stent o zaproponowanym kształcie spełni

założenia wynikające z potrzeby utrzymania kinetyki przepływu w cewce w obrębie zwężenia, choć zachowanie się tkanek może sugerować, że w pewnych okolicznościach, a więc dużej różnicy ciśnień po obu stronach stentu, będzie mógł się przemieścić wzdłuż kanału, co może być w efekcie zjawiskiem niepożądanym.



Rys. 4. Analiza przepływu przez stent

W pracy przedstawiono metodykę postępowania przy opracowywaniu modelu stentu urologicznego. Z uwagi na przeznaczenie głównymi cechami charakteryzującymi stenty urologiczne powinny być odpowiednia sztywność dostosowana do obciążenia wynikającego z ruchów kanału cewki oraz duża odkształcalność. Zaprojektowany i przedstawiony w niniejszym opracowaniu stent spełnia kryteria. Wykazano, że jedyną jego wadą jest możliwość jego migracji.

Badania oraz wszelkie analizy zostały wsparte grantem badawczym nr DEC2016/21/B/ST8/01972 finansowanym przez Narodowe Centrum Nauki. Protokół z badania został zatwierdzony przez Lokalną Komisję Etyki we Wrocławiu (decyzja nr 1/2017).

Literatura

- [1] M.A. Jankowska, M. Bartkowiak-Jowska, R. Bedziński, *Experimental and constitutive modeling approaches for a study of the biomechanical properties of human coronary arteries*, Journal of the Mechanical Behaviour of Biomedical Materials 50 (2015) 1-12.
- [2] Natali A.N., Carniel E.L., Frigo A., Pavan P.G., Todros S., Pachera P., Fontanella C.G., Rubini A., Cavicchioli L., Avital Y., et al. *Experimental investigation of the biomechanics of urethral tissues and structures*. Experimental Physiology, 101(5), 2016, 641–656.
- [3] Mackiewicz A.G., Klekiel T., Kurowiak J., Piasecki T., Bedziński R. *Determination of Stent Load Conditions in New Zealand White Rabbit Urethra*. Journal of Functional Biomaterials, 11, 2020.
- [4] Klekiel T., Mackiewicz A., Kaczmarek-Pawelska A., Kurowiak J., Piasecki T., NoszczykNowak A., Będziński R., *Novel design of sodium alginate based absorbable stent for the use in urethral stricture disease*, Journal of Materials Research and Technology, 9, 2020, s. 9004-9015. Boczkowska A. i in., *Kompozyty*, Wyd. 2, OW PW, Warszawa 2000.
- [5] Simsek A., Aldamanhori R., Chapple C.R., MacNeil S. *Overcoming scarring in the urethra: Challenges for tissue engineering*. Asian Journal of Urology, 5, 2018, 69-77.
- [6] Będziński R., *Biomechanika Inżynierska*, Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 1997.