



GLOBAL QON OQIMI MODELI

Sadirova Dilshoda Sodiqjon qizi

AUD KI 2-kurs magstranti

<https://doi.org/10.5281/zenodo.7500525>

ARTICLE INFO

Received: 21th December 2022

Accepted: 30th December 2022

Online: 31th December 2022

KEY WORDS

Vaqt, Yosh, Avlod, Divergent, holat tenglamasi.

Qon tomirlari tarmog'i orqali qonni taqsimlash jarayoniga ikkita omil eng katta ta'sir ko'rsatadi. Bu qonning yopishqoqligi va tomirning geometrik o'lchamlari tufayli tomirlar devorlarining elastikligi va tomirlarning oqimga gidrodinamik qarshiligi. Shunday qilib, jismoniy nuqtai nazardan, katta tomirlardagi (diametri 1 mm dan ortiq) qon oqimini elastik naychalar tarmog'i orqali oqadigan yopishqoq siqilmaydigan suyuqlikning pulsatsiyalanuvchi oqimi deb hisoblash mumkin. Qon oqimining asosiy matematik modeli sifatida yupqa, elastik devorlarga ega bo'lga naycha orqali siqilmaydigan suyuqlik oqimining kvazi bir o'lchovli statsionar bo'lmagan modelini qo'llash taklif etiladi. Keyin barcha bunday naychalar bizni qiziqtirgan organizmning qon tomirlari grafigiga mos keladigan bitta umumiy tuzilishga birlashtiriladi. Shunday qilib, har bir idish uchun suyuqlik (qon) massasi va impulsning saqlanish qonunlari bajarilishi kerak, bu holda quyidagi shaklda yozish taklif etiladi

$$\partial S_k / \partial t + \partial(u_k S_k) / \partial x = \varphi_k(t, x, S_k, u_k, r_i), \quad (1)$$

ABSTRACT

Qon tomirlardagi qon oqimini vaqt xajm qiymatlaridan foydalanib global qon oqimi modeli orqali hisoblash.

$$\partial u_k / \partial t + \partial(u_k^2 / 2 + p_k / \rho_k) / \partial x = \psi_k(t, x, S_k, u_k, r_i)$$

bu erda t - time; x - age generation tomirlari bilan konjugatsiya nuqtasidan hisoblangan tomir uzunligi bo'ylab koordinata; — qon zichligi (bu ishda u 1 g/sm³ deb qabul qilingan); k - tomir raqami; - tomirning kesmasi; - chiziqli oqim tezligi, kesma bo'yicha o'rtacha; - atmosfera bosimidan o'lchanadigan idishdagi bosim; - qon oqimi yoki kirib kelishini tavsiflovchi atama, masalan, tomir devorlari shikastlanganda, qon quyish va hokazolarda qon yo'qotish modelini yaratish uchun ishlatilishi mumkin; - tashqi kuchlar (tortishish, ishqalanish va boshqalar) ta'sirida impulsning o'zgarishini tavsiflovchi atama; k-trubkaga i-chi ta'sirni tavsiflovchi parametrlar to'plamidir.

Idish devorlarining elastik xususiyatlarini " equation of state " bilan tavsiflash mumkin, bu tomir kesimining ushbu qismdagi bosimga bog'liqligini aniqlaydi:

$$p_k - p_{*k} = \rho c_k^2 f_k(S_k)$$

kichik tebranishlarning tarqalish tezligi qayerda; - tomirni o'rab turgan



to'qimalarda bosim. Ko'pgina tomirlar uchun qiymat nolga teng deb qabul qilingan va faqat o'pka doirasining kichik tomirlari uchun nafas olish tizimining bronxial naychalari tomonidan ta'sirlangan plevra bosimiga teng deb qabul qilingan. Holat tenglamasining o'ziga xos shakli idishning turi va hajmiga bog'liq. Ushbu ishda ko'pgina kemalar uchun quyidagilar ishlatilgan

$$f_k(S_k) = \begin{cases} \exp(S_k/S_k^0 - 1) - 1, & S_k > S_k^0 \\ \ln(S_k/S_k^0), & S_k \leq S_k^0 \end{cases}$$

va ba'zi holatlar uchun

bu erda S_{0k} tomirning o'rtacha kesimi, bir yurak siklida o'rtacha hisoblanadi; arteriyalar uchun: va tomirlar uchun: ;

$$\alpha = 0.204 kPa^{-1} \quad \text{va tomirlar uchun:} \\ \alpha = 0.068 kPa^{-1}; \quad \beta = 2.5 kPa$$

(1), (2) tenglamalar divergent shaklda yozilishi mumkin, ular quyidagi vektor belgilaridan foydalangan holda:

$$\vec{W}_{ki} \cdot d\vec{V}_k / dt = \vec{W}_{ki} \cdot (\partial\vec{V}_k / \partial t + \lambda_{ki} \partial\vec{V}_k / \partial x) = \vec{W}_{ki} \cdot \vec{g}_k, \quad i = 1, 2$$

Tenglamadan olingan Yakobi matritsasining xos qiymatlari qayerda:

$$\text{Det}(A_k - \lambda_k E) = 0,$$

identifikatsiya matritsasi qayerda; chiziqli tenglamalar tizimidan olingan matritsaning chap xos vektorlari:

$$\vec{W}_{ki} \cdot (A_k - \lambda_{ki} E) = 0$$

tenglamalardan kelib chiqadiki:

Tenglamadan olingan Yakobi matritsasining xos qiymatlari qayerda:

$$\lambda_{ki} = u_k + (-1)^{i+1} c_k \sqrt{S_k} \frac{\partial f_k}{\partial S_k}; \quad \vec{W}_{ki} = \left\{ c_k \sqrt{\frac{\partial f_k}{\partial S_k}}, (-1)^{i+1} \sqrt{S_k} \right\}, \quad i = 1, 2$$

Giperbolik tenglamalarning moslik sharti barcha tomirlarning uchlarida boshqa chegara shartlari bilan birgalikda ko'rib chiqilishi kerak. Bunday holda, agar

kabi ko'rinadi:

$$f_k(S_k) = \begin{cases} (S_k - 1)/\alpha, & S_k > S_k^0 \\ \beta/S_k^{3/2}, & S_k \leq S_k^0 \end{cases},$$

bu erda tomirning o'rtacha kesimi, bir yurak siklida o'rtacha hisoblanadi; arteriyalar uchun:

(1), (2) tenglamalar divergent shaklda yozilishi mumkin, ular quyidagi vektor belgilaridan foydalangan holda;

$$\vec{V}_k = \{S_k, u_k\}, \quad \vec{F}_k = \{u_k S_k, p_k / \rho_k + u_k^2 / 2\} \quad \text{и} \\ \vec{g}_k = \{\varphi_k, \psi_k\},$$

$$\partial\vec{V}_k / \partial t + \partial\vec{F}_k(\vec{V}_k) / \partial x = \vec{g}_k$$

Idishning uchlarida chegara shartlarini o'rnatish uchun i-chi xarakteristikasi bo'ylab quyidagi shaklga ega bo'lgan tenglamalarning xarakterli shaklidan foydalanish taklif etiladi:

boshlang'ich nuqta (idishga kirish) hisobga olinsa, ikkinchi xarakteristikani hisobga olgan holda shart dan foydalanish kerak. Bu holda birinchi xususiyat integratsiya



chegaralaridan tashqariga chiqadi, chunki u salbiy nishabga ega. Shuning uchun mos keladigan moslik tenglamasi o'rniga boshqa chegara shartlarini aytish kerak. Oldingi fikrlarga o'xshash mulohaza yuritish, yakuniy nuqta (idishdan chiqish) uchun birinchi xususiyat bo'yicha ni hisobga olgan holda shartdan foydalanish kerakligi aniq bo'ladi. Ushbu eslatmani yodda tutgan holda, biz qolgan chegara va dastlabki shartlarni muhokama qilamiz. Har bir tomir uchun barcha ichki nuqtalarda dastlabki shartlar ularning fiziologik to'g'riligini hisobga olgan holda o'zbohimchalik bilan tanlanishi mumkin, masalan:

$$S_k(0, x) = S_k^0, u_k(0, x) = Q_0 / S_k^0, k = 1, \dots, K$$

Qiymat sifatida tomirning kuchlanishsiz holatiga mos keladigan kesimining qiymati tanlangan (chunki bu qiymat, qoida tariqasida, anatomik atlaslardan bevosita aniqlanishi mumkin). Dastlabki tezlik nolga teng deb qabul qilindi. Ushbu boshlang'ich sharoitlarni tanlash bilan bir nechta yurak tsikllari uchun modelni hisoblash talab qilinadi, shundan so'ng barcha tomirlarda me'yorga mos keladigan dinamik parametrlarning qiymatlari o'rnatiladi. Ushbu qiymatlar keyingi hisoblash tajribalari uchun boshlang'ich shartlar sifatida ishlatilishi mumkin. To'g'ri qismlar va bilan belgilangan tashqi ta'sirlar bo'lmasa, idishning ichki nuqtalarida qo'shimcha chegara shartlarini bayon qilish talab qilinmaydi. Yurak bilan bog'langan tomirlarga kirish joylarida (aorta va o'pka arteriyasi, quyida tegishli qiymatlarni qabul qiluvchi A indeksi bilan belgilanadi) qonning hajmli oqimi chegara shartlari sifatida belgilanishi mumkin, ularning qiymati. yurak modeli yordamida hisob-kitoblar natijasida aniqlanadi

Yurak bilan bog'langan venalarning chiqishlarida (yuqori va pastki kava venalari, o'pka venalari va boshqalar quyida V indeksi bilan ko'rsatilgan bo'lib, u tegishli qiymatlarni oladi), qon oqimining pulsatsiyalari deyarli yo'q, ularning kesishishi. bo'limlari o'zgarishsiz qoladi. Bunday sharoitda tomirlar atriya kiradigan hududdagi qon oqimi ma'lum bir aniqlik bilan statsionar deb hisoblanishi mumkin. Shunday qilib, ushbu nuqtalarda bosim chegara holati sifatida belgilanishi mumkin, uning qiymati yurak modeli yordamida hisob-kitoblar natijasida aniqlanadi

$$p_V(t, X_V) = p_V(t)$$

Tomirlarning bifurkatsiyasi sohasida, chegara shartlaridan biri sifatida, ushbu hududning gidrodinamik qarshiligi tufayli bosimning pasayishi holatidan foydalanish taklif etiladi (Puazeyl qonuni). Bifurkatsiya hududi sonli tomirlar tomonidan tuzilgan deb faraz qilsak, bu holat quyidagi shaklni oladi:

$$p_k(t, x) - p_l(t) = \varepsilon_k R_k^L Q_k(t, x), k = k_1, k_2, \dots, k_M$$

Bundan tashqari, qon tomirlarining bifurkatsiyasi joylarida qon oqimi yoki yo'qotilishi yo'qligiga ishoniladi, buni quyidagicha ifodalash mumkin:

$$\sum_{k=k_1, \dots, k_M} \varepsilon_k Q_k(t, x) = \sum_{k=k_1, \dots, k_M} \varepsilon_k u_k S_k = 0$$

Bu erda - L indeksli bifurkatsiya zonasidagi k-chi tomir uchun gidrodinamik qarshilikni anglatadi. Shu bilan birga, bifurkatsiya maydoniga kiruvchi tomirlar uchun: (idishdan chiqish), bu hududdan chiqadigan tomirlar uchun: (kirish kema). Tomirlarning bifurkatsiyasi sohasidagi haqiqiy qon oqimi juda murakkab tuzilishga ega. Shuning uchun, uning to'g'ri



tavsifi uchun bifurkatsiya hududida qon oqimining kamida ikki o'lchovli tavsifiga asoslangan modeldan foydalanish kerak. Biroq, global model doirasida bu yondashuv kamida bir nechta yurak tsikllarini hisoblash uchun zarur bo'lgan hisoblash resurslarining keskin o'sishiga olib keladi, chunki ko'rib chiqilayotgan bifurkatsiyalar soni bir necha mingga yetishi mumkin. Bifurkatsiya maydoniga kiruvchi va chiqadigan tomirlarning uchlaridagi chegara shartlarini hisoblashda modelning ishlashini yaxshilash uchun moslik shartlarini hisobga olgan holda tenglamalardan foydalanish taklif etiladi. Ushbu yondashuv bifurkatsiya hududining o'lchamlari bifurkatsiyadagi kiruvchi va chiquvchi tomirlarning eng katta diametri bilan bir xil tartibda ekanligi bilan qo'llab-quvvatlanadi. Bu qiymat kiruvchi va chiquvchi tomirlarning uzunligiga nisbatan ancha kichikdir. Aniqroq yondashuv har bir bifurkatsiya uchun va chegara munosabatlaridan foydalanishdir. Ularni Bernulli tenglamasi yordamida hisoblash mumkin. Tegishli sonli tajribalar o'tkazildi va ularning natijalari shuni ko'rsatdiki, bifurkatsiya mintaqasida ko'p hollarda tezlik kvadratiga proportsional atamalarning bosimga proportsional atamalarga ta'siri kichikdir. Bu haqiqat chiziqli muammo bo'yicha analitik

tadqiqotlar natijalari bilan ham tasdiqlanadi. Mikrovaskulyar to'shakka qo'shiladigan tomirlarning uchlaridagi chegara sharoitlari tegishli arteriyalar va tomirlar o'rtasidagi zarur bosim farqini ta'minlashi kerak. Shu bilan birga, mikrovaskulyar to'shakning ma'lum bir qismi tomir bifurkatsiyasi maydoniga o'xshash hududga to'g'ri keladi deb hisoblash mumkin. Bir yoki bir nechta arteriyalar bu hududga kirishi va bir yoki bir nechta tomirlar uni tark etishi mumkin. Shubhasiz, bunday hudud uchun chegara shartlari ni hisobga olgan holda filial nuqtasidagi shartlarga o'xshaydi. Kerakli bosim tushishi ushbu hududning qarshilik koeffitsientini to'g'ri tanlash bilan ta'minlanadi. Arterial va venoz tarmoqlarni ulashning yana bir usuli - ularni mikrosirkulyatsiya va suyuqlikni g'ovakli muhit orqali filtrlash jarayonlari ekvivalent degan taxminga asoslangan periferik qon aylanishining kvazstatsionar modeli bilan bog'lashdir. Bunday holda, ga o'xshash hajmli qon oqimi tomirning oxirida va mikrosirkulyatsiya hududida mos keladigan qarshilik koeffitsienti bilan bosim farqiga mutanosib deb hisoblanadi. Mikrovaskulyar to'shak sohasidagi bosim qiymati periferik qon aylanishining kvazi-statsionar modelidan foydalangan holda hisob-kitoblar natijasida aniqlanadi.

References:

1. Young T., On the function of the heart and arteries. // Phil. Trans. Roy. Soc, Vol. 99, pp. 1-31, 1809.
2. Womersley J.R., Method for the calculation of velocity, rate of flow and viscous drag in arteries when the pressure gradient is known. // J. Physiology, Vol. 127, pp. 553-563, 1955.
3. Womersley J.R., Velocity profiles of oscillating arterial flow with some calculations of viscous drag and the Reynolds number. // J. Physiology, Vol. 128, pp. 629-640, 1955.
4. Womersley J.R., Oscillatory flow in arteries: the constrained elastic tube as a model of arterial flow and pulse transmission. // Physics in Medicine and Biology, Vol. 2, pp. 178-187, 1957.



5. Womersley J.R., Oscillatory flow in arteries II: the reflection of the pulse wave at junctions and rigid inserts in the arterial system. // *Physics in Medicine and Biology*, Vol. 2, pp. 313-323, 1958.
6. Womersley J.R., Oscillatory flow in arteries III: flow and pulse velocity formulae for a liquid whose viscosity varies with frequency. // *Physics in Medicine and Biology*, Vol. 2, pp. 374-382, 1959.
7. Taylor C.A., Hughes T.J.R., Zarins C.K., Finite element modeling of blood flow in arteries. // *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, Vol. 158, pp. 155-196, 1998.
8. Long Q., Xu X.Y., Ramnarine K.V., Hoskins P., Numerical investigation of physiologically realistic pulsatile flow through arterial stenosis. // *J. Biomechanics*, Vol. 34, pp. 1229-1242, 2001.
9. Huang W., Shen Z., Huang N.F., Fung Y.C., Engineering analysis of biological data: an example of blood pressure over one day. // *Proc. of the National Academy of Sciences USA*, Vol. 95, pp. 4816-4821, 1998.