

# HUMÁN ARTÉRIÁK FALÁNAK MECHANIKAI VISELKEDÉSÉNEK NUMERIKUS MEGHATÁROZÁSA IDŐFÜGGŐ TERHELÉSRE KÜLÖNBÖZŐ MODELLEZÉSI SZCENÁRIÓK ESETÉN

Tóth Brigitta Krisztina<sup>\*</sup>, Magyar Huba, Lakatos Ilona Éva

Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Építőmérnöki Kar, Tartószerkezetek  
Mechanikája Tanszék



DOI: 10.17489/biohun/2023/1/585

## Absztrakt

Mivel a szív- és érrendszeri betegségek világszerte a vezető halálzási okok közé tartoznak, az érfal mechanikai viselkedésének lehető legpontosabb leírása egészségügyi szempontból is fontos. E tanulmányban az arteria carotis interna mérettartományába eső érszakaszok nemlineáris anyagú falának időfüggő terhelésekre adott mechanikai válaszában tisztán áramlástani, és egy- ill. két-irányú kapcsolt szimulációval történő meghatározását végeztük el. A modellalkotás megfelelőségét az idealizált geometrián végrehajtott szimulációk igazolták és az eredmények összehasonlítása validálta az alkalmazott eljárást (2-3% hiba). A modell alkalmazhatóságának illusztrálására nyilvános adatbázisból származó valós érszakasz röntgenangiográfia-felvételeinek digitális feldolgozásával készített modellen is elvégeztük a szimulációt hiperelasztikus anyagmodell alkalmazásával, amelyhez az anyagi paramétereket mért adatokra történő görbeillesztéssel nyertük.

**Kulcsszavak:** érfal mechanika, numerikus modell, kapcsolt áramlástani szimuláció, hiperelasztikus anyagjellemző

## NUMERICAL DETERMINATION OF NONLINEAR MECHANICAL RESPONSE OF HUMAN ARTERY WALLS TO TIME DEPENDENT LOADING USING VARIOUS MODELLING SCENARIOS

### Abstract

Since cardiovascular diseases are among the leading causes of death worldwide, the most accurate description of the mechanical behavior of the vascular wall is also important from a medical point of view. In this study, the mechanical response of the blood vessel wall in the size range of the internal carotid artery with non-linear material to time-dependent loads was determined using purely flow-related, and one- or two-way coupled simulation. The adequacy of the model creation was verified by the simulations performed on the idealized geometry and the comparison of the

**\*Levelező szerző elérhetősége:** Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Építőmérnöki Kar, Tartószerkezetek Mechanikája Tanszék, H-1111 Budapest, Műegyetem rakpart 3. **E-mail:** [toth.brigitta@cmk.bme.hu](mailto:toth.brigitta@cmk.bme.hu) **Tel.:** +36 1 463-4044

**Citáció:** Tóth BK, Magyar H, Lakatos IÉ. Humán artériák falának mechanikai viselkedésének numerikus meghatározása időfüggő terhelésre különböző modellezési scenáriók esetén. *Biomech Hung.* 2023; 16(1):17-24.

**Beérkezés ideje:** 2023.02.19. **Elfogadás ideje:** 2023.06.22.

results validated the applied procedure (2-3% error). To illustrate the applicability of the model, we also performed the simulation on a model created by digital processing of X-ray angiography images of a real blood vessel section from a public database using a hyperelastic material model, for which the material parameters were obtained by curve fitting to the measured data

**Keywords:** vessel wall mechanics, numerical model, coupled flow simulation, hyperelastic material properties

## 1. BEVEZETÉS

A szív- és érrendszeri betegségek (mint például atheroszklerózis, stroke és aneurizmák) a vezető halálzási okok közé tartoznak világszerte. Az érfal mint biológiai anyag, valamint a patológiai érszakaszok (pl.: aneurizmák, plakkok, stenosis stb.) mechanikai viselkedésének a jelenleginél pontosabb műszaki leírása egészségügyi szempontból fontos lehet. Az ilyen jellegű kutatások a jövőben hozzásegíthetnek az érfal tönkremenetelének előrejelzéséhez és a keringési rendszerrel kapcsolatos diagnózisok pontosabb meghatározásához. A szövetek terhelésekre adott válaszában egyre pontosabb ismeretében a jövőben növelhető a humán szervezetbe ültetett (pl.: sztentek) vagy orvosi eljárások során alkalmazott eszközök biokompatibilitásának mértéke.

Az érben áramló vér, nyomást és/vagy termikus terhelést gyakorolhat az őt körülölelő vastagfalú csőszervezetre, az artéria falára. Ezek a terhek olyan jelentős szerkezeti deformációt okozhatnak, hogy az kölcsönösen visszahat magára a folyadéktér áramlására is. Mérnöki szempontból, ez egy nagy alakváltozásokat végző, hiperelasztikus, gumyszerű cső szilárdtestmechanikai vizsgálatának és a benne áramló vér folyadékdinamikai vizsgálatának kétirányú kapcsolását jelenti.

Egy- és kéttengelyű húzó-szakítóvizsgálatok eredményei álltak rendelkezésünkre<sup>1</sup> humán *arteria carotis interna* (ACI) mintán. Az ACI belső átmérője és az érfal vastagsága a szak-

irodalomban fellelhető *in vivo* és *in vitro* mérési eredmények alapján, a biológiai anyagokra jellemző igen nagy szórással rendelkeznek, az alany nemétől és korától függően.<sup>2-4</sup>

A kapcsolt rendszer másik alkotója, az áramló folyadék, a vér. A keringési rendszer véráramlását a szívből kiinduló pulzálás, a folyadék egyedi mechanikai és áramlási tulajdonságai, valamint az erek szerkezete és mechanikai tulajdonságai határozzák meg. A keringési rendszerben a folyadék áramlása számos tényezőtől függ, de az áramlás lamináris és turbulens tulajdonságainak figyelembevételével jellemezhető. A legtöbb forrás 2000-2300-as Reynolds-számig laminárisnak tekinti a véráramlást, míg egyes kutatások arra mutatnak rá, hogy az 1000-es Reynolds-szám átlépésével a vérben ugrásszerűen megnő a turbulens áramlás kialakulásának valószínűsége.<sup>5</sup> Turbulencia alapvetően a keringési rendszer olyan helyein fordul elő, ahol a Reynolds-szám viszonylag magas, például a szívkamrákban és az felszálló aortában. Ezen felül turbulens áramlás alakulhat ki az áramlástér elágazásai-ban vagy a nem egyenes szakaszokon, a műtéti implantátumok miatti szabálytalanságokból és érrendszeri megbetegedésekből adódóan. A véráramlás egy bizonyos nyírófeszültség fölött nemnewtoni-folyadékként jellemezhető, azonban a vér nemnewtoni tulajdonságai főként kis átmérőjű erekben lehetnek meghatározóak.<sup>5</sup>

A kapcsolt rendszer numerikus szimulációja az ún. *fluid-structure interaction* (FSI) mód-

szerrel lehetséges, amely a két alrendszer kölcsönhatását is figyelembe veszi. Érrendszerek hidrodinamikai szimulációjával több forrás is foglalkozik.<sup>6-14</sup>

Célunk egy olyan, az érfal és a vér áramlásának kölcsönösen egymásra gyakorolt viselkedését leíró modell megalkotása, amely élettanilag helyes fizikai modell megalkotását teszi lehetővé, valós geometriával rendelkezik, valamint alkalmas az orvostudomány területén alkalmazott diagnosztikai módszerek továbbfejlesztésére. A következő fejezetek a megalkotott modell ismertetését, valamint az elvégzett szimulációk eredményeit és értékelését tartalmazzák.

## 2. ANYAGOK ÉS MÓDSZEREK

### 2.1. Anyagmodellek

Az érfal anyaga nagy alakváltozásra képes, nemlineáris feszültség–nyúlás-összefüggéssel leírható anyag, amelynek modellezésére több lehetőség van. A kis alakváltozások tartományában a görbe kezdeti szakaszának érintője egy lineárisan rugalmas anyagmodell rugalmassági modulusát definiálja. A biológiai szövetekre jellemző a nagy szórás, ezt a mérési adatokra illesztett görbék is tükrözték, ugyanis a rugalmassági modulus néhány 10 kPa értéktől az 1 MPa nagyságrendig terjedt. Pontosabb leírás hiperelasztikus anyagmodellek használatával érhető el. Az anyagmodell alakváltozásienergia-függvényét az alakváltozási tenzor invariánsával írjuk fel. A jobboldali Cauchy–Green alakváltozási tenzorból származtatott deviátoros alakváltozási invariánsok a következő alakban írhatók fel (1).

$$\begin{aligned}\bar{I}_1 &= \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2, \\ \bar{I}_2 &= \lambda_1^2 \lambda_2^2 + \lambda_2^2 \lambda_3^2 + \lambda_3^2 \lambda_1^2, \\ \bar{I}_3 &= \lambda_1^2 \lambda_2^2 \lambda_3^2.\end{aligned}\quad (1)$$

Összenyomhatatlan anyag esetén  $\bar{I}_3=1$ . Az érfal szilárdtestmechanikai modellezésénél, cél-

szerű olyan anyagmodell választása, amellyel jól közelíthetőek a több inflexiós ponttal rendelkező feszültség–megnyúlás függvényrel jellemzett anyagok. Ebből a megfontolásból az ötparaméteres Mooney–Rivlin anyagmodellt választottuk. Az alakváltozásienergia-függvény a deviátoros alakváltozási invariánsokkal a (2) alakban adható meg, ahol  $c_1, c_2, \dots, c_5$  adott anyagra jellemző konstansok, amelyeket a numerikus szimulációk számára a biaxiális húzóvizsgálatokból származó adatsorra legkisebb négyzetek módszerével történő illesztéssel kaptuk.

$$\begin{aligned}\Pi(\bar{I}_1, \bar{I}_2) &= c_1(\bar{I}_1 - 3) + c_2(\bar{I}_2 - 3) + c_3(\bar{I}_1 - 3)^2 + \\ &+ c_4(\bar{I}_1 - 3)(\bar{I}_2 - 3) + c_5(\bar{I}_2 - 3)^2\end{aligned}\quad (2)$$

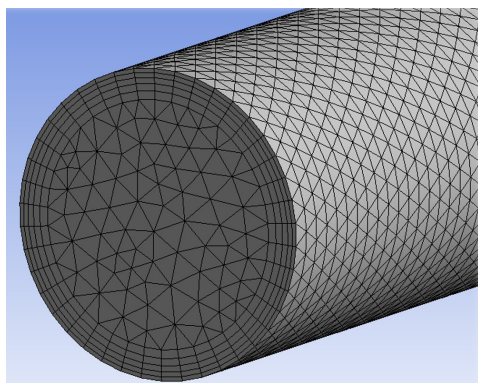
A vér nem-newtoni, viszkózus folyadékként jellemezhető. Az áramlás időben és az érfalon belül pozíció szerint változó sebesség- és nyomásprofilokkal írható le.

### 2.2. Numerikus modellezés

A folyadék-szilárdtest-rendszerekben a két rész egymásra hatást gyakorol: az áramlás által a szilárdtestre kifejtett erőhatások megváltoztathatják a peremfeltételeket és alakváltozásokat okoznak, ami az áramlási tér megváltozását és ezáltal az áramlás paramétereinek megváltozását jelenti. Analitikus megoldások hiányában a parciális differenciálegyenlet-rendszerek numerikus megoldására van csak lehetőség.<sup>15,16</sup> Többféle modellezési lehetőség van: legegyszerűbb esetben az áramlási tér változatlan (merev érfal), egyirányú kapcsolás esetén az egyik alrendszer szimulációjának eredményét a másikra teherként működtethetjük, kétirányú kapcsolás esetén a modell mindkettőnek a másikra gyakorolt hatását tartalmazza.<sup>15</sup> Az áramlási feladat megoldása a véges térfogatok módszerével lehetséges a kontinuitási és a Navier–Stokes egyenletek alapján, a szilárdságtani feladat pedig végeles

modellezéssel. A munkánkhoz az ANSYS szoftvert használtuk.

Az első feladatban (50 mm hosszú, 4 mm belső átmérőjű, 0,6 mm falvastagságú) idealizált vastagfalú csövet definiáltunk az érfal modellezésére, amelynek méreteit az *arteria carotis interna* mérettartományának megfelelően vettünk fel szakirodalmi adatok alapján.<sup>4,17</sup> A végeelem-modellben SHELL181 héjelemet használtunk, ami alkalmas nemlineáris számításokra. A vérnyomás és a sebesség időfüggéséből adódóan tranziens szilárdságtani vizsgálatot végeztünk. A cső két végén befogást alkalmaztunk peremfeltételként, ennek megfelelően a zavart zónát nem vettük figyelembe az eredmények értékelésénél. Az érfal sűrűségét  $1102 \text{ kg/m}^3$  értékre vettük fel. A lineárisan rugalmas anyagmodell esetén a rugalmassági modulus értéke a 250-1000 kPa tartományban volt, a Poisson tényezőt pedig 0,49 értékkel vettük fel (az összenyomhatatlanság biztosítására), a hiperelasztikus anyagmodell esetén pedig az ötparaméteres Mooney–Rivlin anyagmodellben az összenyomhatatlansági paramétert nulla értékre állítottuk. A mérési adatokra végrehajtott görbeillesztések alapján a (-2,43; 2,55; 3,5; -12,9; 13,1) [MPa] paramétereket alkalmaztuk. Az áramlásteret tetraéderelemekkel, illetve az inflációs rétegben ék-

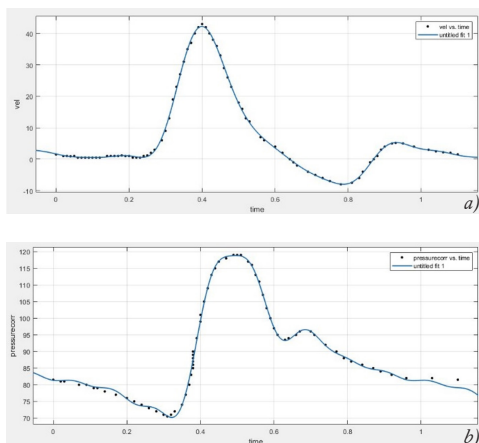


1. ábra. Az egyszerűsített geometria folyadéktartományának testhálója

alakú elemekkel hálóztuk. Az inflációs réteg alkalmazásának célja az áramlás sebességprofiljának, illetve a fal csúsztatófeszültségek és nyomásértékek pontos meghatározása volt (1. ábra). A méretekből és az érszakaszban jellemző véráramlási paraméterekből kiszámított Reynolds-szám (460) alapján az áramlást laminárisnak tekintettük. Mind a folyadék és szilárdtest tartományban hálófüggetlenségi vizsgálatok után 0,3 mm élhosszúságú hálót generáltunk.

Az áramlási tér falán csúszásmentes peremfeltétel lett beállítva. A bemeneti oldalon hely- és időfüggő nyomásprofilt írunk elő, amelynek időfüggését Scotti<sup>18</sup> mérési eredményei alapján vettük fel, sugárirányú változását pedig a parabolikus sebességprofil használatával, a kimeneti oldalon nyomásprofil alkalmaztunk hasonló elven<sup>18</sup> (2. ábra). Kezdeti feltételként a nyomásprofil nulla időpillanathoz tartozó nyomásértéket állítottuk be a folyadéktartományban.

Valós érszakasz szimulációja számára modellt készítettünk valós geometriai adatokkal, amelyeket röntgenangiográfia (RA) felvéte-



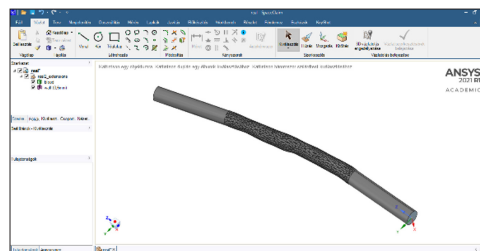
2. ábra. Bemeneti sebességprofil<sup>18</sup> digitalizált alakja (a) és a kimeneti nyomásprofil<sup>18</sup> digitalizált alakja (b)

lekből szegmentálással nyertünk (3. ábra). A felvételek az interneten elérhető nyilvános anonimizált adatbázisokból származnak. A szegmentált geometriából felületi geometriát hoztunk létre. A valós érszakasz mindkét végén 20 mm hosszú csőszakasszal toldottuk meg, hogy a megfelelő áramláskép kialakulhasson a vizsgált tartományban, illetve hogy a peremfeltételek ne befolyásolják az eredményeket (4. ábra).

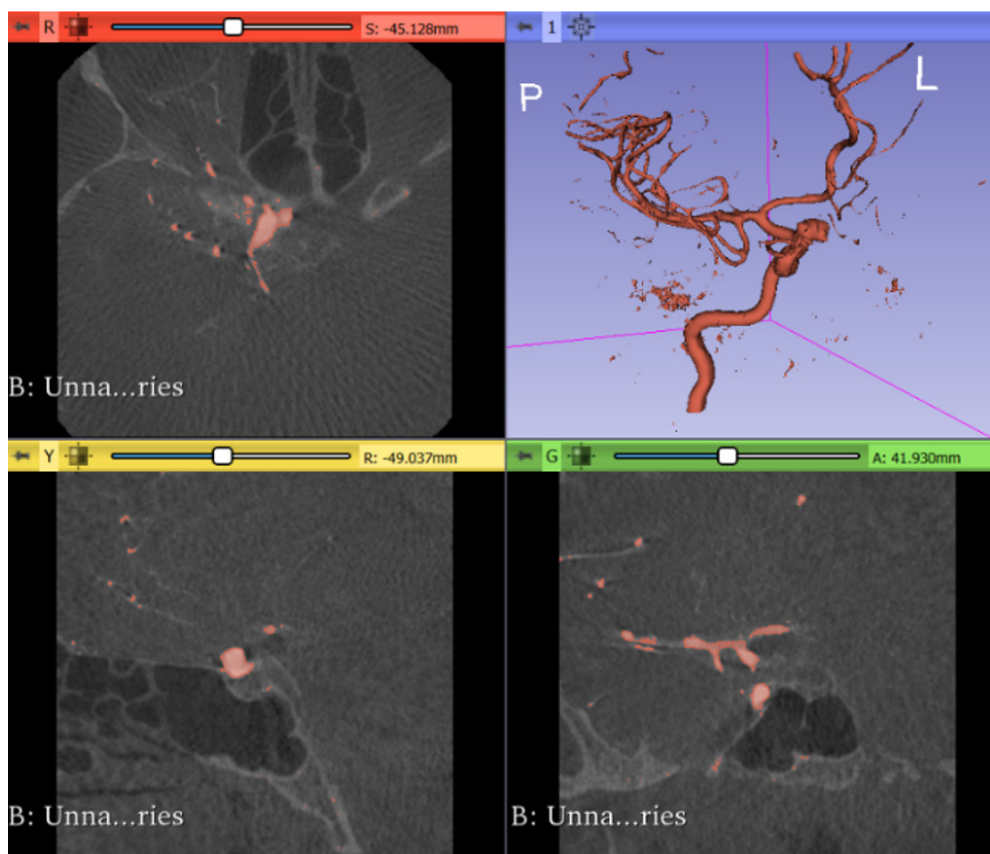
### 3. EREDMÉNYEK

A Az idealizált geometriájú csőszakaszon szimulációkat végeztünk merev fal feltételével, egyirányú kapcsolással az áramlás és az érfal között, illetve kétirányú kapcsolással

lineárisan rugalmas anyaggal ( $E=250$  kPa,  $\nu=0,49$ ) a különböző kapcsolási eljárások összehasonlításának céljából. A szimulációkban azonos terhek és geometria szerepelt, az élhosszak 0,3 mm, az időlépés 0,01 s volt, időlépésenként 20 iterációval, a kimeneti nyomás 50 Hgmm volt. A folyadéktartomány



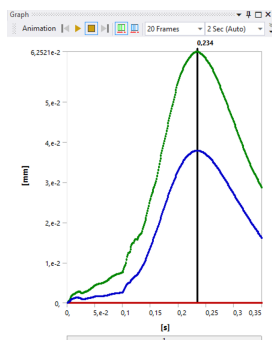
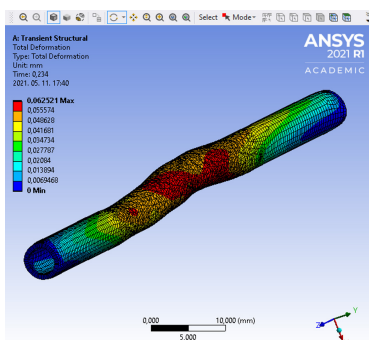
4. ábra. Valós érszakaszgeometria meghosszabbításokkal



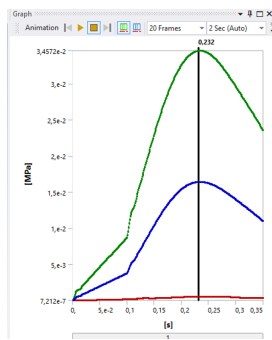
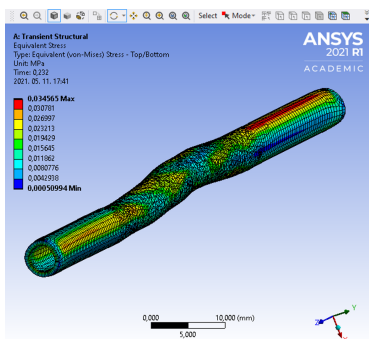
3. ábra. Röntgenangiográfia-felvétel szegmentálása

mezőváltozóira és folytonosságára megadott reziduumok  $10^{-4}$  mérettartományúak. A három különböző kapcsolású szimuláció eredményeinek összehasonlítása az 1. táblázatban látható. Megállapítható, hogy az egyes szimulációk között 2-3%-os eltérés van. Mivel ezen a szabályos idealizált geometrián várható volt, hogy az áramlási és szilárdsági jellemzők a hossz mentén egyenletes (a végszakaszokat

kivéve), illetve hengersizmetrikus eloszlást mutatnak szélsőséges ingadozások nélkül, a két alrendszer közötti kapcsolás jellegétől csak kis mértékben függnek az eredmények. A tisztán áramlási szimulációban alakváltozások értelemszerűen nincsenek, de a gyűrűirányú feszültségekre becslés adható kazánképpel. Az érték jól közelíti (3% hibával) a kapcsolt szimuláció von Mises-feszültségeit.



5. ábra. Hiperelasztikus anyagú valós geometriájú modell alakváltozásai



6. ábra. Hiperelasztikus anyagú valós geometriájú modell mechanikai feszültségei

1. táblázat. Tisztán áramlási, valamint az egy- és kétirányban kapcsolt szimulációk eredményeinek összehasonlítása

Paraméter	Áramlási szimuláció	Egyirányban kapcsolt	Kétirányban kapcsolt
Maximális sebességérték [cm/s]	41,176	40,728	40,568
Maximális nyomásérték [Pa]	6656	6656	6657
Maximális fali csúsztatófeszültség-érték [Pa]	2847	2809	2860
Maximális elmozdulás [mm]	-	0,15517	0,16603
von-Mises feszültség maximuma [MPa]	0,022187*	0,022949	0,022869

\* közelítő gyűrűirányú feszültség

A szegmentálással létrehozott valós geometrián kétirányú kapcsolt szimulációt végeztünk hiperelasztikus anyagmodellel a szakirodalmi nyomás- és sebességadatokkal (-12,15; 12,75; 17,50; 64,50; 65,5) [MPa] paraméterekkel. A modell alakváltozásait az 5. ábra, a mechanikai feszültségeit a 6. ábra mutatja. Az alakváltozások követik a feszültségek változását.

#### 4. MEGBESZÉLÉS

Ebben a tanulmány az arteria carotis interna mérettartományába eső érszakaszok nemlineáris anyagparaméterekkel jellemzett falának időfüggő terhelésekre adott mechanikai vála-

szát határoztuk meg tisztán áramlástani, és egy- ill. kétirányú kapcsolt szimulációval. Az idealizált geometrián végrehajtott szimulációk végrehajtása igazolta a modellépítés megfelelését és az eredmények összehasonlítása validálta az alkalmazott eljárást. Ennek ismeretében adatbázisból származó valós érszakasz röntgenangiográfia-felvételeinek digitális feldolgozásával készített modellen is bemutattuk a szimulációt hiperelasztikus anyagmodell alkalmazásával, amelyhez mért adatokra történő görbeillesztéssel nyertük az anyagi paramétereket. A modell a jövőben továbbfejleszhető pl. a környező szövetek ágyazásának figyelembevételével.

**A szerzők részvétele:** T.B.K.: kézirat megírása, témavezetői feladatokat ellátása, M.H.: numerikus szimulációk elvégzése, L.I.É.: témavezetői feladatokat ellátása

**Támogatás:** A bemutatott kutatás a BME-EGA-02 számú projekt részeként a Kulturális és Innovációs Minisztérium Nemzeti Kutatási Fejlesztési és Innovációs Alapból nyújtott támogatással, a TKP2021 pályázati program finanszírozásában valósult meg.

**Összeférhetetlenség:** Nincs.

## IRODALOM

1. Holzapfel GA, Gasser TC, Ogden RW. A new constitutive framework for arterial wall mechanics and a comparative study of material models. *Journal of Elasticity and the Physical Science of Solids*. 2000;61:1-48. DOI
2. Ohira T, Shahar E, Iso H, et al. Carotid artery wall thickness and risk of stroke subtypes, the atherosclerosis risk in communities study. *Stroke*. 2011;42:397-403. DOI
3. Eigenbrodt ML, Sukhija R, Rose KM, et al. Common carotid artery wall thickness and external diameter as predictors of prevalent and incident cardiac events in a large population study. *Cardiovascular Ultrasound*. 2007;5:11. DOI
4. Krejza J, Arkušewski M, Kasner SE, et al. Carotid artery diameter in men and women and the relation to body and neck size. *Stroke*. 2006;37:1103-5. DOI
5. Earl E, Mohammadi H. Biomechanics of human blood. In: Mohammadi H, editor. *Biomechanics*. IntechOpen, 2019. DOI
6. Bárdossy G, Halász G. Modeling blood flow in the arterial system. *Periodica Polytechnica Mechanical Engineering*. 2011;55(1):49-55. DOI
7. Csippa B, Závodszy G, Paál G, Szikora I. A new hypothesis on the role of vessel topology in cerebral aneurysm initiation. *Computers in Biology and Medicine*. 2018;103:244-51. DOI
8. Berg P, Vöß S, Saalfeld S, et al. Multiple Aneurysms AnaTomy CHallenge 2018 (MATCH): Phase I, Segmentation. *Cardiovascular Engineering and Technology*. 2018;9:565-81. DOI
9. Tarnoki AD, Tarnoki DL, Stazi MA, et al. Twins lead to the prevention of atherosclerosis: preliminary findings of international twin study 2009 *Journal for Vascular Ultrasound*. 2011;35(2):61-71. DOI

10. Tóth BK, Bojtár I. Mechanical behaviour of healthy and damaged human arteries and validation of parameters derived from experiments. *Biomech Hung*. 2013;6(1):157-63.
11. Bazilevs Y, Calo VM, Zhang Y, Hughes TJR. Isogeometric fluid–structure interaction analysis with applications to arterial blood flow. *Computational Mechanics*. 2006;38:310–22. [DOI](#)
12. Ming-Chen H, Kamensky D, Bazilevs Y, Sacks MS, Hughes, TJR. Fluid–structure interaction analysis of bioprosthetic heart valves: significance of arterial wall deformation. *Computational Mechanics*. 2014;54:1055–71. [DOI](#)
13. Tezduyar TE, Sathe S, Schwaab M, Conklin BS. Arterial fluid mechanics modeling with the stabilized space–time fluid–structure interaction technique. *International Journal for Numerical Methods in Fluids*. 2008;57:601–29. [DOI](#)
14. Torii R, Oshima M, Kobayashi T, Takagi K, Tezduyar TE. Fluid–structure interaction modeling of blood flow and cerebral aneurysm: Significance of artery and aneurysm shapes. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*. 2009;198(45-46):3613-21. [DOI](#)
15. Ahamed M, Atique S, Munshi AK, Koiranen T. A concise description of one way and two way coupling methods for fluid–structure interaction problems. *American Journal of Engineering Research (AJER)*. 2017;6(3):86-9.
16. Hou G, Wang J, Layton A. Numerical methods for fluid–structure interaction – A review. Cambridge University Press, 2015. [DOI](#)
17. Savić ŽN, Soldatović II, Brajović MD, Pavlović AM, Mladenović DR, Škodrić-Trifunović VD. Comparison between; carotid artery wall thickness measured by multidetector row computed tomography angiography and intima-media thickness measured by sonography. *The Scientific World Journal*. 2011;11:981856. [DOI](#)
18. Scotti CM, Jimenez J, Muluğ SC, Finol EA. Wall stress and flow dynamics in abdominal aortic aneurysms: finite element analysis vs. fluid–structure interaction. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 2008;11(3):301-322. [DOI](#)