



## **ARTICOLE ORIGINALE**

# Studiu pentru un model computerizat al arterelor coronare

Doina Cârstea<sup>1</sup>, M. R. Stănescu<sup>2</sup>, R. Stănescu<sup>3</sup>, A.P. Cârstea<sup>3</sup>, Adina Glodeanu<sup>1</sup> Articol primit pe data de 7 iulie 2011. Articol acceptat pe data de 28 septembrie 2011.

**Rezumat:** În geneza leziunilor coronare, solicitarea parietală la stress-ul presional este bine cunoscută. În prezentul studiu, ne-am propus să analizăm relația dintre distribuția anatomică a arterelor coronare și topografia zonelor de maximă solicitare. **Material și metodă** – Luând în considerare observațiile efectuate în urma disecției arterelor coronare la 31 cazuri (preparate didactice sau necropsii), corelate cu datele larg recunoscute de literatura de specialitate, am conceput un model anatomic standard al distribuției 3-D a arterelor coronare. Acest model a fost reprodus virtual folosind tehnica oferită de pachetul de programe CATIA Versiunea 5. Modelul a fost supus unei simulări mecanice (presiune intraluminală), analizându-se solicitările parietale pe diferite porțiuni. **Rezultate și discuții** – Gradientul de solicitare mecanică parietală la presiunea intraluminală diferă semnificativ de la o arteră coronară la alta și, de-a lungul aceleiași artere, de la origine la porțiunea terminală, ceea ce poate influența incidența și localizarea plăcilor de aterom. **Concluzii** – Tehnicile tot mai perfecționate de imagistică medicală, coroborate cu metode de simulare computerizată pot permite identificarea precoce a plăcilor de aterom și aprecia evoluția leziunii.

Cuvinte cheie: artere coronare, boala arterială coronariană, modele virtuale, simulare computerizată

**Abstract:** Within coronarian lesions genesis, the parietal solicitation to pressing stress is well-known. In the present study, we proposed to analyze the relationship between the anatomic distribution of coronarian arteries and the topography of maximal stress areas. **Methods** – Considering the observations made after dissecting coronary arteries in 31 cases (didactic preparations or necropsies) correlated to data highly approved by specialty literature, we conceived a standard anatomic pattern for 3D distribution of coronary arteries. This pattern was virtually reproduced, using the technique offered by a CAD programs pack. The pattern was subjected to a mechanic simulation (intraluminal pressure), analyzing the parietal stress on various parts. **Results and discussions** – The gradient of parietal mechanic stress induced by the intraluminal pressure was significantly different from one arthery to another one, and across the same arthery, from origin to end point, which may influence incidence and localization of atheroma plaques. **Conclusions** – more and more perfected medical imagistic techniques, corelated to computherized simulation methods, may allow early detection of atheroma plaques and appreciate the evolution of the lesions. **Keywords:** coronary vessels, coronary artery disease, virtual models, computer simulation

#### INTRODUCERE

Ateroscleroza coronariană este de departe cea mai frecventă cauză a bolii ischemice cu localizare cardiacă<sup>1</sup>, iar ruperea plăcilor cu tromboză supraadăugată este cauza principală de instalare a sindroamelor coronariene acute cu evoluție letală per primam sau cu evoluție cronică<sup>1</sup>. De asemenea este bine cunoscut faptul că ateroscleroza are o predilecție pentru anumite porțiuni ale arborelui arterial coronarian unde există particularități hemodinamice<sup>1</sup> datorate gradientului și suprasolicitării endoteliale parietală la forfecare<sup>2</sup>, a concentrațiilor locale crescute de lipoproteine<sup>2</sup> și a particularităților legate de presiunea locală statică<sup>6.7</sup>. Factorul mecanic

<sup>2</sup> Laboratorul de Anatomie Patologică, Spitalul Clinic Municipal "Filantropia" Craiova Catedra de Anatomie, UMF Craiova

<sup>3</sup> Facultatea de Medicină, UMF Craiova, doctorand

și-a dovedit importanța în aterogeneza *in vitro*, fiind un modulator local al activării genelor endoteliale<sup>8,9</sup>, care sunt resposabile de reglarea proliferarii, migrării și apoptozei celulare. Unii cercetători au folosit modele geometrice simplificate pentru arterele coronare<sup>10</sup> și pentru arterele carotide interne<sup>11</sup>, pe care au încercat să le studieze în situații speciale create în laborator. Ideea studiului cu simularea arterelor coronare prin programe computerizate, s-a conturat în urma observațiilor oferite de rezultatele autopsiilor practicate în laboratorul de anatomie patologică al Spitalului Clinic Municipal Filantropia din Craiova. Aici funcționează un departament special unde se desfășoară și necropsierea

<sup>&</sup>lt;sup>1</sup> Clinica de Cardiologie, Spitalul Clinic Municipal "Filantropia" Craiova, Disciplina de Semiologie Medicală, UMF Craiova

Adresă de contact:

Prof. Univ. Dr. Doina Cârstea; Spitalul Clinic Municipal Filantropia, Clinica de Cardiologie, str. C-tin Brâncuși nr. 3; tel.: 0251357031. e-mail: dag\_carstea@yahoo.com

(împreună cu medicina legală) a cadavrelor provenite din accidente cotidiene. La aceste autopsii, s-au constatat în proporție de peste 90% indiferent de vârsta persoanei decedate, leziuni aterosclerotice în diverse stadii de evoluție la nivelul arterelor coronare și nu numai. Trebuie menționat faptul că observațiile au fost făcute la persoanele decedate tinere până la vârsta de 25 de ani și care au fost considerate sănătoase până în momentul decesului. Din cauza problemelor legate de protecția datelor medicale personale ale decedaților și mai ales a protecția datelor legale din dosarele medicinei legale, nu am putut prezenta datele observațiilor medicale directe din laboratorul de anatomie patologică. Astfel, pornind de la numeroasele citări din literatura de specialitate, coroborate cu observațiile noastre proprii, neam propus să studiem efectele presiunii unui fluid la nivelul pereților unor artere coronare virtuale, obținute prin simulări computerizate. Studiul a fost posibil datorită obținerii avizului de cercetare în cadrul grantului numărul 139 ("Studiul anatomoclinic și histologic al aterosclerozei coronariene preclinice la adolescentul și adultul tânăr asimptomatic"), început în data de 22.08.2007 sub egida Academiei Române și finalizat trei ani mai târziu. Astfel în cadrul laboratorului de anatomie patologică și a departamentului de informatică biomedicală din cadrul Centrului de Cercetare al UMF Craiova, a fost creat un model virtual al arborelui arterial coronarian bazat pe metoda elementului finit. Astfel ne-am propus să studiem în ce măsură particularitățile morfologice ale modelelor tubulare de simulare electronică (geometrice), cum ar fi bifurcații și curburi, pot influența solicitările parietale la presiune și pot ulterior să aibă implicații în inițierea formării plăcilor de aterom.

## MATERIAL ȘI METODĂ

Am ales descrierea clasică anatomică, unanim recunoscută, a variantelor de traiect și de ramificație a arterelor coronare cu cea mai frecventă incidență întâlnită în practică. Astfel artera coronară dreaptă (Arteria coronaria dextra – ACD) a avut ca traiect de referință străbaterea mai întâi a porțiunii din dreapta a șanțului coronar (*Sulcus coronarius*) până la șanțul interventricular posterior (*Sulcus interventricularis posterior*), după care, coboară mai apoi către vârful inimii (Apex cordis) sub numele de ramura interventriculară posterioară (*R. interventricularis posterior*). Artera coronară stângă (Arteria coronaria sinistra – ACS) clasic se bifurcă imediat după origine într-o ramură interventriculară anterioară (*R.* interventricularis anterior – RIA) - ce coboară prin șanțul omonim (ajungând chiar să se re-

flecte pe fața posterioară a cordului spre capătul arterei interventriculare posterioare) - și o ramură circumflexă (R. circumflexus – RC), care urmează porțiunea stângă a şanţului coronar. Pornind de la datele din literatura de specialitate recunoscută pe plan internațional<sup>12</sup>, precum și de la observațiile proprii asupra a 31 de preparate didactice sau necroptice (piese cord in vitro), am conceput un model anatomic virtual standard al arterelor coronare. S-a ales drept origine a coordonatelor, centrul secțiunii aortei ascendente la nivelul originii celor două artere coronare. Axele și planurile de referință, pentru simplificarea modelării, au fost alese pornind de la planul ventil (al valvelor aortice, mitrală și tricuspidă), considerat drept plan orizontal și septul interventricular drept considerat plan median, așa cum a fost descris cordul de către Vesal. Valorile sunt exprimate în milimetri. Pentru diametrul arterelor și grosimea pereților lor, am folosit măsurători proprii corelate cu datele din literatură<sup>7,13</sup>. Modelul anatomic virtual standard a fost prelucrat electronic cu un pachet special de programe CATIA Versiunea 5. Pentru fiecare dintre cele trei artere coronare mari (dreaptă, interventriculară anterioară și circumflexă) s-au respectat următoarele 3 etape (model geometric, model mecanic și modelul presional), care au totalizat în final 8 pași de proiecție virtuală a modelelor anatomice coronariene.

**Etapa 1** - proiectarea asistată pe calculator a modelului geometric al arterei studiate ("generative shape design" în terminologia programului): pasul 1, ințial s-a concentrat pe crearea punctelor de referință pentru baza modelului anatomic standard, utilizând coordonatele carteziene x, y, z.; pasul 2, a constata din generarea liniei spline ("*spline line*" în terminologia programului), adică determinarea axului curbiliniu al modelulului arterial; pasul 3, s-a referit la generarea suprafeței cilindrice combinată cu linia splină - drept centru și pasul 4, care a constat în măsurarea diametrelor secțiunilor de la capetele tubulare ale modelelor virtuale.

**Etapa 2** - proiectarea asistată pe calculator a modelului mecanic al arterei studiate ("*mechanical design*" în terminologia programului) a completat prima etapă prin pasul 5 care a constat din stabilirea grosimii peretelui arterial la origine și la capăt, și pasul 6 care s-a ocupat de aplicarea materialului parietal de tip elastic.

**Etapa 3** - simularea solicitării parietale la presiune prin analiză structurală bazată pe metoda elementului finit; fiind o simulare mecanică presională statică, în pasul 7 s-au rigidizat capetele arteriale, în caz contrar, presiunea introdusă virtual s-ar fi degajat la exteriorul modelului și solicitarea parietală ar fi fost nulă. Ultimul pas, al 8-lea simulează tensiunile mecanice parietale ca urmare a aplicării unei presiuni interioare de 10 kPa în modelele virtuale ale arterelor coronare simulate.

## REZULTATE

#### I. Modelarea computerizată a arterei coronare drepte.

**Etapa 1** - proiectarea asistată pe calculator a modelului geometric, a avut drept puncte de referință create pe baza modelului anatomic standard, următoarele coordonate: Punctul 1: x = 10, y = -10, z = 0; Punctul 2: x = 11, y = -20, z = 0; Punctul 3: x = 13, y = -30, z = -2; Punctul 4: x = 12, y = -40, z = -2; Punctul 5: x = 4, y =-50, z = 0; Punctul 6: x = -4, y = -52, z = 0; Punctul 7: x =-16, y = -47, z = 2; Punctul 8: x = -18, y = -22, z = -2; Punctul 9: x = -20, y = 15, z = -8; Punctul 10: x = 15, y =17, z = -28; Punctul 11: x = 16, y = 16, z = -36; Punctul 12: x = 12, y = 21, z = -53; Punctul 13: x = 8, y = 16, z =-78; Punctul 14: x = 5, y = 14, z = -91. Diametrele secțiunilor de la capetele tubului, au fost de 5 mm pentru origine și de 2 mm pentru capătul terminal (**Figura 1**).

**Etapa 2** - proiectarea asistată pe calculator a modelului mecanic a dus la măsurarea grosimii peretelui arterial care a fost cuprinsă între 0,3 mm la origine și 0,1 mm la capăt (**Figura 2**).

**Etapa 3** - simularea solicitării parietale la presiune, a arătat că în primul segment al arterei (partea anterioară a șanțului coronar) solicitările sunt mari, mai ales pe peretele anterior (41 300 – 67 400 N/m<sup>2</sup>), valori mai joase (15 300 – 34 800 N/m<sup>2</sup>) pe peretele posterior, iar în segmentul intermediar (circumflex drept) solicitări-



**Figura 1.** Modelul geometric al arterei coronare drepte: linia albă repezintă axul arterei (*spline*) generată de punctele de referință marcate cu x.



**Figura 2.** Modelul mecanic al arterei coronare drepte. Săgețile roșii reprezintă vectorii de presiune intraluminală, iar marcajele în formă de greblă de la capete reprezintă restricțiile la deformare (rigidizarea capetelor). În partea stângă sunt consemnați automat pașii efectuați pentru simulare.

le sunt mai mici, dar medii fără a depăși 41 300 N/m<sup>2</sup> pe peretele exterior curburii, și sub 8 800 N/m<sup>2</sup> pe peretele interior curburii. În segmentul al 3-lea (porțiunea posterioară a șanțului coronar), solicitarea parietală prezintă moderată creștere, ajungând la 54 400 N/m<sup>2</sup> pe o scurtă porțiune, valorile medii fiind de 28 300 – 34 800 N/m<sup>2</sup>. În segmentul terminal (ramura interventriculară posterioară) solicitarea parietală scade treptat, oscilând între 21 800 și 2 290 N/m<sup>2</sup>. Analiza structurală a simulării deformărilor parietale la presiune interioară



**Figura 3.** Analiza structurală a simulării deformarilor parietale la presiune interioară asupra arterei coronare drepte. În stânga este scala care reprezintă prin culori valorile de presiune parietală.

asupra ACD (Figura 3), arată solicitări parietale maxime în primul segment (coronar anterior), precum și în cel de-al treilea segment (coronar posterior). Solicitarea parietală în segmentul coronar anterior este maximă pe peretele anterior, exterior axului arterial. Totodată, acesta mai primește și solicitarea dinamică a fluxului sanguin pulsatil din sinusul aortic drept prin orificiul său coronarian. Astfel, solicitarea structurală este amplificată și de solicitarea dinamică de flux. Fiind la originea arterei, solicitarea pulsatilă (debit și presiune) este maximă. Solicitarea structurală moderată din porțiunea posterioară a șanțului coronar nu pare a fi amplificată de solicitări dinamice în cazurile normale. De aceea trebuie examinată cu atenție această porțiune, unde modificările de flux nu ne atenționează asupra unui risc local (Figura 3).

Solicitările parietale minime sunt în porțiunile mijlocii ale segmentelor cu traiect curbiliniu drept și interventricular posterior. Dacă, în segmentul interventricular posterior (terminal) nu ne așteptăm la solicitări maximale, segmentul circumflex drept prezintă o solicitare structurală mică în contrast cu solicitarea dinamică care ar putea fi mare în continuarea celei din primul segment (coronar anterior).

#### **II. Modelarea computerizată a arterei coronare stângi** a) Modelarea porțiunii inițiale și a ramurii circumflexe.

**Etapa 1** - proiectarea asistată pe calculator a modelului geometric (**Figura 4**): punctele de referință, create pe baza modelului anatomic standard, au coordonatele următoare: punctul 1: x = 10, y = 0, z = 0; punctul 2: x =21, y = 5, z = -3; punctul 3: x = 23, y = 42, z = -8; punctul 4: x = 22, y = 47, z = -10; punctul 5: x = 18, y = 52, z = -7 și punctul 6: x = -25, y = 44, z = -3. Diametrele secțiunilor de la capetele modelului tubular virtual sunt de 5 mm pentru origine și 1 mm pentru capătul terminal.

**Etapa 2** - proiectarea asistată pe calculator a modelului mecanic a determinat grosimea peretelui arterial ca fiind cuprinsă între 0,3 mm la origine și 0,1 mm la capătul terminal.

Etapa 3 - simularea solicitării parietale la presiune, în porțiunea inițială (corespunzătoare coronarei stângi propriu-zise), au arătat că solicitările parietale sunt mari, mai ales pe partea exterioară a curburii arterei, unde ating valori de până la 79 200 N/m<sup>2</sup>, dar nu mai mici de 34 200 N/m<sup>2</sup> pe partea interioară a curburii. Ele se mențin mari și în segmentul circumflex stâng, cu valori cuprinse între 41 700 și 71 700 N/m<sup>2</sup>, pentru ca apoi să scadă progresiv în segmentul terminal (coronar posterior) de la 41 700 la 4 240 N/m<sup>2</sup>. Analiza structurală a simulării deformărilor parietale (gradientele de forfecare) la presiune interioară asupra RC arată o solicitare parietală maximă în segmentele inițiale. Această solicitare maximă este dublată și de solicitarea dinamică crescută prin variațiile mari de flux (debit și presiune) provenită din sinusul aortic stâng, dar și de impactul fluxului cu porțiunea parietală exterioară curburii. Solicitarea parietală minimă este localizată la capătul terminal, la ieșirea arterei din șanțul coronar posterior (Figura 5) și din nou în corelație cu solicitările dinamice mai reduse.



Figura 4. Modelul geometric al arterei coronare stângi.



**Figura 5.** Analiza structurală a simulării deformarilor parietale (gradientele de forfecare parietală) la presiune interioară asupra arterei circumflexe (sus: vedere anterioară; jos: vedere posterioară).

#### b) Modelarea arterei interventriculare anterioare.

**Etapa 1** - proiectarea asistată pe calculator a modelului geometric (**Figura 4**), a dus la crearea punctelor de referință pe baza modelului anatomic standard care au drept coordonate următoarele 10 repere geometrice: punctul 1: x = 21, y = 5, z = -3, care s-a dovedit a fi identic cu punctul 2 al modelului ramurii circumflexe!; punctul 2: x = 29, y = -2, z = -4; punctul 3: x = 31, y =-8, z = -11; punctul 4: x = 33, y = -14, z = -18; punctul 5: x = 32, y = -16, z = -26; punctul 6: x = 27, y = -15, z = -5; punctul 7: x = 25, y = -25, z = -58; punctul 8: x =21, y = -27, z = -67; punctul 9: x = 17, y = -17, z =-83; punctul 10: x = 15, y = -2, z = -102, în vecinătatea apexului.Valorile diametrelor secțiunilor determinate pentru segmentul aflat în discuție sunt 4 mm pentru origine și 2 mm pentru capătul apexian.

**Etapa 2** - proiectarea asistată pe calculator a modelului mecanic a determinat ca și valori pentru grosimea peretelui arterial al segmentului cercetat, valori cuprinse între 0,2 mm la origine și 0,1 mm la capătul apexian.

Etapa 3 - simularea solicitării parietale la presiune a evidențiat faptul că deși această arteră are un traiect aparent simplu (de-a lungul şanţului interventricular anterior), datorită solicitărilor dinamice, artera se întinde în diastolă și devine sinuoasă în sistolă. Rezultă astfel o variație spațio-temporală ce influențează evident rezultatele. De aceea ele oscilează într-un interval larg cuprins între 10 100 - 101 000 N/m<sup>2</sup>, fără a putea ulterior să beneficiem de o altă predictibilitate a localizării valorilor maxime și minime, alta decât cea oferită de convexitate și/sau concavitate locală. Abia lângă apex (porțiunea terminală), solicitările scad constant și semnificativ, ajungând la valori sub 10 000 N/m<sup>2</sup>. Analiza structurală a simulării deformărilor parietale la presiune interioară asupra RIA arată solicitări parietale la forfecare numai la nivelul curburilor (sinuozităților) având o localizare variabilă, în funcție de traiectul arterei. Solicitările parietale minimale sunt în porțiunile rectilinii (Figura 6).

### DISCUȚII

Metoda elementului finit, este o tehnică folosită în studiul structurilor complexe. Divizând structura în părți mult mai mici (elemente finite) și folosind metode electronice computerizate, se pot face observații și aprecieri cu privire la distribuția solicitărilor în structura originară. Astăzi, prima și cea mai laborioasă etapă – modelarea geometrică (*"generative shape design*"), poate fi automatizată, dacă datele anatomice sunt prelevate folosind tehnici de imagistică medicală, cu posibili-



**Figura 6.** Analiza structurală a simulării deformărilor parietale (gradientele de forfecare parietală) la presiune interioară asupra arterei interventriculare anterioare. Nefind supuse simulării presionale, porțiunea inițială a arterei coronare stângi și ramura circumflexă sunt colorate în albastru.

tăți tot mai sofisticate de postprocesare<sup>14</sup>. Odată realizat, modelului virtual i se pot aplica diferite pachete de programe ce simulează comportamentul sistemului arterial în anumite condiții, cu restricții și erori inerente oricărei modelări. Comportamentul la presiunea interioară aplicată asupra unui cilindru, este dictat de Legea lui Laplace: T = PR, unde T-ul este tensiunea circumferențială, P-ul este presiunea și R raza interioară. Dar, asemenea multor materiale biologice moi, vasele sanguine nu au proprietăți elastice simplu lineare, ele prezentând un comportament non-linear când sunt întinse, astfel încât rigiditatea crește odată cu solicitarea. Prin urmare, este mai potrivit să caracterizăm aceste proprietăți folosind un modul elastic care să se exprime ca o funcție de apăsare/întindere<sup>15</sup>. Arterele sunt structuri compozite (neomogene) care influențează proprietățile lor non-lineare prin combinația de constituenți atât elastici cât și rigizi. Elastomerul arterial cel mai studiat este elastina, prezentă la aproape toate vertebratele; această proteină asemănătoare cu cauciucul intră în alcătuirea unui țesut foarte extensibil, comparabil cu o bandă obișnuită de elastic. Colagenul este relativ inextensibil și acționează ca un component rigid de întărire (armare).

Studiul nostru a folosit un model virtual anatomic static, pentru a simula tensiunile parietale la presiunea arterială ignorând fluxul sanguin. Rezultatele noastre concordă cu studiile similare care modelează dinamic fluxul. Astfel, a fost evaluată influența gradientului de forfecare parietală la arborele ACS uman normal (3-dimensional), folosind un program specializat de preprocesare (Gambit 2.0.4, Fluent Inc.) pentru generarea de rețele7. Analizele prin tehnici numerice necesită discretizarea câmpului de flux în elemente finite sau "celule". Un studiu amplu, realizat interdisciplinar în Olanda și SUA, a relevat o distributie a localizării infarctului de miocard cu o frecvență mult mai mare pe RIA (62,5%) decât pe ACD (20%) și de numai 17,5% pe ramura circumflexă<sup>16</sup>. Aceste date sunt în concordanță cu rezultatele noastre, care subliniază comportamentul greu previzibil al ramurii interventriculară anterioară la solicitările presionale parietale. Chiar și dacă solicitatea parietală nu ar fi fost mare, comportamentul de "arc" sau "resort" determină solicitări longitudinale care pot favoriza în mai mare măsură ruperea plăcilor de aterom. Rezultate comparabile au fost obținute studiind și bifurcația arterei carotide comune. Folosind un soft de concepție proprie, firma ITC Software a găsit valori de maximă solicitare a peretelui arterial la nivelul bifurcației de 41 110 N/m<sup>2</sup>, cu o scădere progresivă către periferie<sup>17</sup>.

## CONCLUZII

Acest studiu a arătat că solicitările parietale la forfecare survin la locurile de bifurcare, dar pe partea opusă ramificării fluxului, aceste locuri fiind sedii anatomice predispuse dezvoltării aterosclerozei. Gradientele mari ale solicitării parietale la forfecare, apar în regiunile proximale ale arborelui ACS, unde și ateroscleroza apare frecvent. Cunoașterea zonelor de solicitare circumferențială este utilă și pentru a prezice evoluția către ruptură a leziunilor de aterom. Folosind, de asemenea, modelul elementului finit pentru a calcula distribuția solicitărilor la presiunea intraluminală de 110 mmHg, Cheng și col., sugerează rolul important al concentrării tensiunilor circumferențiale din placa aterosclerotică în a provoca ruptura plăcii cu instalarea consecutivă a sindromului coronarian acut, cel mai adesea sub forma infarctului de miocard<sup>18</sup>. Oricum, ruptura plăcii, poate să nu apară întodeauna în regiunea de maximă solicitare, lucru ce poate sugera că, variațiile locale date de propietățile și proporțiile variabile ale materialului din care este alcătuită la un moment dat, sau în mod diferit la persoane diferite, placă de aterom, contribuie la ruptura plăcii, alături de solitarea hemodinamică<sup>19</sup>, de fluctațiile presionale turbulente<sup>20</sup>, de solicitarea mecanică la forfecare<sup>21</sup> și de ruptura vasa vasorum<sup>22</sup>. Simularea computerizată a traiectului anatomic al arterelor coronare permite identificarea unor puncte critice, de maximă sau de minimă solicitare parietală la presiunea arterială. Punctele critice de solicitare maximă sunt

mai susceptibile la a dezvolta leziuni de tip aterosclerotic. Deși imagistica medicală nu ofera întotdeauna date edificatoare privitoare la existența unor leziuni în stadii incipiente de dezvoltare a plăcii aterosclerotice, cunoașterea punctelor critice permite urmărirea cu atenție, în dinamică, a cazului studiat. Se impune deci continuarea studiului pe diferitele tipuri de variante anatomice mai frecvent întâlnite în practica medicală și de aprofundare și concentrare a studiului pe găsirea de metode practice de aplicare a acestor observații în practica medicală cardiologică mai ales cu scop preventiv.

Simularea computerizată a traiectului anatomic al arterelor coronare permite identificarea unor puncte critice, de maximă sau de minimă solicitare parietală la presiunea arterială. Deși imagistica medicală nu ofera întotdeauna date edificatoare privitoare la existența unor leziuni în stadiile incipiente de dezvoltare a plăcii aterosclerotice, cunoașterea punctelor critice permite urmărirea cu atenție, în dinamică, a cazului.

**Perspective:** Se impune continuarea studiului pe diferitele tipuri de variante anatomice mai frecvent întâlnite în practica medicală.

**Conflicte de interese:** Studiul a fost posibil datorită obținerii avizului de cercetare în cadrul grantului cu numărul 139 ("*Studiul anatomoclinic și histologic al aterosclerozei coronariene preclinice la adolescentul și adultul tânăr asimptomatic*"), început în data de 22.08.2007 sub egida Academiei Române și finalizat trei ani mai târziu.

#### **Bibliografie**

- Fuster V., Badimon L., Badimon J., Chesebro J. H., The pathogenesis of coronary artery disease and the acute coronary syndromes. N Engl J Med, 2005, 326:242-250, 310-318.
- Willerson J. T., Golino P., Eidt J., Campbell W. B., Buja L. M., Specific platelet mediators and unstable coronary artery lesions, Circulation, 1989, 80:198-205.
- Glagov S., Zarins C., Giddens D. P., Hemodynamics and atherosclerosis. Insights and perspectives gained from studies of human arteries, Arch Pathol Lab Med, 1988, 112:1018-1031.
- Feldman C. L., Ilegbusi O. J., Hu Z., Nesto R., Waxman S., Stone P. H., Determination of in vivo velocity and endothelial shear stress patterns with phasic flow in human coronary arteries: a methodology to predict progression of coronary atherosclerosis, Am Heart J, 2002, 143:931-939.
- Fatouraee N., Deng X., De Champlain A., Concentration polarization of low density lipoproteins (LDL) in the arterial system, Ann New York Acad Sci, 1998, 858:137-146.
- Giannoglou G. D., Soulis J. V., Farmakis T. M., Haemodynamic factors and the important role of local low static pressure in coronary wall thickening, Int J Cardiol, 2002, 86:27-40.
- Farmakis T. M., Soulis J. V., Giannoglou G. D., Zioupos G. J., Louridas G. E., Wall Shear Stress Gradient Topography in the Normal Left Coronary Arterial Tree: Possible Implications for Atherogenesis, Curr Med Res Opin, 2004, 20(5):587-596.

- Blackman B. R., Thibault L. E., Barbee K. A., Selective modulation of endothelial cell [Ca2+]i response to flow by the onset rate of shear stress, J Biomech Eng, 2000, 122:274-282.
- 9. Haidekker M. A., White C. R., Frangos J. A., Analysis of temporal shear stress gradients during the onset phase of flow over a backward-facing step, J Biomech Eng, 2001, 123:455-463.
- Lei M., Giddens D. P., Jones S. A., Pulsatile flow in an end-to-side vascular graft model: comparison of computations with experimental data, J Biomech Eng, 2001, 123:80-87.
- 11. Wells D. R., Archie J. P. Jr, Kleinstreuer C., Effect of carotid artery geometry on the magnitude and distribution of wall shear stress gradients, J Vasc Surg, 1996, 23:667-678.
- 12. Shah P., Heart and great vessels. In: Standring S. (ed), Gray's Anatomy, Elsevier Ltd., Edinburg, 2005, 1014-1017.
- Pop D. Popa I., Sistemul arterial aortic, Editura medicală, București, 1982, 134-143.
- Lawler L. P., Pannu H. K., Fishman E. K., MDCT evaluation of the coronary arteries, 2004: how we do it-data acquisition, postprocessing, display, and interpretation, Am J Roentgenol, 2005, 184(5):1402-1412.
- 15. Shadwick R. E., Mechanical design in arteries, J Exp Biol, 1999, 202:3305–3313.

- Götte M. J. W., van Rossum A. C., Marcus J. T., Kuijer J. P. A., Axel L., Visser C. A., Recognition of Infarct Localization by Specific Changes in Intramural Myocardial Mechanics, Am Heart J, 1999, 138 (6):1038-1045.
- 17. Computer Simulation Of Blood Flow With Compliant Walls. ppt. presentation, http://www.itcsoftware.com
- Cheng G. C., Loree H. M., Kamm R. D., Fishbein M. C., Lee R. T., Distribution of circumferential stress in ruptured and stable atherosclerotic lesions. A structural analysis with histopathological correlation, Circulation, 1993, 87:1179-1187.
- Gertz S. D., Roberts W. C., Hemodynamic shear force in rupture of coronary arterial atherosclerotic plaques, Am J Cardiol, 1990, 66:1368-1372.
- Loree H. M., Kamm R. D., Atkinson C. M., Lee R. T., Turbulent pressure fluctuations on surface of model vascular stenoses, Am J Physiol, 1991, 261:H644-H650.
- Vito R. P., Whang M. C., Giddens D. P., Zarins C. K., Glagov S., Stress analysis of the diseased arterial cross-section, ASME Adv Bioeng Proc, 1990, 273-276.
- Barger A. C., Beeuwkes R., Lainey L. L., Silverman K. J., Hypothesis: Vasa vasorum and neovascularization of human coronary arteries. A possible role in the pathophysiology of atherosclerosis. N Engl J Med, 1991, 88:8154-8158.