

ISSN 0040-2176

UDC: 62(062.2) (497.1)

TEHNIKA®

GODINA LXVIII 2013.

ČASOPIS SAVEZA INŽENJERA I TEHNIČARA SRBIJE

3

TEHNIKA

ČASOPIS SAVEZA INŽENJERA I TEHNIČARA SRBIJE

ISSN 0040 - 2176

UDC: 62 (062. 2) (497.1)

Izdavač: SAVEZ INŽENJERA I TEHNIČARA SRBIJE, Beograd

Kneza Miloša 7a, Telefon: (011) 32 35 891, Fax: 32-30-067

www.sits.org.rs; e-mail:tehnika@sits.rs; office@sits.rs

Tekući račun Saveza inženjera i tehničara Srbije broj: 170-260-10 kod Unicredit banke Beograd

PIB 100289838, Matični broj 07009909



ZA IZDAVAČA

Mr **BRANISLAV VUJINOVIĆ**, generalni sekretar Saveza inženjera i tehničara Srbije

GLAVNI I ODGOVORNI UREDNIK

Prof. dr **SMILJAN VUKANOVIĆ**, Saobraćajni fakultet, Beograd

UREĐIVAČKI ODBOR:

Prof. dr **DRAGAN USKOKOVIĆ** (Novi materijali); mr **JOZA TUCAKOV**, (Naše građevinarstvo); prof. dr **BOŽO KOLONJA**, (Rudarstvo, geologija i metalurgija); prof. dr **MILENKO JOVIČIĆ**, (Mašinstvo); mr **SNEŽANA MIJAILOVIĆ**, (Elektrotehnika); prof. dr **SMILJAN VUKANOVIĆ**, (Saobraćaj); prof. dr **VUJADIN VEŠOVIĆ**, (Menadžment); mr **ZORAN PENDIĆ**, (Kvalitet - IMS, standardizacija i metrologija)

Tehnički urednici

Olja Jovičić i Olivera Čosović

U FINANSIRANJU IZDAVANJA ČASOPISA "TEHNIKA" UČESTVUJE
MINISTARSTVO PROSVETE, NAUKE I TEHNOLOŠKOG RAZVOJA
REPUBLIKE SRBIJE

CIP – Каталогизација у публикацији
Народна библиотека Србије, Београд
62

TEHNIKA : časopis Saveza inženjera i
tehničara Srbije / glavni i odgovorni urednik
Smiljan Vukanović. - God. 1, br. 1 (1946)- .
- Beograd : Savez inženjera i tehničara
Srbije, 1946- (Zemun : Graficki atelje "Dunav"). -
29 cm

Dvomesечно. - Ima podzbirke: Novi materijali =
ISSN 0354-2300, Naše građevinarstvo =
ISSN 0350-2619, Rudarstvo, geologija i
metalurgija = ISSN 0350-2627, Mašinstvo =
ISSN 0461-2531, Elektrotehnika (Beograd) = ISSN
0013-5836, Saobraćaj = ISSN 0558-6208,
Menadžment = ISSN 1450-9911, Kvalitet,
standardizacija i metrologija = ISSN 2334-7368
ISSN 0040-2176 = Tehnika (Beograd)
COBISS.SR-ID 2527490

Radovi objavljeni u časopisu "Tehnika" prema po-
dacima sa kojima raspolaže Redakcija redovno se
referišu u uglednim svetskim referalnim časopi-
sima: Geotechnical Abstracts, Metals Abstracts,
Chemical Abstracts, Electrical and Electronics
Abstracts, Science Abstracts, Ergonomics Abstracts
i referativnim žurnalima VINITI-a.

Takođe se obrađuju za inostrane baze podataka:
SAIDC-el (ISKRA,SL), SAIDC-gr (CTK, SL),
INSPEC (IEEE, UK), METADEX (M. I., UK),
CASEARCH (CA, USA)

Rukopisi i crteži se ne vraćaju.

Kompjuterski slog:

Savez inženjera i tehničara Srbije
Telefon: (011) 32 35 891

Štampa: Graficki atelje "Dunav", Zemun

Tiraž: 360 primeraka

NOVI MATERIJALI

Stručni rad

- Olivera Popović, Pavle Borovac, Zoran Popović, **Kamenje srpskih reka za primenu u izradi nakita** 397

Skupovi i knjige

- Program konferencije „YUCOMAT 2013“ XV Konferencija društva za istraživanje materijala..... 401

NAŠE GRAĐEVINARSTVO

Pregledni rad

- Dušica Pešić, Milan Blagojević, Suad Suljović, Saša Bogdanov, **Pouzdanost čelične građevinske konstrukcije u uslovima požara**..... 407

Stručni rad

- Žika Smiljković, Yossi Edelstein, Dušan Smiljković, **Fundamentals of an Effective Small HP Cascades Program** 414

Skupovi i knjige

- Zbornik radova sa Stručnog skupa „Ocena stanja, održavanje i sanacija građevinskih objekata i naselja“ 420

RUDARSTVO, GEOLOGIJA I METALURGIJA

Originalni naučni rad

- Nikola Lilić, Vojin Čokorilo Aleksandar Cvijetić, Vladimir Milisavljević, **Ventilation Planning and Design of the Derin Sahalar Mine**..... 425

Pregledni rad

- Slađana Alagić, Mile Dimitrijević, Sanja Kukić, **Tretmani termalnog pospešivanja ekstrakcije policikličnih aromatičnih ugljovodonika iz zemljišta**..... 433

Stručni rad

- Dušan Minić, Vladimir Blagojević, Dragica Minić, **Uticaj zagrevanja na funkcionalna svojstva amorfne legure $Fe_{81}B_{13}Si_4C_2$** 439

MAŠINSTVO

Originalni naučni radovi

- Vladimir Kvrgić, Nataša Kablar, Dragutin Debeljković, **Robust Control of Singular Systems, Part I: Continuous Time Case** 451

- Milan Blagojević, Aleksandar Nikolić, Miroslav Živković, Slobodan Savić, **Interakcija solida i fluida na primeru realne geometrije arterijske bifurkacije slučajno izabranog pacijenta**..... 459
-

Stručni rad

- Slavica Prvulović, Dragiša Tolmač, Ljubiša Josimović, **Inteligentni alati za prognostiku i daljinsko održavanje** 466

ELEKTROTEHNIKA

Originalni naučni rad

- Dragan Antić, Miroslav Milovanović, Saša Nikolić, Staniša Perić, Marko Milojković, **Primena NARX neuronske mreže za simulaciju rada sistema magnetne levitacije** 473

Pregledni rad

- Mitar Simić, **Model jednofaznog transformatora zasnovan na strujno-naponskoj karakteristici praznog hoda** 480

Stručni radovi

- Miloje Kostić, **Proračun parametara dugačkih cilindričnih sistema za indukciono grejanje** 487
Jovan Ničković, Radoje Jevtić, Vanja Ničković, Dragana Jevtić, **Analysis of Electric and Magnetic Field Measuring Results Near Power Transformer Station** 497

SAOBRAĆAJ

Originalni naučni rad

- Vladimir Škiljaica, Ivan Škiljaica, Aleksandar Radonjić, **Ispitivanje uticaja dimenzija plovnog puta na oblik i glavne dimenzije potiskivanih sastava** 505

Pregledni rad

- Zorica Milanović, Siniša Rankov, **Review of e-business Models and Systems in Traffic and Transportation** 512

Stručni rad

- Slobodan Mišanović, **Ekonomska i ekološka opravdanost uvođenja autobusa sa pogonom na komprimovani prirodni gas (CNG) u GSP „Beograd“** 524

MENADŽMENT

Pregledni radovi

- Adam Sofronijević, Vesna Milićević, Bojan Ilić, **Savremeni menadžment i promene vezane za automatizaciju intelektualnih poslova** 533
Branimir Inić, **Menadžment i marketing usluga – Uticajni faktori na ponašanje kupaca pri kupovini** 539
Robert Molnar, Drago Soldat, **Nefinansijske institucije za podršku sektoru malih i srednjih preduzeća i preduzetništva u Srbiji** 545

Stručni rad

- Ivana Bulut, **Organizacija elektronskog prenošenja informacija na sajtovima društvenih mreža kao deo integrisanih komunikacija sa potrošačima** 552

Skupovi i knjige

- Drugi naučno – stručni skup Politehnika 2013 sa međunarodnim učešćem** 558
-

KVALITET IMS, STANDARDIZACIJA I METROLOGIJA

Originalni naučni rad

Radislav Aščerić, Nenad Ilijevski, Marijan Ilić, Slaviša Sekulić, Nataša Radujković, Branislav Donfrid,
**Uticaj arterijske hipertenzije i hronične opstruktivne bolesti pluća na uvećanje aneurizme
trbušne aorte** 563

Pregledni radovi

Josif Spirić, Dragan Milentijević, Jelena Spirić, **Statistička kontrola procesa kao metod za
praćenje gubitaka u Elektroprivredi Srbije**..... 569

Dragan Mitić, Dragica Lebl-Antonić, Aleksandar Lebl, **Telefarmacija – način za poboljšanje
kvaliteta i dostupnosti farmaceutske usluge**..... 578

TEHNIKA

MAŠINSTVO

Mechanical Engineering - Constructions mecaniques -
Maschinenbau - Машиностроение

GODINA 62 - 2013.

BROJ 3

ODGOVORNI UREDNIK:

Prof. dr Milenko M. J o v i ć i ć, Mašinski fakultet
Univerziteta u Beogradu

REDAKCIONI ODBOR:

Prof. dr Boško R a š u o, Mašinski fakultet, Beograd

Prof. dr Nikola B a b i n, Fakultet tehničkih nauka,
Novi Sad

Prof. dr Dušan G r u d e n, F. Porsche Aktiengesellschaft
Stuttgart, Germany

Prof. dr Miroslav D e m i ć, Mašinski fakultet, Kragujevac

Prof. dr Dragoljub Ž i v k o v i ć, Mašinski fakultet, Niš

Prof. dr Radan D u r k o v i ć, Mašinski fakultet, Podgorica

REDAKCIJA I ADMINISTRACIJA: Savez inženjera i
tehničara Srbije, 11000 Beograd, Kneza Miloša 7a/I, Telefon
(011) 32 35 891, Fax (011) 32 30 067

INTERAKCIJA SOLIDA I FLUIDA NA PRIMERU REALNE GEOMETRIJE ARTERIJSKE BIFURKACIJE SLUČAJNO IZABRANOG PACIJENTA

Originalni naučni rad

MILAN BLAGOJEVIĆ, Univerzitet u Kragujevcu, Fakultet inženjerskih nauka, Kragujevac

ALEKSANDAR NIKOLIĆ, Univerzitet u Kragujevcu, Fakultet inženjerskih nauka, Kragujevac

MIROSLAV ŽIVKOVIĆ, Univerzitet u Kragujevcu, Fakultet inženjerskih nauka, Kragujevac

SLOBODAN SAVIĆ, Univerzitet u Kragujevcu, Fakultet inženjerskih nauka, Kragujevac

Rezime – U radu su prezentovane razvijene procedure i alati za simulaciju interakcije fluida i strukture na primeru realne geometrije karotidne arterijske bifurkacije slučajno odabranog pacijenta. Geometrija karotidne arterijske bifurkacije dobijena je obradom snimaka sa CT skenera. Model konačnih elemenata verno opisuje složenu geometriju domena. Prikazani numerički rezultati pokazuju da je razvijena metodologija veoma fleksibilna i efikasna za primenjena istraživanja u biomedicinskom inženjeringu. Zahvaljujući jasnoj predstavi o fenomenima koji se javljaju pri strujanju krvi kroz bifurkacije karotidne arterije, kardiolozi donose odluku o neophodnosti intervencije.

Ključne reči: interakcija fluida i strukture, proticanje krvi, metoda konačnih elemenata, napon smicanja na zidu, arterijska bifurkacija

1. UVOD

Problemi interakcije solida i fluida, su previše kompleksni da bi ih bilo moguće rešiti analitički [1-2]. Zbog toga se analiziraju eksperimentalno ili numeričkim simulacijama [3-4]. Tokom godina, matematičko modeliranje, kakvo je metoda konačnih elemenata (MKE), postalo je komplementarno eksperimentalnim pristupima u istraživanju kliničkih problema, kao i predviđanju biomehaničkog ponašanja [5-7]. Metoda konačnih elemenata omogućava ponavljanje numeričkih eksperimenata menjajući pojedine parametre. Na taj način u prilici smo da analiziramo uticaj neke promenljive na posmatrani fenomen [3].

Metoda konačnih elemenata zahteva postojanje fizičkog domena u kome se posmatra problem i diskretizaciju tog domena. Precizno snimanje geometrije krvnog suda ne garantuje i precizno modeliranje. I dalje je značajan problem predstavlja generisanje kvalitetne mreže 3D osmočvornih konačnih elemenata za komplikovane strukture [8]. Postojeće metode su i veoma spore. Kao što je poznato kvalitet mreže igra značajnu ulogu u simulacijama korišćenjem metode konačnih elemenata [9]. Tačnost numeričkog rešenja zavisi od tipa konačnog elementa kojim se modelira fizički domen. Numeričke greške su zavise kvaliteta mreže, što je posebno značajno u kompjuterskoj dinamici fluida, gde numeričke greške postaju vidljive u dobijenom rešenju.

Istraživanja u oblastima kompjuterske mehanike fluida i solida su i dalje veoma aktuelna. Kompjuterska mehanika fluida se u biomedicini uglavnom koristi u smislu našeg boljeg razumevanja

strujanja fluida u arterijama i venama. Strujanje krvi opisano je Navije-Stoksovim jednačinama i jednačinom kontinuiteta. Kompjuterska mehanika solida koristi za računanje odgovarajućih naprezanja i deformacija arterijskih zidova, korišćenjem posebno razvijenih materijalnih modela [10].

Istovremeno numeričko simuliranje interakcije solida i fluida spada u grupu spregnutih ili multifizičkih problema, koji su u ovoj deceniji predmet intenzivnih istraživanja i razvijanja simulacionih kodova [10]. Polazeći od modela koji opisuju svaki od domena pojedinačno, definiše se sistem jednačina koji opisuje spregnuto ponašanje ova dva domena [10-12]. Pri rešavanju spregnutog problema za fluid se određuju polja pritiska, brzine i napona smicanja na arterijskom zidu, dok se za strukturu određuju naponi i pomeranja u čvorovima.

U radu je prikazana razvijena metodologija za brzo modeliranje interakcije krvi i krvnih sudova na primeru složene geometrije realnih arterijskih bifurkacija.

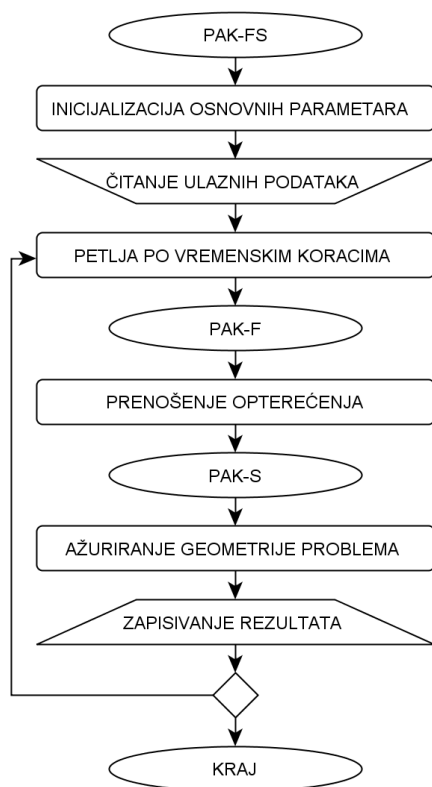
2. PAK-FS – KOMPJUTERSKI PROGRAM ZA SIMULACIJU INTERAKCIJE FLUIDA I SOLIDA

Dva osnovna pristupa numeričkom rešavanju interakcije solida i fluida su jako sprezanje i slabo sprezanje [10], [12]. Osnovna ideja jakog sprezanja je da se kompletan sistem jednačina rešava u jednom koraku. Na taj način se polja svih veličina, i za fluid i za solid, određuju istovremeno. Ova metodologija postaje enormno skupa za rešavanje 3D problema, gde se drastično povećava sistem jednačina koji se rešava. Da bi se rešavali spregnuti problemi ovom

metodologijom, neophodno je napraviti specifične solvere za rešavanje i solida i fluida. Alternativa jakom sprezanju je metod slabog sprezanja, koji ima niz prednosti. Glavna prednost je korišćenje već postojećih programa za rešavanje solida i fluida sa vrlo malo izmena. Izračunavanja nepoznatih veličina za solid i fluid su nezavisna, u posebnim programima, pri čemu se promenljive na interfejsu razmenjuju u svakom vremenskom koraku.

Za numeričko rešavanje problema interakcije fluida i solida koristi se softver PAK-FS [13] koji je razvijen sprezanjem postojećih softvera za kompjutersku dinamiku fluida PAK-F i softvera za kompjutersku dinamiku solida PAK-S, korišćenjem slabog sprezanja. Rezultati proračuna zapisuju se u datoteke FEMAP Neutral, IDEAS UNV i VTK. Globalni algoritam razvijenog koda je prikazan na slici 1.

Fluid i struktura zauzimaju različite poddomene, pa se odgovarajući sistemi jednačina postavljaju odvojeno za svaki poddomen, uz uslov da je diskretizacija poddomena fluida i strukture kompatibilna na interfejsu. Program za kompjutersku dinamiku fluida (CFD) koristi kao granične uslove trenutnu geometriju (površine) i brzine u čvorovima koje odgovaraju tim površinama. Ove informacije su dobijene programom za kompjutersku dinamiku solida koji reševa problem u domenu solida (arterijskog zida). Sa druge strane, opterećenja iz fluidnog domena se prenose u solidni domen.



Slika 1 - Globalni algoritam programa PAK-FS

3. METODOLOGIJA ZA BRZO GENERISANJE MODELA KONAČNIH ELEMENATA ARTERIJSKE BIFURKACIJE

Mesta grananja u karotidnim arterijama čoveka su lokacije koje su najčešće zahvaćene arteriosklerozom, sa udelom od čak 20% u perkutanim intervencijama. Nekoliko studija o distribuciji plaka u kardiovaskularnom sistemu su pokazale da arterioskleroza uglavnom nastaje na grananjima u vaskularnom stablu, gde arterije imaju relativno složenu geometriju [14-16]. Složena geometrija uslovljava strujanje koje je jedinstveno za svakog pojedinačnog pacijenta [14]. Većina proračuna strujanja do sada je vršena nad takozvanim prosečnim ili idealizovanim geometrijama. Rešenja koja se tako dobijaju mogu znatno odstupati od rešenja koja bi se dobila nekim preciznijim modeliranjem krvnog suda [17]. U današnje vreme trend i potreba je generisanje modela koji precizno opisuju realne geometrije arterijskih bifurkacija zahvaljujući pomaku koji je napravljen na poljima uređaja za radiološku dijagnostiku i performansama računara [18-19].

U ovom delu detaljno je opisan doprinos autora u pogledu metodologije generisanja kvalitetne mreže konačnih elemenata. Da bi se ubrzao proces generisanja modela razvijen je softver STL2BLOCK, koji na osnovu volumetrijskog modela dobijenog radiološkim snimanjem generiše topologiju blokova za generisanje konačnih elemenata multiblok metodom. Prvi korak u generisanju mreže konačnih elemenata je određivanje geometrije zida karotidne arterije. To je danas moguće uraditi na mnogo načina, na primer kompjuterskom tomografijom (CT), magnetnom rezonancom (MRI), ... Originalni CT snimci, koji sadrže podatke o tkivima u okolini grananja karotidnih arterija, u DICOM formatu su učitani u softver MIMICS. U ovom softveru, za svaki od snimaka, na osnovu podesivih graničnih vrednosti kontrasta, identifikovane su regije koje predstavljaju različita tkiva, odnosno organe na posmatranom snimku. Spajanjem granica tih regija, uz informaciju o prostornom položaju svakog pojedinačnog snimka, a zatim i poligonizacijom modela, dobija se 3D model svih organa čiji kontrast odgovara odabranom opsegu. Na slici 2 prikazani su volumetrijski modeli tkiva, uglavnom kostiju i krvnih sudova, koji se dobijaju obradom snimaka generisanih kompjuterskom tomografijom (CT skenerom).

Iz ovog skupa treba izuzeti sve organe osim krvotoka (slika 3). Nesavršenost softvera za rekonstrukciju volumetrijskog modela dovodi do toga da u ovaj model budu uključeni i plakovi sagrađeni od kalcijuma, pa se stiče utisak da je na

tom mestu protočni presek povećan. Razlog ovome je što kalcijum ima isti kontrast kao i krv, pa softver ne razlikuje ova dva materijala. Ovakva mesta treba popraviti brisanjem lokalne nepravilnosti u poligonizovanoj mreži i rekonstrukcijom nastalog diskontinuiteta. Ukoliko je potrebno vrši se i decimacija modela do nivoa kada se zadržava neophodan kvalitet detalja, što utiče na performanse sledećih koraka u procesu generisanja FEM modela. Generisanje mreže konačnih elemenata polazi sa stanovišta da je tačna geometrija modela sadržana u STL datoteci, koja predstavlja interfejs ka sledećim fazama u kreiranju modela.



Slika 2 - Volumetrijski modeli tkiva (kosti i krvni sudovi) dobijeni obradom CT snimaka

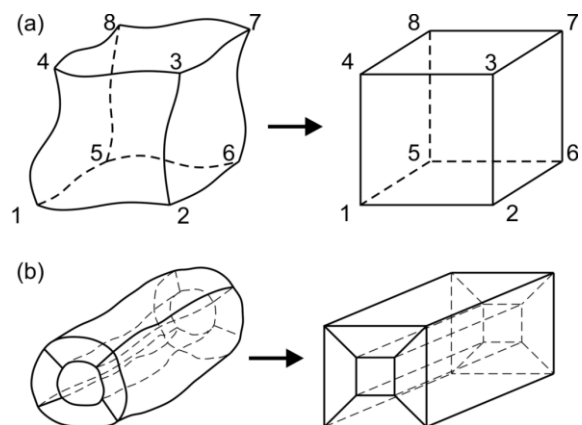
Strukturna mreža je najpogodniji metod za diskretizaciju domena. Metod je zasnovan na direktnom preslikavanju fizičkog u računski domen (slika 4a). Tačke na granici domena koriste se za interpolaciju tačaka unutar računskog domena. Strukturne mreže daju mreže konačnih elemenata koje precizno opisuju granice domena, pa su i granični uslovi precizno i pravilno zadati za posmatrani domen. Primena strukturnih mreža ograničena je na jednostavne geometrije domena. Modeliranje geometrije kompleksnih domena teško je ili nemoguće opisanim postupkom. Umesto toga, autori predlažu kompozitni ili multiblok pristup kod koga je računski domen podeljen na izvestan broj

manjih domena koji se nazivaju blokovi [20-21]. Celokupna mreža je formirana spajanjem takvih blokova. Svaki blok u fizičkom domenu preslikava se u plogoni blok u računskom domenu (slika 4b). Tehnike strukturne mreže sada se primenjuju pojedinačno na blokove, koji se zatim spajaju gradeći kompleksne mreže koje precizno opisuju složene geometrije bolesnih i/ili zdravih krvnih sudova.



Slika 3 – Volumetrijski model tkiva karotidnih arterija

Blokovi su predstavljeni heksaedrima, definisanim temenima i stranicama. Lokalno označavanje čvorova blokova prikazano je na slici 4a. Raspodela tačaka unutar bloka određuje se rešavanjem skupa od 3 Poasonove jednačine, po jedne za svaki lokalni pravac u bloku.



Slika 4 - Blok – Osnovni alat u multiblok konceptu generisanja mreže konačnih elemenata

U softveru Geomagic Studio vrši se postavljanje ravni koje definišu preseke u kojima će biti

postavljena temena blokova. Ravni se postavljaju tako da leže upravno na centralnu liniju krvnog suda u odabranoj oblasti. Tri ravni se obavezno postavljaju tako da definišu granice posmatranog domena. Ostale ravni postavljaju se u oblastima kojima postoji promena pravca, odnosno savijanje krvnog suda. Softver čita podatke o presecima iz datoteka, a zatim određuje težište preseka. Za određivanje težišta prvo se postavlja središnja tačka preseka čije su koordinate prosečne vrednosti koordinata svih tačaka preseka. Dalji postupak se svodi na određivanje težišta složene površine, koju čine trouglovi sa temenima u središnjoj tački preseka i tačkama na liniji preseka. Za svaki presek određuje se i maksimalna dimenzija preseka i vektor normale na presek.

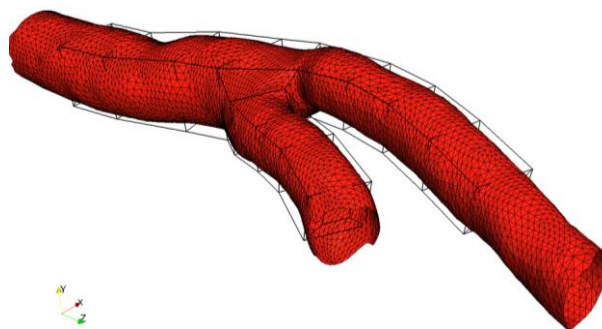
Spoljašnja temena bloka postavljaju se tako da leže u preseku i nalaze se na polovini maksimalne dimenzije preseka od težišta preseka u pravcima lokalnih koordinatnih osa x_1 i y_1 (slika 4b). Unutrašnja temena bloka postavljaju se po istom kriterijumu kao i spoljašnja, s tim što se polovina maksimalne dimenzije preseka množi pozitivnim korisnički definisanim faktorom proporcionalnosti. Ovaj faktor kreće se u intervalu $[0,1]$ i definiše se u konfiguracionoj datoteci. Temena blokova označena su brojevima 1-8, pri čemu broj 1 nosi donje levo teme na unutrašnjem, a broj 5 nosi donje levo teme na spoljašnjem prstenu. Temena u sledećim presecima uvek imaju numeraciju za 8 veću u odnosu na temena koja im prethode.

Nad postavljenim temenima mogu se primeniti različite topologije blokova. Blokovi su označeni tako da je 1 centralni blok, a blokovi 2, 3, 4 i 5 su ispod, desno, iznad, i levo od centralnog bloka, respektivno. Ovaj raspored blokova posmatran je iz vrha lokalne z ose. Dodavanjem novog preseka ukupan broj blokova se povećava za 5. Primenjena struktura blokova je povoljna, jer svi preseci u posmatranim granama imaju isti raspored blokova, što ni jednom drugom konfiguracijom ne može da bude ostvareno. Na slici 5 prikazani su blokovi generisani softverom STL2BLOCK.

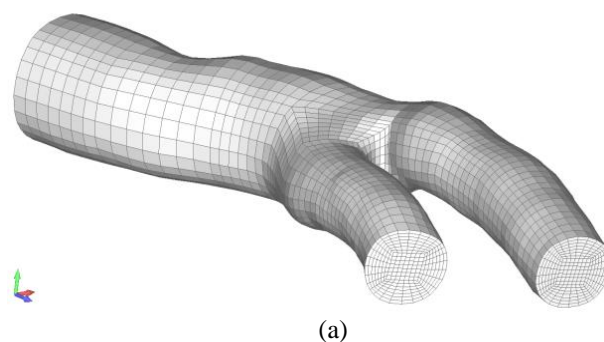
Leva i desna karotidna bifurkacija za posmatranog pacijenta nisu geometrijski jednake. Na osnovu primera iz prakse, poznato je da se geometrija bifurkacija veoma razlikuje kod različitih pacijenata. U retkim slučajevima je potrebna ručna intervencija za fino podešavanje temena blokova kako bi se što tačnije obuhvatila sama bifurkaciju.

Kreirana topologija blokova zapisuje se u VTK datoteku, pa može da se koristi u drugim softverima za generisanje mreže 3D konačnih elemenata. Primer takvog softvera je IA-FEMesh [22], softver otvorenog koda koji se oslanja na VTK biblioteke.

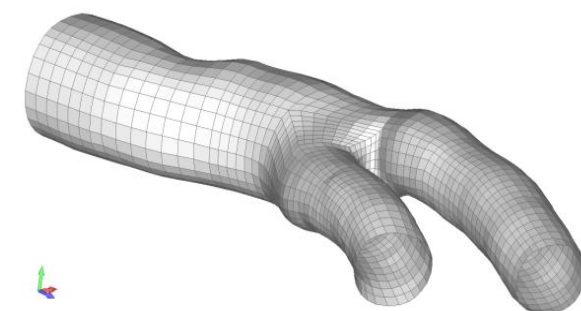
Softver koristi multiblok metod pri generisanju konačnih elemenata, pri čemu se čvorovi generišu korišćenjem transfinite interpolacije bez relaksacije mreže [23]. Moguće je kreiranje dva tipa konačnih elemenata: osmočvorni 3D elementi (slika 6a) i četvoročvorne elementi ljuske (slika 6b). Dobijeni modeli konačnih elemenata verno opisuju posmatrani fizički domen.



Slika 5 – Blokovi generisani softverom STL2BLOCK



(a)



(b)

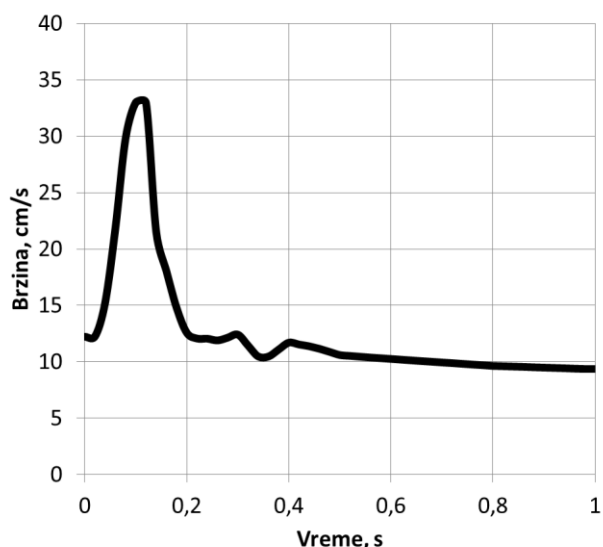
Slika 6 - Modeli konačnih elemenata bifurkacije karotidne arterije za (a) fluidni i (b) solidni domen

5. NUMERIČKA SIMULACIJA INTERAKCIJE SOLIDA I FLUIDA

Simulacija proticanja krvi kroz elastičan krvni sud izvršena je na realnoj bifurkaciji karotidne arterije slučajno izabranog pacijenta čije je modeliranje prikazano u prethodnom tekstu. Proračun je izvršen korišćenjem softvera PAK-FS.

Proračun je izvršen u 30 vremenskih koraka u intervalu od 0.8s. Od toga prvih 10 koraka na

intervalu od 0.02s, a ostalih 20 koraka na intervalu 0.03s. Korišćeni su sledeći ulazni podaci za fluidni domen: prosečna brzina strujanja na ulazu $v_{sr} = 16.9 \text{ cm/s}$, gustina krvi $\rho = 1050 \text{ kg/m}^3$ i koeficijent dinamičke viskoznosti $\mu = 0.003675 \text{ Pa}\cdot\text{s}$ [24-25]. Ulazni podaci za elastični zid arterije su: modul elastičnosti $E = 0.361 \text{ MPa}$, Poisson'ov koeficijent $\nu = 0.49$ i gustina tkiva arterijskog zida $\rho = 1100 \text{ kg/m}^3$. Pri proračunu je korišćena standardna faza sistole i diastole u jednom srčanom ciklusu kod odraslog čoveka, prikazana na slici 7.



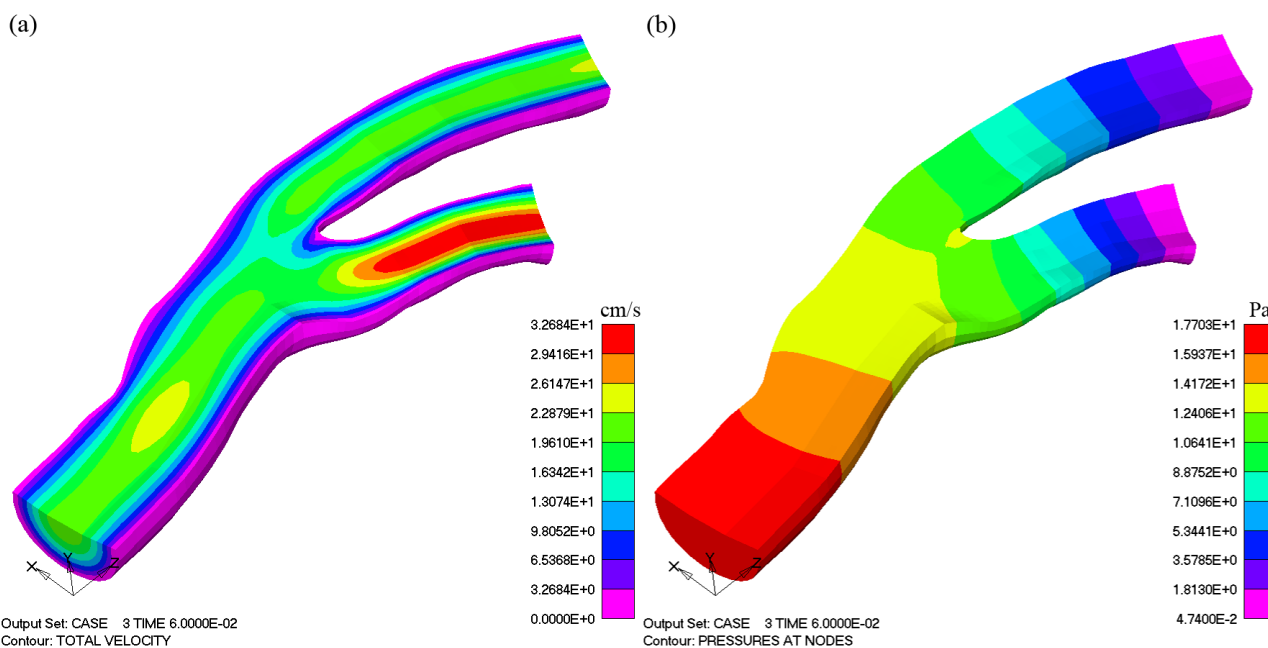
Slika 7 – Brzina u težištu ulaznog preseku u jednom srčanom ciklusu

Za domen fluida primenjeni su sledeći granični uslovi:

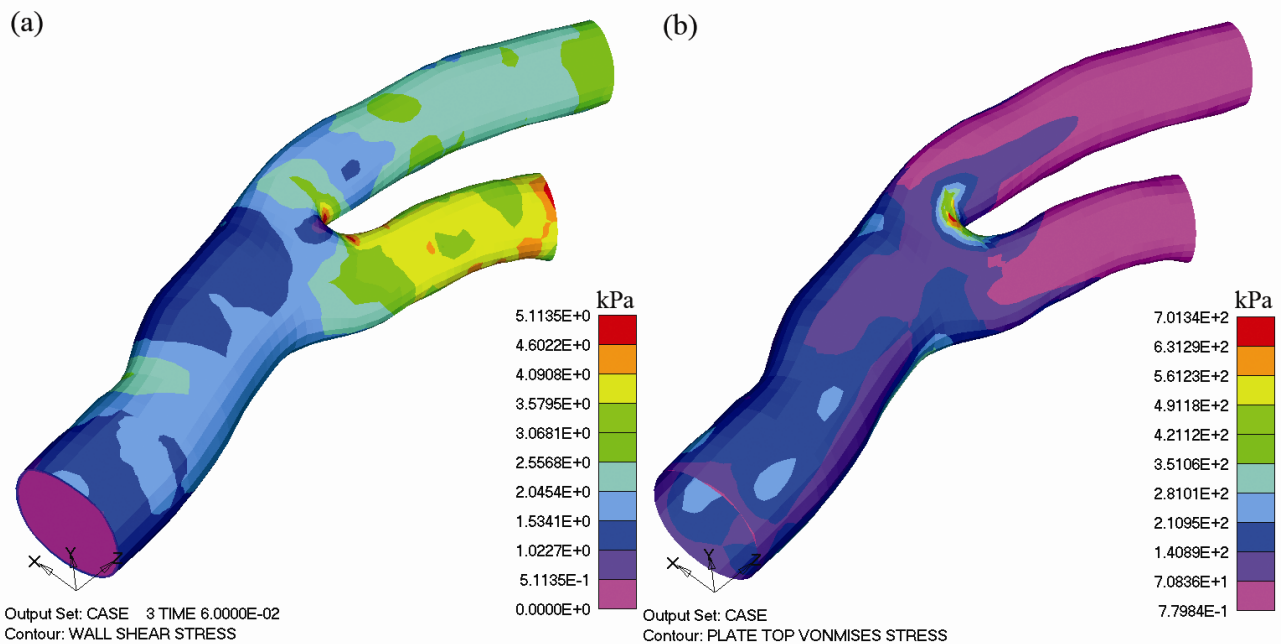
- na ulazu je zadat parabolični profil brzine,
- uzeta je u obzir deformabilnost arterijskih zidova, pa su brzine na interfejsu jednake brzinama dobijenim iz proračuna čvrstoće, i
- na površinama na izlaznim granama modela postoji otpor koji se javlja zbog toga što se strujanje krvi nastavlja kroz druge krvne organe.

Za domen solida čvorovima na ulazu ograničeno pomeranje u pravcu strujanja. Takođe, granični uslovi su zadati tako da je ograničeno kretanje težišta preseka u ravni ulaznog preseka.

Na slikama koje slede prikazani su rezultati simulacije interakcije fluida i strukture. Polje brzina u trećem koraku srčanog ciklusa prikazano je na slici 8a. Ukoliko se kao granični uslovi ne zadaju pritisci na izlaznim površinama, kao rezultat dobija se polje pada pritiska u modeliranom domenu. Polje pada pritiska u trećem koraku srčanog ciklusa prikazano je na slici 8b. Polje napona smicanja na zidovima krvog suda u trećem koraku srčanog ciklusa prikazano je na slici 9a. Mesta sa manjom vrednošću napona podložnija su nastajanju plaka, pa je ovaj rezultat od izuzetne važnosti u dijagnostikovanju i lečenju arterioskleroze. Polje ekvivalentnog napona na arterijskim zidovima u trećem koraku dato je na slici 9b.



Slika 8 – Polje brzina (a) i pritiska (b) u koraku 3 srčanog ciklusa



Slika 9 – Napon smicanja na zidu (a) i ekvivalentni napon (b) u koraku 3 srčanog ciklusa

6. ZAKLJUČAK

Razvijanje novih softvera za rešavanje problema interakcije solida i fluida je težak i dugotrajan posao. U slučaju kada već postoje softveri za nespregnuto rešavanje posebno dinamike solida i posebno dinamike fluida, racionalno rešenje je napisati upravljačke programe koji će ove solvere koristiti uz neznatne modifikacije. U tom cilju, kao bolje se nameće slabo sprezanje ovih solvera, jer tada svaki solver rešava deo problema u domenu za koji je predviđen. Međutim, ovakvo sprezanje je zbog svoje specifičnosti, koja se normalno ne javlja kod jakog sprezanja, sklono brojnim problemima. Primarni problem je vremenska integracija. Zbog raznovrsnosti fizičkih karakteristika solida i fluida, generalno nije moguće koristiti isti vremenski korak. Druga poteškoća nastaje u međusobnoj komunikaciji solvera. Različita (nekompatibilna) diskretizacija pravi dodatni problem, jer je neophodno preneti podatak iz jedne mreže u drugu.

Predloženo rešenje pokriva celokupan proces analize softverima koji su razvijeni na Fakultetu inženjerskih nauka u Kragujevcu (STL2BLOCK - softver za generisanje blokova za diskretizaciju domena i PAK-FS - softver za rešavanje spregnutih problema dinamike fluida i dinamike solida) i softverima otvorenog koda (IA-FEMesh – softver za generisanje mreža konačnih elemenata, i ParaView - softver za postprocesiranje dobijenih rezultata). Metodologija je primenjena na vaskularni model realne arterijske bifurkacije pacijenta uzimajući u obzir elastični zid krvnog suda. Prikazana

metodologija primenljiva je i na modeliranje ostalih grananja u protočnim organima ljudskog tela (koronarne arterije, grananja protočnih organa u plućima, ...)

Pri generisanju mreže konačnih elemenata korišćen je multiblok pristup, koji višestruko ubrzava proces generisanja modela uz minimiziranje greške u numeričkom rešenju. Razvijeni alat je veoma efikasan pri kreiranju proračunskih mreža za kompleksne geometrije u biomehanici i inženjeringu uopšte. Na ovaj način se izbegavaju hardverki zahtevne i dugotrajne procedure rekonstrukcije NURBS površina, a zatim i CAD modeliranja, jer se model konačnih elemenata kreira direktno na osnovu volumetrijskog modela.

Prikazani rezultati pokazuju da deformacija koja se javlja pri interakciji između krvi i arterijskog zida značajno utiče na vrednosti hemodinamičkih sila koje deluju na arterijski zid, u odnosu na slučaj kada se posmatra krut zid. Poređenjem sa rezultatima ranijih istraživanja [17] uočeno je da simulacije koje su vršene sa zanemarivanjem elastičnosti arterijskog zida precenjuju maksimalne vrednosti napona smicanja na zidu, kao i polja njegove raspodele po arterijskom zidu.

Na osnovu dobijenih rezultata može se zaključiti da je ovakva metodologija koristan alat koji može dati značajne polazne informacije kardiolozima. Zahvaljujući jasnoj predstavi o fenomenima koji se javljaju pri strujanju krvi kroz bifurkacije karotidne arterije, oni donose odluku da li je i u kom trenutku neophodna neka intervencija.

ZAHVALNICA

Ovaj rad nastao je u okviru istraživanja na projektima TR32036 i OI175082 koje finansira Ministarstvo prosvete, nauke i tehnološkog razvoja Republike Srbije.

LITERATURA

- [1] Crosetto P.; Reymond P.; Deparis S.; Kontaxakis D.; Stergiopoulos N.; Quarteroni A.: Fluid–structure interaction simulation of aortic blood flow, *Computers & Fluids*, Vol. 43 (2011), pp. 46-57.
- [2] Giddens D. P. et al.: *Flow and atherogenesis in the human carotid bifurcation*. Edited by Schettler G. Fluid dynamics as a localizing factor for atherosclerosis. New York: Springer-Verlag.
- [3] Oshima M.; Torii R.; Kobayashi T.; Taniguchi N.; Takagi K.: Finite element simulation of blood flow in the cerebral artery, *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, Vol. 191, No. 6-7 (2001), pp. 661–671.
- [4] Tezduyar T. E.; Sathe S.; Cragin T.; Nanna B.; Conklin B. S.; Pausewang J.; Schwaab M.: Modeling of fluid–structure interactions with the space–time finite elements: Arterial fluid mechanics, *International Journal for Numerical Methods in Fluids*, Vol. 54 (2007), pp. 901-922.
- [5] Kung E. O. et al.: In Vitro Validation of Finite Element Analysis of Blood Flow, *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 39, No. 7 (2011), pp. 1947–1960.
- [6] Lotz J.; Meier C.; Leppr A.; Galanski M.: Cardiovascular flow measurement with phase-contrast MR imaging: basic facts and implementation, *Radiographics*, Vol. 22, No. 3 (2002), pp. 651–671.
- [7] Mariunas M.; Kuzborska Z.: Influence of load magnitude and duration on the relationship between human arterial blood pressure and flow rate, *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, Vol. 13, No. 2 (2011).
- [8] Shivanna K. H.; Adams B. D.; Magnotta V. A.; Grosland N. M.: Towards Automating Patient-Specific Finite Element Model Development, in *Proceedings of the Computational Biomechanics For Medicine Workshop at MICCAI, 2006*.
- [9] Zhang Y.; Bajaj C.: Adaptive and Quality Quadrilateral/Hexahedral Meshing from Volumetric Data, *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, Vol. 195 (2006), pp. 942–960.
- [10] Kojić M.; Filipović N.; Stojanović B.; Kojić N.: *Computer Modeling in Bioengineering*, John Wiley & Sons Ltd, Chichester, England, 2008.
- [11] Bathe K. J.: *Finite element procedures in engineering analysis*, Prentice-Hall, Englewood Cliffs, New Jersey, USA, 1996.
- [12] Kojić M.; Slavković R.; Živković M.; Grujović N.: *Finite element method I – Linear analysis*, Faculty of Mechanical Engineering of Kragujevac, Kragujevac, Serbia, 1998.
- [13] Nikolić A., Blagojević M., Živković M., Živković M., Stanković G., PAK-FS – Multiphysics Software Modul for Fluid-Structure Interaction Simulations, *Proceedings of the 12th International Conference Research and Development in Mechanical Industry - RaDMI 2012*, Vrnjačka Banja, Serbia, 2012.
- [14] Zhao S. Z. et al.: Inter-individual variations in wall shear stress and mechanical stress distributions at the carotid artery bifurcation of healthy humans, *Journal of Biomechanics*, Vol. 35 (2002), pp. 1367–1377.
- [15] Soulis J.; Farmakis T.; Giannoglou G.; Louridas G.: Wall shear stress in normal left coronary artery tree, *Journal of Biomechanics*, Vol. 39 (2006), pp. 742–749.
- [16] Nguyen K.; Clarka C.; Chancellor T.; Papavassiliou D.: Carotid geometry effects on blood flow and on risk for vascular disease, *Journal of Biomechanics*, Vol. 41 (2008), pp. 11–19.
- [17] Weydahl E. S.; Moore J. E.: Dynamic curvature strongly affects wall shear rates in a coronary artery bifurcation model, *Journal of Biomechanics*, Vol. 34, No. 9 (2001), pp. 1189–1196.
- [18] Owida A. A.; Do H.; Morsi Y. S.: Numerical analysis of coronary artery bypass grafts: An overview, *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, (2012), In Press, Available online 2 January 2012.

- [19] Goubergrits L.; Affeld K.; Fernandez-Britto J.; Falcon L.: Investigation of geometry and atherosclerosis in the human carotid bifurcations, *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, Vol. 3, No. 1 (2003), pp. 31-48.
- [20] Shirsat A.; Gupta S.; Shevare G. R.: Generation of multi-block topology for discretization of three-dimensional domains, *Computers & Graphics*, Vol. 23 (1999), pp. 45-57.
- [21] De Santis G. et al.: Full-hexahedral structured meshing for image-based computational vascular modeling, *Medical Engineering & Physics*, Vol. 33, No. 10 (2011), pp. 1318-1325.
- [22] Grosland N. M. et al.: IA-FEMesh: An open-source, interactive, multiblock approach to musculoskeletal finite element model development, *Computer Methods & Programs in Biomedicine*, Vol. 94, No. 1 (2009), pp. 96-107.
- [23] Yuan CL, Yih NJ. A Transfinite Interpolation Method of Grid Generation Based on Multipoints. *Journal of Scientific Computing* 1998; 13(1); 105-114.
- [24] Perktold K.; Resch M.; Florian H.: Pulsatile non-Newtonian flow characteristics in a tree-dimensional human carotid bifurcation model, *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 113 (1991), pp. 464-475.
- [25] Perktold K.; Resch M.; Peter O.: Three-dimensional numerical analysis of pulsatile flow and wall shear stress in the carotid artery bifurcation mode, *Journal of Biomechanics*, Vol. 24 (1991), pp. 409-420.

SUMMARY

FLUID-STRUCTURE INTERACTION IN PATIENT-SPECIFIC ARTERY BIFURCATION

This paper presents the procedures and tools developed for simulating the interaction of fluids and structures on the example of a patient-specific carotid artery bifurcation. Volumetric model of the carotid artery bifurcation is obtained through the processing of images from CT scanner. Finite-element model, generated using multiblock approach, faithfully describes the arbitrarily shaped domen. Presented numerical results show that developed methodology is very flexible and efficient for the applied research in biomedical engineering. Thanks to the clear taste about the phenomenon that occurs when blood flow through the carotid artery bifurcation, cardiologists make a decision on the necessity of intervention.

Key words: *fluid-structure interaction, blood flow, fem, wall shear stress, artery bifurcation*