QON-TOMIR TIZIMI UCHUN BOSIMNI TAHLIL QILISHDA BIR O'CHOVLI TENGLAMA ASOSIDA ALGORITMNI VA DASTURINI ISHLAB CHIQISH

Dilafruz Nurjabova

TATU, tayanch doktarant, Toshkent 100084

Annotatsiya. Mazkur maqolada qon tomir tizimi uchun bosimni tinch holatda tibbiy parametrlar asosida ishlash jarayonlarii va tomirda bosimni turli hil ko'tarilib va tushish jarayonlari holatidan boshlab oz'garuvchan vaziyatdan o'zning normasiga kelish sabablarining parabolik ko'rinishdagi differensial tenglamani chekli ayirmalar usuli orqali amalga oshirilib algoritmi asosida esa tahliliy natijalarining har bir bosqichi haqida bayon etiladi. Bosim tushish va ko'tarilish jarayonning boshlang'ich bosqichi sifatida differensial tenglama tizimini orqali fazo va vaqtni tanlab, hosilalardan echimi va keyinchalik tenglamalar tizimida funktsiya qiymatlarini hisoblash asosida amalga oshiriladi. Oshkor sxemada, vaqt qatlamidagi funktsiya qiymatlari oldingi qatlamdagi qiymatlarga bog'liq hisoblanadi. Oshkormas sxemada, iterativ usullar foydalaniladi, bu esa yangi qatlamdagi funktsiya qiymatlari va differensial tenglamani echimini topish uchun mo'ljallangan. Qon aylanish tizmi katta bo'lganligi sababli qon tomir tizimning chegaralngan sohasi ko'rib chiqiladi. Ushbu bir o'chlovli algoritm tibbiy-fiziologik holatlarni matematik modellashtirishga mos holda malga oshirilgan, tibbiyotda har organism o'zgaruvchan bo'lganlaigi sababli faqat sog'lom inson qon tomirilarning tibbiy rel parametrlaridan foydalanilgan. **Tinch holatdagi tahlil** -yurakning dam olish fazasi (diastola) davrida tomirlardagi bosim barqarorlashadi. Aynan shu holatni modellashtirish real tibbiy sharoitlar bilan bog'liq. Tomirda bosim, tomirning xarakterli bosimi, qon tomirlaridagi qonning qovushqoqligi, tomirning o'tkazuvchanlik koeffitsienti, tomir uzunligi, elastik koeffitsienti, va dastlabki bosim haqidagi parametrlar ko'rib chiqilgan. Yaratilgan algoritm va dastur qon tomir tiizming tinch holatdagi tibbiy real ma'lumotlar orqali tahliliy natijalarga erishildi va ushbu tibbiy ma'lumotlar asosida dastur ishlab chiqildi.

Kalit so'zlar: differentsial tenglama, aniq sxema, yashirin sxema, qon tomirlarining matematik modeli, makon va vaqtni namuna olish.

Аннотация. В данной статье описаны процессы работы сосудистой системы на основе медицинских параметров в состоянии покоя и алгоритм, основанный на результатах анализа на основе метода конечных вычетов дифференциального уравнения параболического вида причин прихода давления в Вене к своей норме, начиная с состояния различных восходящих и нисходящих процессов. Перепады и подъемы давления производятся на

ISSN 3030-3907

основе выбора пространства и времени через систему дифференциальных уравнений в качестве начального этапа процесса, решения производных и последующего вычисления значений функции в системе уравнений. В раскрытой схеме значения функции во временном слое вычисляются в зависимости от значений в предыдущем слое. В нераскрытой схеме используются итеративные методы, предназначенные для определения значений функции и решения дифференциального уравнения в новом слое. Из-за большой системы кровообращения рассматривается ограниченная область сосудистой системы. Этот одномерный алгоритм был адаптирован для математического моделирования медико-физиологических состояний, в медицине использовались только медицинские параметры кровеносных сосудов здорового человека, так как каждый организм изменчив. Анализ в состоянии покоя-во время фазы покоя сердца (диастолы) давление в сосудах стабилизируется.з-за большой системы кровообращения рассматривается ограниченная область сосудистой системы. Этот одномерный алгоритм был адаптирован для математического моделирования медико-физиологических состояний, в медицине использовались только медицинские параметры кровеносных сосудов здорового человека, так как каждый организм изменчив. Анализ в состоянии покоя-во время фазы покоя сердца (диастолы) давление в сосудах стабилизируется. Именно моделирование этого состояния связано с реальными заболеваниями. Были рассмотрены параметры о давлении в Вене, характерном давлении в Вене, вязкости крови в кровеносных сосудах, коэффициенте проницаемости сосуда, длине сосуда, коэффициенте упругости, и начальном давлении. Созданный алгоритм и программа инсульт тиизминг с помощью реальных медицинских данных в состоянии покоя были получены аналитические результаты, и на основе этих медицинских данных была разработана программа.Были рассмотрены параметры о давлении в Вене, характерном давлении в Вене, вязкости крови в кровеносных сосудах, коэффициенте проницаемости сосуда

Ключевые слова: дифференциальное уравнение, явная схема, неявная схема, математическая модель кровеносных сосудов, выборка пространства и времени.

Abstract. This article describes the processes of working out the pressure in the vascular system at rest based on medical parameters and the reasons for the pressure in the vessel to return to its norm from a variable state, starting from the state of various rising and falling processes, using a parabolic differential equation and the method of finite differences, and the analytical results of each stage of the algorithm. The initial stage of the pressure drop and rise process is carried out by

ISSN 3030-3907

selecting space and time through a system of differential equations, solving them from the derivatives, and then calculating the function values in the system of equations. In the explicit scheme, the function values in the time layer are calculated depending on the values in the previous layer. In the implicit scheme, iterative methods are used, which are designed to find the function values and solutions to the differential equation in the new layer. Since the circulatory system is large, the limited area of the vascular system is considered. This one-dimensional algorithm was developed in accordance with the mathematical modeling of medical-physiological conditions, since in medicine each organism is variable, only medical real parameters of healthy human blood vessels were used. Analysis in a calm state - during the resting phase of the heart (diastole), the pressure in the vessels stabilizes. It is precisely this state that is associated with modeling in real medical conditions. The parameters of pressure in the vessel, the characteristic pressure of the vessel, the viscosity of the blood in the vessels, the permeability coefficient of the vessel, the length of the vessel, the elastic coefficient, and the initial pressure were considered. The created algorithm and program were analytical results achieved through real medical data of the vascular system in a calm state, and the program was developed based on this medical data.

Keywords: Differential equation, explicit scheme, implicit scheme, mathematical model of blood vessels, discretization of space and time.

I. Kirish

Butunjahon sog‘liqni saqlash tashkiloti (BST) ma’lumotlariga ko‘ra, har yili dunyo bo‘yicha 17,5 million kishi yurak-qon tomir kasalliklari sababli hayotdan ko‘z yumadi. Ushbu o‘limlarning 75% dan ortig‘i past va o‘rta daromadli mamlakatlarda qayd etiladi. Statistik ma’lumotlarga ko‘ra, yurak xurujlari va yurak-qon tomir kasalliklarining 80% gacha bo‘lgan qismi erta bosqichda oldini olish mumkin.

Yurak-qon tomir kasalliklarini to‘g‘ri tashxislash va davolash juda katta mablag‘ talab qiladi. O‘zbekistonda yurak-qon tomir kasalliklarini aniqlashda “oltin standart” hisoblangan koronarografiya usuli Kardiologiya ilmiy-tadqiqot institutida keng qo‘llaniladi. Biroq, davolash jarayonida aterosklerotik qon tomirlaridagi muammolar davom etmoqda. Shu bois shifokorlarga zamonaviy dasturiy ta’minot zarur bo‘lib bormoqda. Qon tomir kasalliklari hozirda mintaqamizda eng dolzarb muammolardan biri bo‘lib, u yuqori o‘lim darajasi va iqtisodiy yuk ortishi bilan ahamiyat kasb etadi. Ushbu mavzuni chuqur o‘rganish, uni bartaraf etish yo‘llarini ishlab chiqishda tibbiy, epidemiologik va ijtimoiy tadqiqotlar muhim ahamiyatga ega. Shu sababli, qon tomir kasalliklariga oid ilmiy tadqiqotlar olib borish va amaliy tibbiyotdagi yondashuvlarni takomillashtirish

ISSN 3030-3907

mintaqa sog‘liqni saqlash tizimini rivojlantirishda fundamental ahamiyat kasb etadi. Yurak-qon tomir tizimi-bu butun tanada qon aylanishini ta'minlovchi organlar va to'qimalarning murakkab tarmog'idir. U yurak, qon tomirlari va qondan iborat. Yurak -ko'krak qafasida, chap tomonda joylashgan va biroz egilgan mushakli organ bo‘lib, qon aylanishining markaziy qismini tashkil etadi. Arteriyalar - yurakdan to'qimalar va organlarga qon olib boruvchi yirik qon tomirlaridir. Yurakning chap qorinchasi orqali chiqqan asosiy arteriya aorta deb ataladi va u butun tana bo‘ylab tarqalib, to‘qimalarni kislorod va ozuqa moddalari bilan ta’minlaydi. Tomirlar esa, qonni to‘qimalar va organlardan yurakka qaytaruvchi qon tomirlaridir. Yurak-qon tomir tizimi organizmni kislorod va ozuqa moddalari bilan ta’minlab, uning hayotiy faoliyatini va barcha tizimlarning uzluksiz ishlashini ta’minlaydi. Qon tomirlari -tanadagi naychali tuzilmalar bo‘lib, ular orqali qon harakatlanadi. Ular yurak-qon tomir tizimini tashkil etadi va funktsiyasi hamda diametriga qarab bir necha turga bo‘linadi. Tomirlardagi suyuqlik oqimi bosim, suyuqlikning qovushqoqligi, tomirning geometriyasi va oqim tezligi kabi bir qator omillar bilan belgilanadi. Laminar yoki tekis oqimda suyuqlik qatlamlari bir-biriga parallel holatda, aralashmasdan harakatlanadi. Bu turdagi oqim odatda sekin harakatlanuvchi suyuqliklar yoki kichik diametrli quvurlarda kuzatiladi. Laminar oqim tezlikning barqaror taqsimlanishi va turbulentlikning yo‘qligi bilan xarakterlanadi. Qon tomirlarini qon oqadigan quvurlar tizimi deb faraz qilib hisoblash mumkin. Bu quvurlardagi suyuqlik oqimiga o'xshashlik uchun javob beradi. Ushbu taqqoslashning asosiy jihatlarini ko'rib chiqqmiz. Tomirlardagi qon suyuqlik dinamikasi tamoyillariga, masalan, massa, impuls va energiyani saqlash qonunlariga bo'ysunadi. Shunday qilib, qonning harakati quvurlardagi suyuqlik oqimi qonunlariga bo'ysunadi. Quvurlardagi suyuqlik singari, qon oqimi ham oqim tezligi, qonning quvushqoqligi va tomir geometriyasi kabi bir qator omillarga qarab laminar yoki turbulent bo'lishi mumkin. Laminar qon oqimi ma'lum sharoitlarda yuzaga keladi, ular quyidagilarni o'z ichiga oladi. Tomirlarda qon oqimining past tezligida oqim odatda laminar bo'lib qoladi, ya'ni qon bir-biriga parallel ravishda qatlamlarda harakatlanadi. Reynolds raqami-bu oqim turini tavsiflovchi o'lchovsiz raqam (laminar yoki turbulent). Reynolds sonining past qiymatlari oqim laminarga moyil bo'ladi. Agar qonning quvushqoqligi past bo'lsa, u yuqori oqim tezligida ham laminar oqimga ko'proq moyil bo'ladi. Agar tomir geometriyasi etarlicha tekis bo'lsa va oqim uchun hech qanday to'siq bo'lmasa, laminar oqim ehtimoli ko'proq. Laminar oqim odatda katta arteriyalarda va o'rta tomirlarda kuzatiladi, bu erda oqim tezligi past va tomir geometriyasi nisbatan sodda. Ushbu turdagi oqim odatda qon qatlamlarining silliq, parallel harakati va minimal tebranishlar bilan tavsiflanadi. Umuman olganda,

ISSN 3030-3907

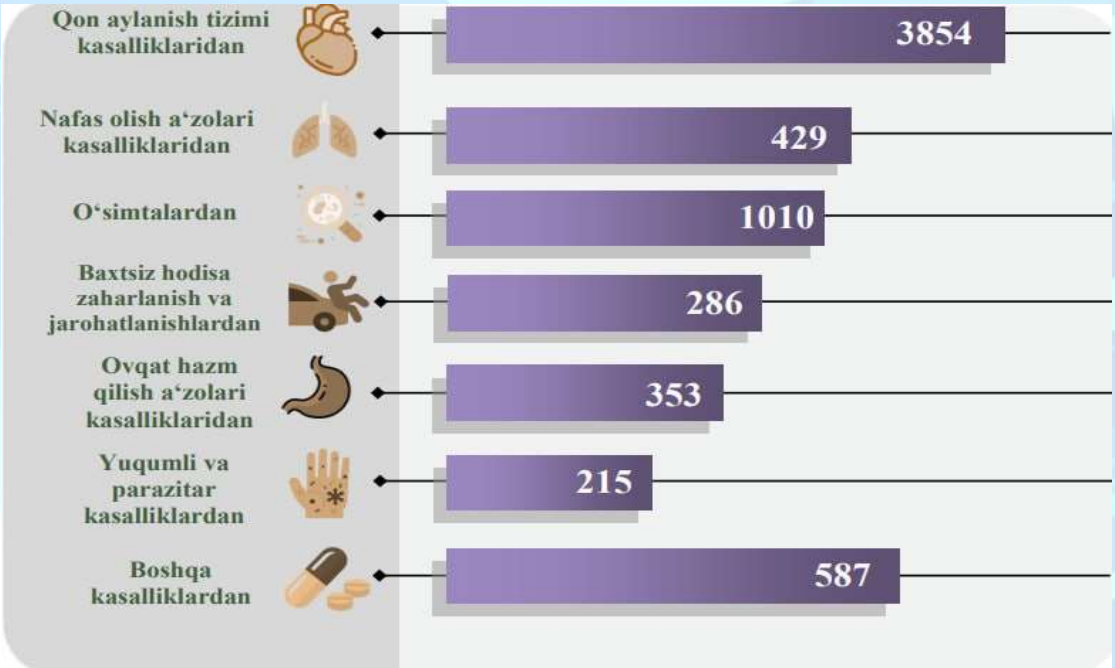
laminar qon oqimi yurak-qon tomir tizimining samarali ishlashi uchun muhimdir, chunki u organizm to'qimalariga kislorod va ozuqa moddalarini etkazib berishni ta'minlaydi. Tomirlardagi qon bosimi yurakdan masofaga va qon tomir tizimining xususiyatlariga qarab o'zgaradi, bu quvurlardagi bosimning o'zgarishiga o'xshaydi. Tomirlar qon oqimiga qarshilik ko'rsatadi, xuddi quvurlar suyuqlik oqimiga qarshilik ko'rsatishi mumkin, ayniqsa tor joylarda yoki diametrdagi o'zgarishlarda. Qon oqimining tezligi qon tomir tizimining turli qismlarida o'zgarishi mumkin, xuddi suyuqlik oqimining tezligi quvurlarda ularning diametri va boshqa omillarga qarab o'zgarishi mumkin. Muayyan sharoitlarda tomirlardagi qon oqimi turbulent bo'lib qolishi mumkin, bu ham quvurlardagi suyuqlik oqimidagi turbulentlikka o'xshaydi.Butot shunga o'xshash yondashuv qon aylanishining asosiy tamoyillarini yaxshiroq tushunishga imkon beradi va uni quvurlardagi suyuqlik oqimini tahlil qilish uchun ishlab chiqilgan usullar va modellar yordamida tekshirishga yordam beradi.

Quvurlardagi suyuqlikning ishlashi suyuqlik va gazning harakatini o'rganadigan suyuqlik dinamikasi printsiplari bilan belgilanadi. Ushbu harakatni tavsiflovchi asosiy tushunchalarga massa, impuls va energiyani saqlash qonunlari, bosim va ishqalanish kuchlarini tavsiflovchi qonunlar kiradi.

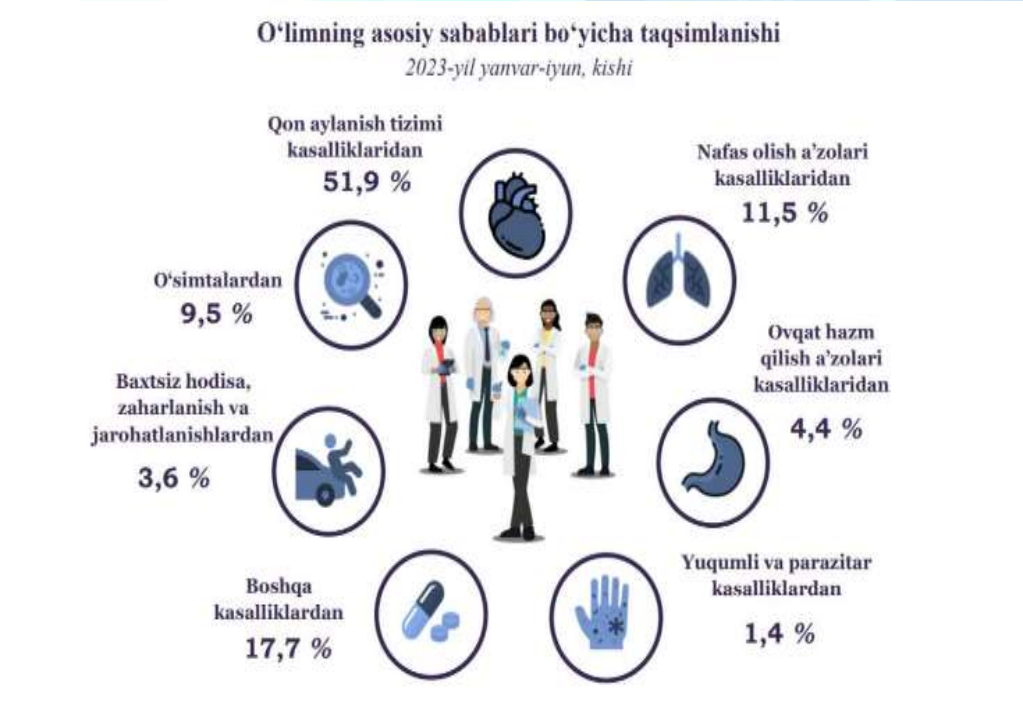
Quvurlardagi suyuqlik tizimning turli nuqtalarida bosim farqi ta'sirida harakatlanadi. Suyuqlik oqimi oqim sharoitlari va xususiyatlariga qarab laminar (tekis va tartibli) yoki turbulent (tartibsiz va tartibsiz) bo'lishi mumkin. Bernulli qonuni: ushbu qonun shuni ko'rsatadiki, quvur kesimining pasayishi bilan trubadagi doimiy balandlikda oqim tezligi oshadi va bosim pasayadi va aksincha. Bu shuni anglatadiki, suyuqlik tezligi va undagi bosim bir-biriga teskari proportsionaldir. Ushbu qonun quvurga oqib tushadigan suyuqlik miqdori undan oqib chiqadigan miqdorga teng bo'lishi kerakligini ta'kidlaydi. Bu shuni anglatadiki, quvur torayganda, suyuqlik massasining saqlanishini ta'minlash uchun oqim tezligi oshadi. Ushbu qonun quvurdagi suyuqlikning kinetik energiyasi (harakat energiyasi) va potentsial energiyasi (pozitsiya bilan bog'liq energiya) yig'indisi quvur bo'ylab doimiy bo'lib qolishini ta'kidlaydi. Bu trubaning turli qismlarida tezlik va bosim o'zgarishini bashorat qilishga imkon beradi. Suyuqlik qatlamlari va quvur devorlari orasidagi ichki ishqalanish energiya yo'qotilishiga va suyuqlik harakatiga qarshilik ko'rsatishga olib keladi. Bu oqim tezligiga ta'sir qiladi va girdob va turbulentlik kabi ta'sirlarga olib kelishi mumkin. Bu tushunchalarning barchasi quvurlardagi suyuqlik harakatini tushuntirish va bashorat qilishga yordam beradi va bu ma'lumotlardan suv ta'minoti, gidravlik tizimlar, tibbiyot va boshqa sohalar kabi turli muhandislik va ilmiy ilovalar uchun foydalanadi. Jahonda qon

ISSN 3030-3907

tomir kassaliklari bo'yicha bizning yurtimiz oldingi o'rinlarda bo'lganligi sababli ushbu mavzu haligacha dolzarligini yo'qotmagan.



1-Rasm. O'zbekistonda 2023-yil yanvar–iyun oylarida o'limning asosiy sabablari taqsimoti (manba: UzAxa – O'zbekiston axborot agentligi).



2-Rasm. 2023-yilning birinchi yarmida o'limning asosiy sabablari (manba: UzAxa – O'zbekiston axborot agentligi).

Javid J. Moslehi, Ronald M. Witteles "Journal of The American College of Cardiology, Volume 77, Issue 4, 2 February 2021, Pages 402-404 "Journal of The American College of Cardiology, Volume 77,Issue 4, 2 February 2021, Pages 402-404" Strain-Guided Management of Potentially Cardiotoxic Cancer Therapy"

ISSN 3030-3907

jurnalida saraton terapiyasi bilan bog'liq yurak disfunktsiyasi xavfi bo'lgan bemorlarni o'rganishdi va kardioprotektiv terapiyaning (CPT) boshlanishi ejeksiyon fraktsiyasining (EF) chap qorincha funktsiyasidagi (LV) kichik o'zgarishlarga nisbatan past sezuvchanligi bilan cheklanganligi haqida aytib o'tgan[1,2,3].

Fakhrielddine Bader, Mostafa Bendahmane, Mazen Saad, Raafat Talhouk tomonidan "Acta Applicandae Mathematicae" jurnalida (2021) 176:14 https://doi.org/10.1007/s10440-021-00459-6 uning "Three Scale Unfolding Homogenization Method Applied to Cardiac Bidomain Model" maqolasida yurak elektrofiziologiyasining bidomain modeli uchun ikki xil darajadagi homogenlashtirishning qat'iy natijasi bilan o'rganilgan [1,2,3].

Mualliflar A. ALI, M. HUSSAIN, M. S. ANWAR, M. INC "APPLIED MATHEMATICS and MECHANICS, *Appl jurnalida. Math. Mech. -Engl. Ed.*, 42(11) jurnalida https://doi.org/10.1007/s10483-021-2791-8 "Mathematical modeling and parametric investigation of blood flow through a stenosis artery" e'lon qilngan maqolasida qonni tekshirish uchun o'zi ishlab chiqqan matematik modelni tasvirlab bergan. Qon silindrsimon stenozlangan tomiridan oqadi. Stenoz tanadagi qon oqimining g'ayritabiiy torayishi tufayli yuzaga keladi. Ushbu torayish jiddiy sog'liq muammolarini keltirib chiqaradi.Yurak xuruji kabi muammolar qon tomirlarida qon oqimini kamaytirishi mumkin. Matematik modellashtirish bizga bunday muammolarni tahlil qilishga yordam beradi. Ushbu tadqiqotda tadqiqotchilar o'zlarining matematik modelni ko'rib chiqadi. Stenozlangan arteriyada qon oqimini tekshirish uchun va stenozlangan (toraygan) arteriyadagi qon oqimini tekshirish uchun model chekli elementlar farqi usuli yordamida raqamli tarzda yechiladi. Arteriya esa, qon – ya'ni viskoelastik suyuqlikni o'z ichiga olgan elastik silindrsimon naycha sifatida qaraladi.. Arteriya qon, viskoelastik suyuqlikni o'z ichiga olgan elastik silindrsimon naychadir. **Parabolik tipdagi differensial tenglama**lar (masalan, vaqt bo'yicha o'zgaruvchi qon bosimi va oqim modeli) asosida natijalari qaror topadigan nazariy model ishlab chiqilgan.Arteriyani **elastik silindrsimon naychaga** o'xshatib, ichidagi qon **viskoelastik suyuqlik** (yoki viskozite o'zgaruvchi model) sifatida ko'rib chiqilgan. Bu nazariy modellar **chekli ayirmalar usuli** (finite difference method) yordamida yechimga aylantiriladi. Bu usul orqali vaqt qatlamlash, fazo bo'ylab diskretlashtirish va hosilalarni taxmin qilish bosqichlari bilan natija olinadi. **Stenozlangan arteriyalar**da qon oqimi murakkab va vaqtga bog'liq bo'lib, analitik yechimlar ko'pincha mavjud emas.**Chekli ayirmalar usuli** bu kabi tartibsiz yoki murakkab geometrik va fizikal shartlarda sonli **tahlil** imkonini beradi. Ushbu usul yordamida **bosim, tezlik profili, devorga tushadigan stress (wall**

ISSN 3030-3907

shear stress) kabi tibbiy jihatdan muhim ko‘rsatkichlar sonli jihatdan tavsiflanadi. Biz tqadim etgan model aosidagi algoritm shunisi bilan ham faqrq qiladi. Chekli ayirmalar usuli qon tomirlariga ta'sir qiluvchi turli xil jismoniy jarayonlarni hisobga olish va ularning xatti-harakatlarini turli sharoitlarda o'rganish uchun turli xil raqamli tajribalarni o'tkazish imkonini beradi, bu tibbiy tadqiqotlar, davolash va diagnostika usullarini ishlab chiqish va jarrohlik muolajalarini optimallashtirish uchun foydali bo'lishi mumkin[1,2,3].

Inson dam olish vaqtida qon tomir tizimi qon oqimining asosiy darajasini saqlab turadi, organlar va to'qimalarni yurak va boshqa organlarga ortiqcha stresssiz etarli miqdorda kislorod va ozuqa moddalari bilan ta'minlaydi. Dam olish paytida qon tomirlarining ishi simpatik va parasempatik asab tizimlari, gormonal mexanizmlar va avtoregulyatsiya bilan tartibga solinadi.

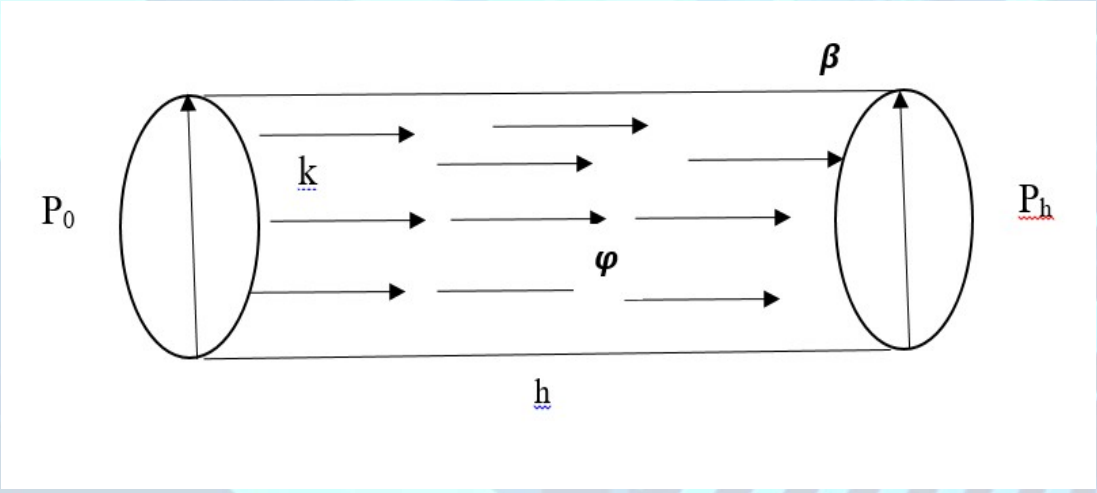
Muhim jihat qon tomirlarining ohangidir. Dam olish paytida qon tomirlari ma'lum bir ohangni saqlaydi (tomir devorlarining kuchlanishi). Bu organlar va to'qimalarga barqaror qon ketishini ta'minlaydi, tananing turli qismlarida ortiqcha bosim yoki qon etishmasligining oldini oladi.

Tomirlar, shuningdek, atrof – muhit o'zgarishi va ichki omillarga, masalan, harorat o'zgarishi, faollik darajasi, hissiy holat va boshqalarga javob berishi mumkin avtoregulyatsiya-bu tomirlarning o'zgarishga javoban diametrini tartibga solish va o’z holatiga qaytishdir. Endi bo’lsa bizga quyidagi matematik model berilgan va biz uni chekli ayirmalar usili bilan ishlab algoritmi va dasturiga e’tiborimizni qarartamiz.

II. MATEMTIK MODEL VA BIR O’LCHOVLI ALGORITM

Bizga ushbu matematik model berilgan:

$$\beta h(x)\frac{\partial P}{\partial t}=\frac{\partial}{\partial x}\left(\frac{k(x)h(x)}{\mu}\frac{\partial P}{\partial x}\right).$$



3-Rasm. Qon tomir tizimining dam olish holatining sxematik modeli

Qontomirlari orqali barcha ma'lumotlarni xuddi shu tarzda yozamiz:

ISSN 3030-3907

P- tomirdagi bosim, P_H – tomirning xarakterli bosimi, μ - qon tomirlaridagi qonning qovushqoqligi, k-tomirning o'tkazuvchanlik koeffitsienti, h-tomir uzunligi, β - elastiklik koeffitsienti, p_0-dastlabki bosim.

Asosiy ko'rsatkichlarni aniqlashda tenglamani qanday hal qilishni aniqlaymiz va shuningdek, dastlabki shartlar va chegara shartlarini belgilaymiz:

$$P(x) = P_H(x), \quad npu \quad t = 0,$$

$$-\frac{k(x)h(x)}{\mu}\frac{\partial P}{\partial n} = \alpha(P_A - P) \quad npu \quad (x) \in \Gamma,$$

$$\int_{s_{i_q}} \frac{k(x)h(x)}{\mu}\frac{\partial P}{\partial n} ds = -q_{i_q}(t) \; npu \; (x) \in s_{i_q}, \quad i_q = \overline{1, N_q}.$$

Shuningdek, chegara shartlarini o'rnatamiz:

$$P_0(x,t) = P^H(x,t)$$

$$P_H(x,t) = P_H^0(x,t)$$

Endi o'lchovsiz holatga o'tib tekshiramiz

$$P^* = P/P_x; \quad x^* = x/L_x; \quad y^* = y/L_x; \quad k^* = k/k_x; \quad h^* = h/h_x; \quad \mu^* = \mu/L_x; \; \alpha^* = \frac{\mu L}{k_0 h_0};$$

$$\tau = \frac{k_x t}{\beta \mu L^2};$$

$$\beta h(x)\frac{\partial P}{\partial t} = \frac{\partial}{\partial x}\left(\frac{k(x)h(x)}{\mu}\frac{\partial P}{\partial x}\right)$$

Bunday holda, chekli ayirmalar tenglamalari tizimini approksimatsiya qilib ishlab bo'lgandan so'ng uning koffitsientlarini topamiz.

$$a_i P_{i-1}^{l+1} + b_i P_{i+1}^{l+1} + c P_{i+1}^{l+1} = -d_i$$

$$a_i = T_{i-0,5}; \qquad b_i = T_{i-0,5} + T_{i+0,5} + \frac{\Delta x^2 h}{\Delta \tau};)$$

$$c_i = T_{i+0,5}; \qquad d_i = -\frac{\Delta x^2 h}{\Delta \tau} P_i^l$$

Chekli ayirmalar tizimining birinchi tenglamasi ($k + 0,5$ marta) biz yechish uchun progonka usulidan foydalanamiz. Uning sonli echimi progonka usuliga asoslangan:

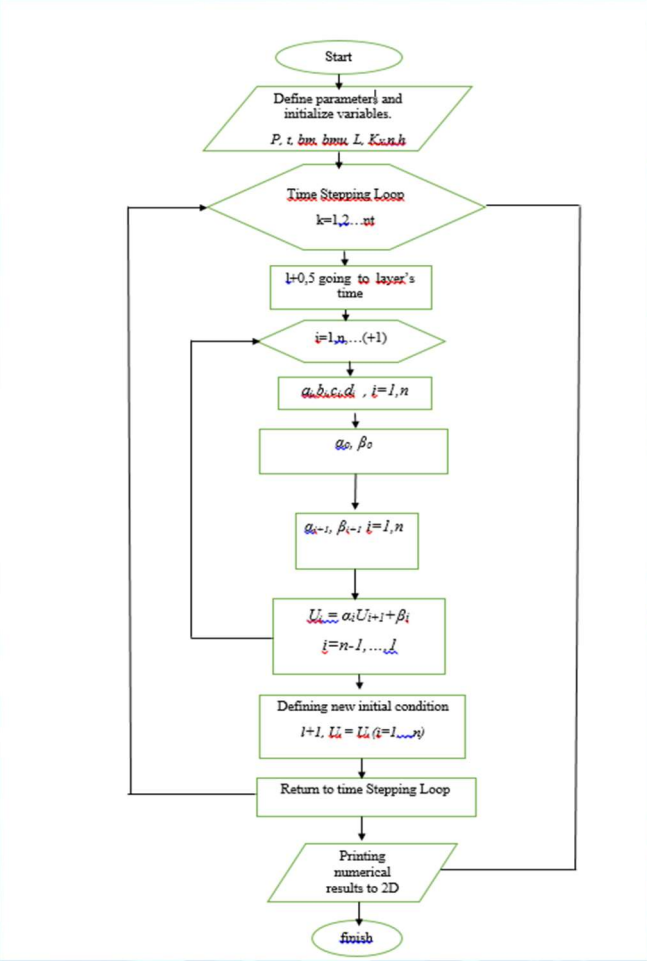
$$\begin{cases} P_i = A_i P_{i+1} + B_i & (i = n-1....,1) \\ a_i P_{i-1}^{l+1} + b_i P_{i+1}^{l+1} + c P_{i+1}^{l+1} = -d_i \end{cases}$$

Bu erda A_i va B_i-progonka koeffitsientlari va ular qyudagi formulalar bilan aniqlanadi:

ISSN 3030-3907

$$A_i = \frac{c_i}{b_i - a_i A_{i-1}} \qquad B_i = \frac{a_i B_{i-1}}{b_i - a_i A_{i-1}};$$

Ushbu koeffitsientlarining boshlang'ich qiymatlari A_0, B_0 chegara shartlaridan aniqlanadi. Birinchi chegara sharti va boshlang'ich shart yuqorida berilgan.



Rasm.4. Dasturning algoritmi

III. NATIJALAR VA TAHLILLAR

Insonning yurak-qon tomir tizimi-bu tananing barcha a'zolari va to'qimalariga qon ta'minotini ta'minlaydigan tomirlarning murakkab tarmog'idir. Jadvallarda uning asosiy tarkibiy qismlarini keltirib o'tilgan:

1-Jadval

Tomirlarning asosiy tarkibiy qismlari va turi

Yurak-qon tomir tizimining butun nomi	Tomir nomi	diametri, sm	Uzunligi, sm	Tanadagi umumiy son	Qon hajmi, %

ISSN 3030-3907

Asosiy va tarmoqlangan arteriyalar	Aorta Katta arteriyalar	1,6 – 3,2 0,6 – 0,1	80 40 - 20	1 103	15
Terminal arteriyalar va arteriolalar	kichik arteriyalar va arteriolalar	0,1 – 0,02	5 – 0,2	108	3
Mikrosirkulyatsiyalangan pnoy o'zan	Kapillyarlar	0,005 – kapillyarlarning mikrosirkulyatsion pH kanali 0,001	0,1	109	7
Kichik tomirlar	Venulalar Venulaning kichik tomirlari, kichik tomirlar	0,02 – 0,2	0,2 – 1,0	10^9	12
Tomirlar	1. Katta tomirlar 2. Vena	Vena cava 0,5 – 1,0 2,0	10 – 30 50	10^3 2	63

Qon tomirlarining har xil turlari qon aylanishidagi rollarini samarali bajarishga imkon beradigan noyob tuzilmalar va funktsiyalarga ega. Ushbu turlarni va ularning tarkibiy qismlarini tushunish yurak-qon tomir tizimining fiziologiyasi va patologiyasini o'rganish uchun muhimdir. 1-jadvalda biz tomirlarning barcha turlarini ko'rib chiqamiz va tahlillarni esa natijalr orqali bajaramiz. Aorta, katta arteriyalar, kichik arteriyalar va arteriolalar, kapillyarlar, venulalar, kichik tomirlar, katta tomirlar va ichi bo'sh tomirlar kabi har xil turdagi tomirlarning o'tkazuvchanlik koeffitsientlarini ifodalash uchun har bir tomir turining o'tkazuvchanlik koeffitsientlari to'g'risidagi ma'lumotlar kerak. Tibbiy adabiyotlarda o'tkazuvchanlik koeffitsientlari ko'pincha sm/s (sekundiga santimetr) yoki shunga o'xshash birliklarda ifodalanadi. Quyida turli tomirlar uchun o'tkazuvchanlik koeffitsientlarining norma qiymatlari ko'rsatilgan jadval keltirilgan [4,5,6,7,8,9,10].

ISSN 3030-3907

2-Jadval

Turli tomirlar uchun o'tkazuvchanlik koeffitsientlari

Tomir nomi	O'tkazuvchanlik koeffitsienti (sm/s)
aorta	0.01
katta arteriyalar	0.015
kichik arteriyalar va arteriolalar	0.02
kapillyarlar	0.1
venulalar	0.05
kichik tomirlar	0.03
katta tomirlar	0.02
vena	Vena cava 0.015

2-jadvalda aorta, katta arteriyalar, kichik arteriyalar va arteriolalar, kapillyarlar, venulalar, kichik tomirlar, katta tomirlar va ichi bo'sh tomirlar kabi har xil turdagi tomirlarning o'tkazuvchanlik koeffitsientlarining qiymatini ko'rib chiqamiz.Tomirlarning egiluvchanlik koeffitsientlari(yoki elastikligi) bosim o'zgarishiga javoban ularning hajmini o'zgartirish qobiliyatini aks ettiradi. Ushbu parametr qon aylanish mexanikasini tushunish uchun muhimdir. Elastiklik koeffitsientlari elastigligi odatda bosim birligi uchun hajm birliklarida ifodalanadi (masalan, ml/mm Hg yoki l/kPa) [4,5,6,7,8,9,10]. Tomirlar uchun elastiklik koeffitsientlarining norma qiymatlari quyidagi jadvalda ko’rsatilgan :

3-Jadval

Turli tomirlar uchun elastiklik koeffitsientlari

Tomir	elastiklik koeffitsienti (ml/mm Hg)
aorta	0.5
katta arteriyalar	0.3
kichik arteriyalar va arteriolalar	0.05
kapillyarlar	0.01
venulalar	0.2
kichik tomirlar	0.5
katta tomirlar	1.0
vena	cava 2.0

Tomirlar uchun elastiklik koeffitsientlari bosim o'zgarishiga javoban tomirlarning kengayish va qisqarish qobiliyatini aks ettiruvchi muhim fiziologik xususiyatdir. Bu qon tomir rezervuar hajmining o'zgarishi undagi bosimning o'zgarishiga nisbati sifatida aniqlanadi. Tomirlarning turiga va ularning funktsiyalariga qarab, elastiklik koeffitsientlari sezilarli darajada farq qilishi mumkin. Keling, bir hafta davomida sog'lom bemorlarda qon bosimini har kuni o'lchash bo'yicha ma'lumotlarni taqdim

ISSN 3030-3907

etamiz. Aytaylik, barcha bemorlarda normal qon bosimi ko'rsatkichlari mavjud. Kattalar uchun normal qon bosimi ko'rsatkichlari odatda taxminan 120/80 mm Hgni tashkil qiladi .

4-Jadval

Sog'lom bemorlarda qon bosimi

Kun	bemor 1 (mm Hg)	bemor 2 (mm HG)	bemor 3 (mm HG)	bemor 4 (mm HG)	bemor 5 (mm HG)
Boshlangich kun	120/80	118/79	121/80	119/78	120/80
1	119/79	117/78	120/79	118/77	119/79
2	118/78	116/77	119/78	117/76	118/78
3	119/79	117/78	120/79	118/77	119/79
4	120/80	118/79	121/80	119/78	120/80
5	121/81	119/80	122/81	120/79	121/81
6	120/80	118/79	121/80	119/78	120/80
7	119/79	117/78	120/79	118/77	119/79

4-Jadvalda:

Boshlang'ich kuzatuvni boshlashdan oldin bemorlarda bosimning birinchi o'lchovi sifatida qayd etiladi.

1-kun-7-kun: bir hafta davomida bemorlarda kunlik bosim o'lchovlari amalga oshirildi.

Sistolik / diastolik bosim: Bjadvalda sistolik (yuqori) va diastolik (pastki) bosim qiymatlari ko'rsatilgan.

Bosimdagi o'zgarishlar: sog'lom bemorlarda jismoniy faollik, stress va boshqa kundalik sharoitlar kabi turli omillar tufayli bosim normal qiymatlarda o'zgarishi mumkin.

Oddiy qiymatlar: oddiy qon bosimi taxminan 120/80 mm Hgni tashkil qiladi va bu qiymatdan kichik og'ishlar normaldir.

Qo'shimcha omillar:

Jismoniy faollik: faollik darajasi kunlik bosim o'zgarishiga ta'sir qilishi mumkin.

Stress: stressli vaziyatlar qon bosimini vaqtincha oshirishi mumkin.

Ratsion: oziqlanish va gidratsiya ham bosimga ta'sir qilishi mumkin.

Ushbu jadval bunga misoldir va normal sharoitda sog'lom bemorlarda qon bosimini kuzatish uchun ishlatilishi mumkin. Shuningdek, kunlik monitoringni hisobga olgan holda, biz har kuni bosimni tekshiramiz va bemorlarni kuzatamiz.

ISSN 3030-3907

Kundalik qon bosimi monitoringi (SMAD) diagnostika usuli bo'lib, unda bemorning qon bosimi o'lchanadi va uning normal hayoti sharoitida 24 soat ichida qayd etiladi. Ushbu usul qon bosimining o'zgaruvchanligi to'g'risida to'liqroq tasavvurga ega bo'lishga va uning o'zgarishini aniqlashga imkon beradi, bu klinik sharoitda bir martalik o'lchovlarda sezilmasligi mumkin. Kundalik qon bosimi monitoringi (SMAD) "oq xalat" hodisasi tufayli bir martalik o'lchovlar bilan aniqlanmaydigan yuqori qon bosimini aniqlashga yordam beradi. Yuqori bosimga qarshi terapiyaning ta'sirini kun davomida baholashga imkon beradi. Kundalik qon bosimi monitoringi (SMAD) yurak-qon tomir kasalliklari xavfini baholashda muhim ahamiyatga ega bo'lgan tunda bosimning oshishi holatlarini aniqlaydi. Bemorning kunlik qon bosimi profilining individual xususiyatlarini tushunishga yordam beradi. Monitoring tugagandan so'ng, ma'lumotlar tahlil qilish uchun kompyuterga uzatiladi. Dastur ma'lumotni qayta ishlaydi, grafikalar va statistik hisobotlarni tuzadi, bu shifokorga o'rtacha kunlik qon bosimini, uning o'zgaruvchanligini, gipertenziv epizodlarning mavjudligini va boshqa ko'rsatkichlarni baholashga imkon beradi. Kundalik monitoring birlik o'lchovlari bilan solishtirganda qon bosimi haqida aniqroq va to'liqroq ma'lumot beradi [11,12,13,14,15,16,17,18]. Bemorning individual xususiyatlarini, masalan, stressli vaziyatlarni yoki jismoniy faollikni va ularning bosimga ta'sirini hisobga olishga imkon beradi.

Natijalarga artefaktlar va qurilmadan noto'g'ri foydalanish ta'sir qilishi mumkin, bu esa ehtiyotkorlik bilan nazorat qilish va kalibrlashni talab qiladi.

Qon bosimini kunlik monitoring qilish arterial gipertenziyani tashxislash va boshqarishda muhim vosita bo'lib, tibbiy yordam sifatini yaxshilashga va diagnostika aniqligini oshirishga yordam beradi [11,12,13,14,15,16,17,18].

Ushbu jadvalda qonning quvushqoqligi gematokrit, harorat va sog'liq holati kabi turli omillarga qarab o'zgarishi mumkin. Shunga qaramay, har xil turdagi tomirlar uchun o'rtacha qon quvushqoqligi quyidagicha ifodalanishi mumkin:

5-Jadval

Turli tomirlar uchun qonning quvushqoqligi

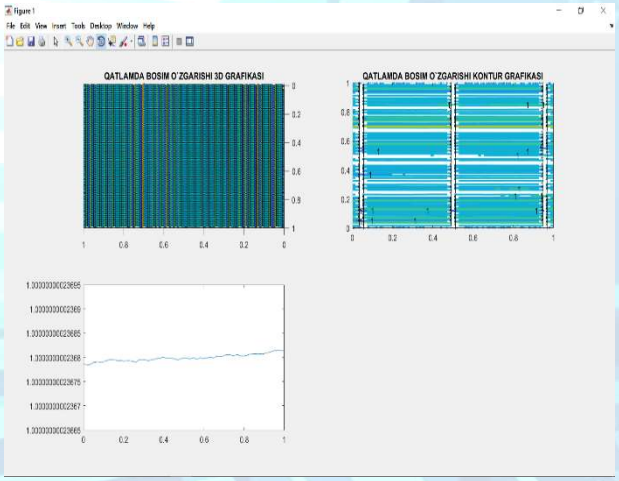
Qon tomirlari	Qonning quvushqoqligi (MPa·s)
aorta	3.0-5.0.0
katta arteriyalar	3.0-4.0
kichik arteriyalar va arteriolalar	3.0-4.0
kapillyarlar	2.0-2.5
venulalar	2.5-3.0
kichik tomirlar	2.5-3.0
katta tomirlar	3.0 - 3.5

ISSN 3030-3907

ichi bo'sh tomirlar	3.0-3.5

Ushbu qiymatlar indikativ bo'lib, muayyan sharoitlarga qarab farq qilishi mumkin. Qonning quvushqoqligi katta tomirlarda yuqori va mayda tomirlarda biroz pastroq bo'ladi, chunki Foreus-Lindquist effekti deb nomlanuvchi hodisa tufayli tomirlarda qon osonroq oqadi. 5-jadval turli tomirlar uchun qonning quvushqoqligini norma qiymatalari qiladi [11,12,13,14,15,16,17,18].

Qonning quvushqoqligi (qon viskozitesi) - bu qonning tomirlardagi oqimga qarshilik kuchining o'lchovidir. Bu eritrotsitlar kontsentratsiyasi, eritrotsitlar hajmi, oqsillar va plazmadagi boshqa elementlarning mavjudligi kabi turli omillarga bog'liq. Qonning quvushqoqligi turli tomirlarda farq qilishi mumkin va uning ahamiyati gemodinamika va umumiy yurak-qon tomir sog'lig'ida muhim omil hisoblanadi. Barcha tibbiy ma'lumotlar va parametrlar qo'llab-quvvatlash bilan birgalikda Respublika qon quyish markazi shifokorlari Abdumuminova Sh.R va Phd Ismailova. Z.A bilan ushbu laboratoriyada ko'rib chiqildi. Natija va tahlilar real tibbiyot ma’lumotlari asosida erishish uchun sog’lom bemorlardada kuzatilgan.

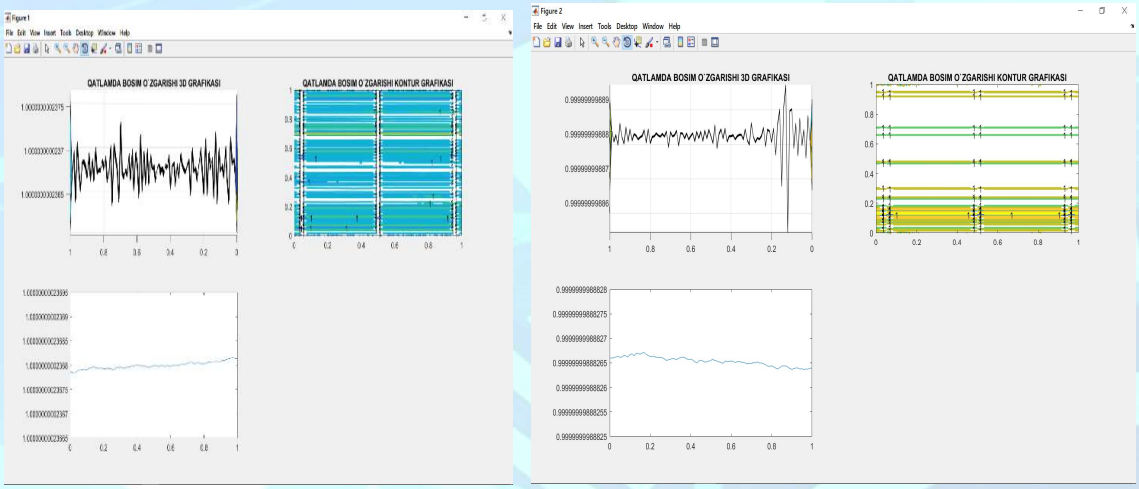


Markaz donor qoni va uning tarkibiy qismlarini tayyorlash, qayta ishlash va saqlash bilan shug'ullanadigan yirik tibbiyot muassasasidir. Shuningdek, u donorlarni tekshiradi va qon quyish va qonni almashtirish xizmatlarini ko'rsatadi. Quyida natijalar berilgan va ishlatilgan barcha ma'lumotlar mavjuddan tanlangan jadvallar [19,20,21,22,23,24,25,26,27,28,29,30].

a) P_0*-120*/80 mm Hg, μ-qon tomirlaridagi qonning quvushqoqligi, 4.5 (MPa·s), k-tomir o'tkazuvchanligi koeffitsienti - 0.01, *h*-tomir uzunligi -80 cm, β - elastigli koeffitsienti - 0.01 ml/mm Hg.

b) $P_{0\text{-}120}$-/ 80 mm Hg, μ-qon tomirlaridagi qonning quvushqoqligi 5.0.0 (MPa·s), k- tomir o'tkazuvchanligi koeffitsienti 0.01, *h*-tomir uzunligi -80 cm, β- elastigli koeffitsienti - 0.01 ml/mm Hg.

ISSN 3030-3907



Rasm.5.Natijalar bemorlarning aorta parametrlari 1(4-jadval) elastligining va dastlabki bosimi 0,01 ml/mm Hg.

Yuqoridagi parametrlardan foydalangan holda aorta bosimini tahlil qilish uchun tomirlardagi qon harakatiga ta'sir qiluvchi asosiy omillarni, masalan, qonning quvushqoqligi, qon tomirlarining o'tkazuvchanligi, ularning uzunligi va elastikligini ko'rib chiqish mumkin. Keling, har bir parametrni va uning bosimga qanday ta'sir qilishini batafsil ko'rib chiqaylik [19,20,21,22,23,24,25,26,27,28,29,30].

P-yurak qisqarganda va qon aortaga chiqarilganda arteriyalardagi maksimal bosim va yurak urishlar orasida bo'shashganda arteriyalardagi minimal bosim vaыbirinchi kun bemor jadvalda ko'rsatilganidek P_0 =120/80, 119/79 kun 2, 118/78 kun 3. μ-qovushqoqlig jarayonida qattiqligi tomirlar orqali qon oqimiga qarshilikni aniqlaydi. Yuqori qovushqoqlik qarshilikni oshiradi va shuning uchun qon bosimini oshirishi mumkin. *k*-tomirning aylanish qobiliyati uning suyuqlik o'tkazish qobiliyatini amalga oshiradi. O'tkazuvchanlikning past darajasi tomirlar qon oqimiga qarshilik ko'rsatgichini ko'rsatadi, bu esa bosimni oshirishi mumkin. Tomirning h uzunligi qon oqimining qarshiligiga ta'sir qiladi. Tomir qanchalik uzun bo'lsa, qarshilik shunchalik katta bo'ladi, bu esa qon oqimining bir xil darajasini saqlab turish uchun bosimning oshishiga olib keladi. β-elastiglida idishning zichligi uning bosim o'zgarishiga javoban kengayish va qisqarish qobiliyatini aks ettiradi. Yuqori elastiklik tomirlarga bosim ko'tarilishini yumshatishga imkon beradi va ularning amplitudasini pasaytiradi. Ushbu rasmda *5 a)* P_0*-120*/80 mm Hg, μ-qon tomirlaridagi qonning quvushqoqligi- 4.5 **(**MPa·s), k-tomir o'tkazuvchanligi koeffitsienti - 0.01, *h*-tomir uzunligi- 80 cm, β- elastligi koeffitsienti 0.01 ml/mm Hg. Biz bemorning qon bosimini uch kun davomida kuzatamiz. Jadvalda har bir kun uchun maksimal (sistolik) va minimal (diastolik) bosim ko'rsatilgan. Agar biz 5 a-rasmni ko'rib chiqsak) μ-qon tomirlaridagi qonning quvushqoqligi tomirlar orqali qon oqimiga qarshilikni aniqlaydi. Yuqori

ISSN 3030-3907

qovushqoqlik qarshilikni oshiradi va shuning uchun qon bosimini oshirishi mumkin. Bunday holda, qonning quvushqoqligi 4,5 (MPa·s) ga teng va tomirning o'tkazuvchanligi tomirning suyuqlikni o'tkazish qobiliyatini ko'rsatadi. O'tkazuvchanlikning past darajasi tomirlar qon oqimiga qarshilik ko'rsatishini ko'rsatadi, bu esa bosimni oshirishi mumkin. Qonning yuqori quvushqoqligi tomirlar orqali qon oqimiga qarshilikni oshiradi. Ushbu ortib borayotgan qarshilik qon oqimini ushlab turish uchun yurakdan ko'proq kuch talab qiladi, bu esa yuqori qon bosimiga olib kelishi mumkin. O'tkazuvchanligi past bo'lgan tomirlar qon oqimiga ko'proq qarshilik ko'rsatadi, bu esa arteriyalarda bosimning oshishiga olib kelishi mumkin, chunki yurak bunday tomirlar orqali qon quyish uchun ko'proq ishlashi kerak. Qonning yuqori quvushqoqligi qon tomirlarining past o'tkazuvchanligi bilan birgalikda qon oqimiga qarshilikni sezilarli darajada oshirishi mumkin, bu esa qon bosimini yanada oshiradi. Ichida a) 0,2 dan 1 diapazongacha bo'lgan vaqt oralig'ida dastlabki bosim ko'tarilib, darhol pastga tushganini va keyin normal holatga kelganini ko'rishingiz mumkin [19,20,21,22,23,24,25,26,27,28,29,30]. Qonning quvushqoqligi vaqtincha oshishi yoki qon tomirlarining o'tkazuvchanligi pasayishi tufayli qon oqimiga qarshilik kuchayadi. Ushbu rasmda biz quyidagi xulosalarni chiqarishimiz mumkin:

Aortadagi bosim dinamikasi

1. Dastlabki holat (0-0,2 sek):

-Dastlabki bosim: 120/80 mm simob ustuni san'at

-Qonning quvushqoqligi barqaror.

-Qon tomirlarining o'tkazuvchanligi o'zgarmaydi.

2. Bosimning oshishi (0,2 - 0,5 soniya):

-Qonning quvushqoqligi vaqtincha oshishi yoki qon tomirlarining o'tkazuvchanligi pasayishi tufayli qon oqimiga qarshilik kuchayadi.

-Bosim, masalan, 130/90 mmHg gacha ko'tariladi.

3. Bosimning pasayishi (0,5 - 0,7 soniya):

-Tomirlar moslasha boshlaydi, qarshilik kamayadi.

-Bosim 115/85 mmHg gacha kamayadi.

4. Normaga qaytish (0,7-1 soniya):

-Tana o'zgarishlarni qoplaydi, bosim normal darajaga qaytadi.

-Bosim 120/80 mm simob ustuni darajasida barqarorlashadi. san'at

Qonning quvushqoqligi 5 MPa·s ga oshganda, tomirlar orqali qon oqimiga qarshilik ham oshadi, bu esa qon bosimining oshishiga olib keladi. Ushbu o'zgarish arteriyalardagi bosim dinamikasiga qanday ta'sir qilishi mumkinligini ko'rib chiqamiz)

1. Dastlabki holat (0-0,2 sek):

ISSN 3030-3907

-Dastlabki bosim: 120/80 mm simob ustuni san'at
-Qonning quvushqoqligi 5 MPa·s gacha ko'tariladi..
-Qon tomirlarining o'tkazuvchanligi o'zgarmaydi.

2. Bosimning oshishi (0,2 - 0,5 soniya):

-Qonning quvushqoqligi oshganligi sababli, qon oqimiga qarshilik avvalgi holatga qaraganda ko'proq oshadi.
-Bosim, masalan, 140/95 mmHg gacha ko'tariladi. san'at

3. Bosimning pasayishi (0,5 - 0,7 soniya):

-Tomirlar moslasha boshlaydi, qarshilik kamayadi, lekin kamroq qovushqoqlikda bo'lgani kabi samarali emas.
-Bosim 125/85 mmHg gacha kamayadi. san'at

4. Normaga qaytish (0,7-1 soniya):

-Tana o'zgarishlarni qoplaydi, bosim normal darajaga qaytadi.
-Bosim 120/80 mm simob ustuni darajasida barqarorlashadi. san'at

Agar ortib borayotgan qovushqoqlikni hisobga olgan holda vaqt o'tishi bilan bosim o'zgarishi grafigini tasvirlasak, quyidagi bosqichlarni ko'rishingiz mumkin:

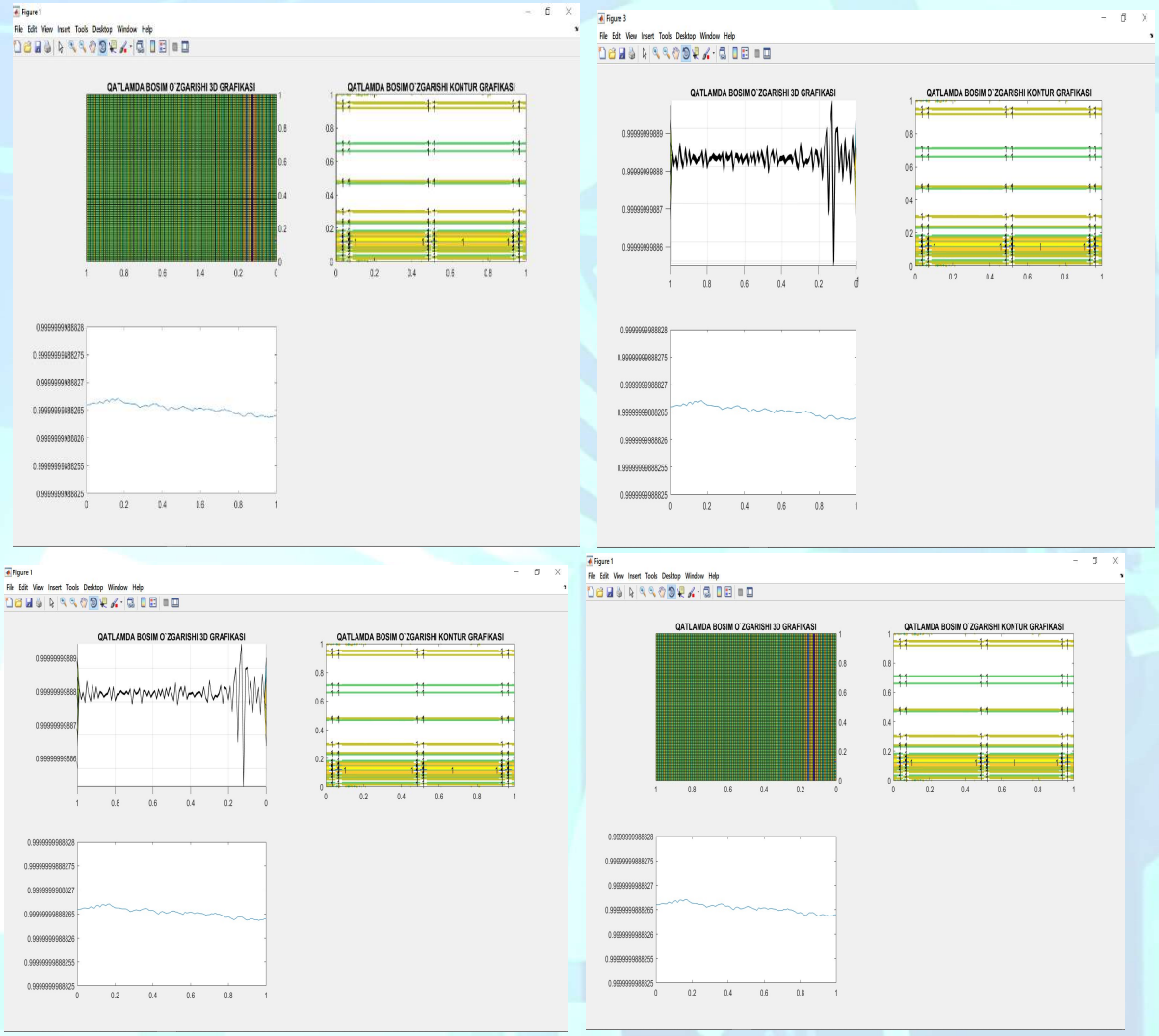
- 0-0.2 sek: bosim 120/80 mmHg da barqaror bo'lib qoladi.
- 0.2-0.5 sek: bosim 140/95 mmHg gacha qarshilik kuchayganligi sababli keskin ko'tariladi
- 0.5-0.7 sek: bosim qon tomirlari moslashganda 125/85 mmHg ga tushadi..
- 0.7-1 soniya: bosim 120/80 mmHg normal holatga qaytadi.

Qonning quvushqoqligining oshishi qon oqimiga qarshilikning oshishi tufayli qon bosimining sezilarli darajada oshishiga olib keladi. Tana bu o'zgarishlarga moslashadi, lekin normal qiymatlarga qaytishdan oldin bosim o'zgarishi mumkin. Ushbu bosim tebranishlari qonning quvushqoqligi oshishi bilan yanada aniqroq va uzoqroq bo'lishi mumkin.

a) P_1*-119*/ 78 mm Hg, μ - qontomirlarida qonning quvushqoqligi 5 MPa·s; k- tomir o'tkazuvchanligi koeffitsienti 0.01, *h*-tomir uzunligi 80 cm, β - elastligi koeffitsienti 0.01 ml / mm Hg.

b) P_2-118/79 mm Hg, μ-qon tomirlaridagi qonning quvushqoqligi 5 (MPa·s), k-tomir o'tkazuvchanligi koeffitsienti 0,01, *h*-tomir uzunligi 80 cm, β - elastligi koeffitsienti 0,01 ml/mm Hg.

ISSN 3030-3907



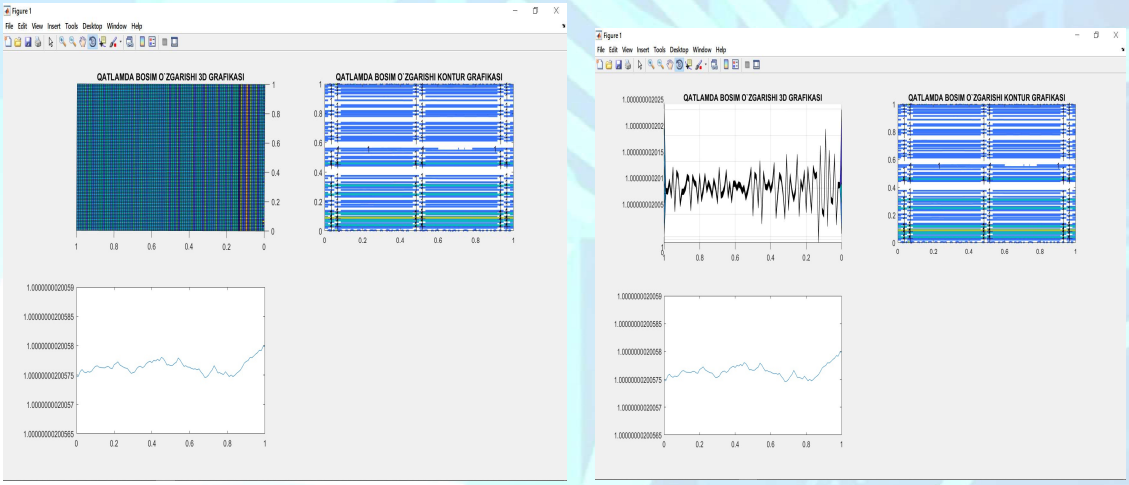
Rasm.6. Aorta parametrlari natijalar a) 1 kun bemor 1, b) 2 kun bemor 1

Ushbu rasmda 6. a) 1 kun bemor 1, b) 2 kun bemor 1 parametr bemorning qon aylanish holatiga va qon bosimiga ta'sir qiladi. Ushbu 4-rasmda biz ko'rib natijalrni tahlil qilib chiqamiz.

a) P_1*-118*/78 mm Hg, μ-qon tomirlarida qonning quvushqoqligi 5 (MPa·s), k-tomir o'tkazuvchanligi koeffitsienti 0.01, *h*-tomir uzunligi 80 cm, β- elastligi koeffitsienti 0.01 ml/mm Hg. Birinchi kuni 5 (stress kabi omillar tufayli qonning quvushqoqligi 5 (MPa·s) oshdi. Qonning yuqori quvushqoqligini (5 MPa·s) hisobga olgan holda, bu uning zichligini va qon tomirlarining o'tkazuvchanligining past koeffitsientini (0.01) va bu ularning qarshiligini ko'rsatadi, qon bosimi qarshilikni yengish va normal qon oqimini ta'minlash uchun ko'tarilishi mumkin. 3-kuni P_2-118/ 79 mm Hg, μ-qon tomirlaridagi qonning quvushqoqligi 5 (MPa·s), k-tomirning o'tkazuvchanlik koeffitsienti 0.01, *h*-tomir uzunligi 80 cm, β- elastligi koeffitsienti 0.01 ml/mm Hg bosim 2 kunlik omillar tufayli kamaydi [19,20,21,22,23,24,25,26,27,28,29,30].

ISSN 3030-3907

Masalan, qonning yuqori quvushqoqligi va qon tomirlarining past o'tkazuvchanligi qon oqimiga qarshilikni oshirishi va shu bilan qon bosimini oshirishi mumkin. Qon tomirlarining egiluvchanligi yurak urishi va boshqa fiziologik o'zgarishlarga javoban tomirlardagi bosimni tartibga solish uchun ham muhimdir. Ushbu koeffitsient tomirning bosim ostida kengayish va qisqarish qobiliyatini aks ettiradi. Elastiklik koeffitsientining past qiymati ekanligidan bosimdagi o'zgarishlarni amortizatsiya qilishga qodir emasligini anglatadi.



Rasm.7- Aorta natijalar parametrlari 2-kun bemorlar 1

P_2-118/79 mm Hg, μ-qon tomirlaridagi qonning quvushqoqligi 4 (MPa·s), k-tomir o'tkazuvchanligi koeffitsienti 0.01, h-tomir uzunligi 80 cm, β- elastligi koeffitsienti 0.01 ml / mm Hg.

Ushbu parametrlarni hisobga olgan holda aorta bosimining kunlik monitoringini o'tkazish uchun biz 7-rasmda ko'rib chiqishimiz mumkin P_2-118/79 mm Hg, μ-qon tomirlaridagi qonning quvushqoqligi 4 MPa·s, k- tomir o'tkazuvchanligi koeffitsienti 0.01, h-tomir uzunligi 80 cm, β- elastligi koeffitsienti 0.01 ml/mm Hg kun davomida bosim qanday o'zgarishini ko'rsatadigan amaliy stsenariy. Odatda, kunlik qon bosimi monitoringi turli sharoitlarda olingan o'lchovlarni o'z ichiga oladi: dam olish, jismoniy faollik, uyqu va uyg'onish. Past qovushqoqlik qonning kamroq yopishqoq bo'lishini va tomirlar orqali osonroq oqishini anglatadi. Bu arterial tizimda qon oqimiga qarshilikning pasayishiga olib kelishi mumkin. Qon bosimi qon oqimining qarshiligiga bog'liq bo'lganligi sababli, qovushqoqlikning pasayishi bosimning pasayishiga olib kelishi mumkin, ayniqsa yurakning doimiy chiqishi va qon tomir qarshiligi sharoitida. Shu bilan birga, qon quvushqoqligining o'zgarishi qon bosimiga ta'sir qiluvchi yagona omil emas. Yurak chiqishi, qon tomirlarining elastikligi, umumiy hajm holati va qon bosimini tartibga solish holati kabi boshqa omillar ham asosiy rol o'ynaydi [19,20,21,22,23,24,25,26,27,28,29,30].

Aorta Parametrlari:

ISSN 3030-3907

- Aorta bosimi: 118/79 mm simob ustuni
- Qonning quvushqoqligi: 4 MPa·s bir darajaga kamaydi
- Tomirning o'tkazuvchanlik koeffitsienti: 0.01
- Idishning uzunligi: 80 sm
- Elastiklik koeffitsiyentiупругоемкости: 0.01 ml / mm simob ustuni

Shunday qilib, qonning quvushqoqligini 5 MPa·s dan 4 MPa·s gacha kamaytirish nazariy jihatdan qon bosimining pasayishiga yordam berishi mumkin, ammo yakuniy ta'sir ko'plab omillarga, shu jumladan bemorning umumiy ahvoli va boshqa tibbiy jihatlarga bog'liq bo'lishi mumkin. Soddalashtirish uchun kun davomida bir nechta asosiy vaqt nuqtalarini va faoliyatga qarab bosim o'zgarishini ko'rib chiqqamiz. Kun davomida ertalab simpatik asab tizimining faolligi oshishi tufayli bosim biroz ko'tariladi [19,20,21,22,23,24,25,26,27,28,29,30].

Omillarni ko'rib chiqish:

- **Uyg'onish va ertalab**: simpatik asab tizimining faolligi oshishi tufayli bosim darajasi biroz ko'tariladi. Adrenalin kabi gormonlar yurakni rag'batlantiradi, uning chastotasini va qisqarish kuchini oshiradi.
- **Kun**: kun davomida bosim faollik va stress darajasiga qarab o'zgarishi mumkin. Jismoniy faollik, hatto engil jismoniy mashqlar ham qon bosimini vaqtincha oshirishi mumkin.
- **Kechqurun**: ishdan keyin, dam olish davrida bosim pasayishni boshlaydi.
- **Kechda**: uyqu paytida tananing bo'shashishi va simpatik asab tizimining faolligining pasayishi tufayli bosim odatda minimal qiymatlarga tushiriladi.

Qo'shimcha parametrlarni hisobga olish:

Kundalik aniqroq monitoring uchun yurak urishi, jismoniy faollik, hissiy stress va bosimga ta'sir qiluvchi boshqa omillar kabi qo'shimcha parametrlarni hisobga olish mumkin. Zamonaviy qon bosimi monitoringi qurilmalari ushbu parametrlarni qayd etishi va real vaqtda aniq ma'lumotlarni taqdim etishi mumkin.

IV. XULOSA

Chekli ayirmalar usulini amalga oshiruvchi dastur yordamida tomir bosimining kunlik monitoringi gemodinamik jarayonlarni modellashtirish va tahlil qilishda ilg'or yondashuvdir. Ushbu usul qon tomir tizimida bosim va qon oqimining taqsimlanishini tavsiflovchi differentsial tenglamalarni echish uchun ishlatiladi.

Chekli ayirmalar usuli - bu differentsial tenglamalarni taxminiy echish uchun raqamli usul. Qon tomirlari bosimini kuzatish kontekstida u qon oqimi dinamikasini modellashtirish va vaqt va makonda bosimni o'zgartirish uchun ishlatiladi. Созданой В matematik modeli yaratildiь, который , u qon tomir tizimining anatomik tuzilishini, shu jumladan qon tomirlarining uzunligi, diametri

ISSN 3030-3907

va dallanishini, bosimni, qonningquvushqoqligini, tomirning o'tkazuvchanligini tavsiflaydi. Belgilangan parametrlarga ega bo'lgan idishda qon aylanishini tahlil qilish uchun siz bir nechta asosiy omillarni hisobga olishingiz kerak: bosim, qonning quvushqoqligi, tomirning o'tkazuvchanligi, tomirning uzunligi va uning elastligii.

Chekli ayirmalar usuli boshqa usullarga nisbatan aniq natijalarga erishishga imkon beradi, ayniqsa murakkab qon tomir tuzilmalari va o'zgaruvchan sharoitlarni modellashtirishda. Dastlabki differentsial tenglamalardagi hosilalar cheklangan farqlar bilan almashtiriladi, bu esa bosim va qon oqimidagi o'zgarishlarni tarmoq tugunlaridagi qiymat farqlari orqali ifodalashga imkonberadi.

Usul qon tomirlari geometriyasi va parametrlarining o'zgarishiga osongina moslashadi, bu esa bemorning individual xususiyatlarini hisobga olishga imkon beradi. Chekli ayirmalar usuli bilan modellashtirish bemorning qon tomir tizimining o'ziga xos xususiyatlarini hisobga olgan holda individual davolash rejalarini ishlab chiqishga imkon beradi.

Natijalarning aniqligini ta'minlash uchun modelni muntazam ravishda kuzatish va tasdiqlash zaruratini anglatadi. Batafsil anatomik ma'lumotlar va fiziologik parametrlarni o'z ichiga olgan modelni yaratish uchun aniq dastlabki ma'lumotlarga ehtiyoj bor.

Chekli ayirmalar usuli yordamida tomir bosimining kunlik monitoringi gemodinamikani o'rganish uchun kuchli vosita bo'lib, qon tomir kasalliklarini tashxislash va davolashni yaxshilashga yordam beradigan yuqori aniqlik va tahlil tafsilotlarini taklif etadi.

ADABIYOTLAR RO'YXATI:

1. Javid J. Moslehi, Ronald M. Witteles “Journal of The American College of Cardiology, Volume 77, Issue 4, 2 February 2021, Pages 402-404 “Journal of The American College of Cardiology, Volume 77,Issue 4, 2 February 2021, Pages 402-404” Strain-Guided Management of Potentially Cardiotoxic Cancer Therapy”
2. Fakhrielddine Bader, Mostafa Bendahmane, Mazen Saad, Raafat Talhouk tomonidan “Acta Applicandae Mathematicae” jurnalida (2021) 176:14 https://doi.org/10.1007/s10440-021-00459-6 uning "Three Scale Unfolding Homogenization Method Applied to Cardiac Bidomain Model"
3. ALI, M. HUSSAIN, M. S. ANWAR, M. INC “APPLIED MATHEMATICS and MECHANICS, Appl jurnalida. Math. Mech. -Engl. Ed., 42(11) jurnalida https://doi.org/10.1007/s10483-021-2791-8 “Mathematical modeling and parametric investigation of blood flow through a stenosis artery”

ISSN 3030-3907

4. Vassilevski Yu., Simakov S., Salamatova V., Ivanov Yu., Dobroserdova T. Vessel wall models for simulation of atherosclerotic vascular networks // Mathematical Modelling of Natural Phenomena. 2011. V. 6(7). P. 82–99.
5. Vassilevski Yu., Simakov S., Salamatova V., Ivanov Yu., Dobroserdova T. Numerical issues of modelling blood flow in networks of vessels with pathologies // Russian Journal of Numerical Analysis and Mathematical Modelling. 2011. V. 26(6). P. 605–622.
6. Vassilevski Yu., Simakov S., Salamatova V., Ivanov Yu., Dobroserdova T. Vessel wall modelling for 1D haemodynamics // Conference Proceedings CMBE11. 2011. P. 395–398.
7. Vignon-Clementel I. E., Figueroa C. A., Jansen K. E., Taylor C. A. Outflow boundary conditions for three-dimensional finite element modeling of blood flow and pressure in arteries // Comput. Methods Appl. Mech. Engrg. 2006. V. 195. P. 3776–3796.
8. 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. 1955. V. 127. P. 553–563.
9. 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. 1957. V. 2. P. 178–187.
10. 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. 1958. V. 2. P. 313–323.
11. 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. 1959. V. 2. P. 374–382.
12. Womersley J. R. Velocity profiles of oscillating arterial flow with some calculations of viscous drag and the reynolds number // J. Physiology. 1955. V. 128. P. 629–640.
13. Zhang D., Kanzaki T. Doppler waveforms: the relation between ductus venosus and inferior vena cava // Ultrasound in Med. & Biol. 2005. V. 31(9). P. 1173–1176.
14. Ngufor Korande, ANALYSIS OF MAGNETOHEMODYNAMICS OF BLOOD IN A STENOSED ARTERY, A THESIS Presented to the Department of Theoretical & Applied Physics at the University of Science and Technology - AUST Abuja, Nigeria In Partial fufillment of the Requirement for the Award of a Degree of Masters inTheoretical and Applied Physics BY NGUFOR Korande Fonso JUNE, 2016

ISSN 3030-3907

15. Saad Y. Iterative Methods for Sparse Linear Systems. Second Edition. Philadelphia, PA: Society for Industrial and Applied Mathematics, 2003.
16. Sankaran S., Marsden A. L. The impact of uncertainty on shape optimization of idealized bypass graft models in unsteady flow // Physics of fluids. 2010. V. 22. P. 121902–1–121902–16.
17. S. Sankaran, M. E. Moghadam, A. Kahn, E. E. Tseng, J. M. Guccione, A. L. Marsden. Patient-specific multiscale modeling of blood flow for corona artery bypass graft surgery // Ann Biomed Eng. 2012. P. 2228–42.
18. Sherwin S. J., Franke V., Peiro J., Parker K. One-dimensional modeling of vascular network in space-time variables // J. of Engineering Mathematics. 2003. V. 47. P. 217–250.
19. Scha¨fer M., Turek S. The benchmark problem ”Flow around a cylinder” // Flow Simulation with High-Performance Computers II, Notes on Numerical Fluid Mechanics. 1996. V. 52. P. 547–566.
20. Stroud J. S., Berger S. A., Saloner D. Numerical Analysis of Flow Through a Severely Stenotic Carotid Artery Bifurcation // J. Biomech. Eng. 2002. V. 33. P. 9–20.
21. Sud V. K., Srinivasan R. S., Charles J. B., Bungo M. W. Mathematical modeling of flow distribution in human cardiovascular system // Medical and Biological Engineering and Computing. 1992. V. 30(3). P. 311–316.
22. Tsung-Chieh Lee, Ke-Feng Huang, Ming-Liang Hsiao, Shih-Tsang Tang, SheunnTsong Young. Electrical lumped model for arterial vessel beds // Journal of computer methods and Programs in biomedicine. 2004. V. 73. P. 209–219.
23. Urquiza S. A., Blanco P. J., Vernere M. J., Feijoro R. A. Multidimensional modelling for the carotid artery blood flow // Comput. Methods Appl. Mech. Engrg. 2006. V. 195. P. 4002–4017.
24. Vassilevski Y. V., Simakov S. S., Kapranov S. A. A multi-model approach to intravenous filter optimization // International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering. 2010. V. 26. P. 915–925.
25. Nurjabova, D., & Ismailova, Z. . (2024). DEVELOPMENT AND COUNTING PRESSURE ONE DIMENSIONAL MODEL OF FDM FOR BLOOD CAPILLARY VESSEL. Евразийский журнал математической теории и компьютерных наук, 4(12), 7–17. извлечено от https://in-academy.uz/index.php/EJMTCS/article/view/40809
26. Nurjabova, D. (2025). UTILIZING PREDICTION AND MONITORING TECHNIQUES WITH CORRELATION AND REGRESSION MODELS FOR THE ANALYSIS AND MANAGEMENT OF VASCULAR DISEASES. Евразийский журнал математической теории и компьютерных

ISSN 3030-3907

наук, 5(1), 14–25. извлечено от https://in-academy.uz/index.php/EJMTCS/article/view/42777

27. Nurjabova, D., Sayyora, Q., Gulmira, P. (2023). Using Discretization and Numerical Methods of Problem 1D-3D-1D Model for Blood Vessel Walls with Navier-Stokes. In: Koucheryavy, Y., Aziz, A. (eds) Internet of Things, Smart Spaces, and Next Generation Networks and Systems. NEW2AN 2022. Lecture Notes in Computer Science, vol 13772. Springer, Cham. https://doi.org/10.1007/978-3-031-30258-9_7

28. E. Nazirova, D. Nurjabova and S. Ismailov, "A Numerical Approach to a Parabolic Equation: The Finite-Difference Method for Blood Vessels," 2024 4th International Conference on Technological Advancements in Computational Sciences (ICTACS), Tashkent, Uzbekistan, 2024, pp. 863-868, doi: 10.1109/ICTACS62700.2024.10841039.

29. N. Elmira and D. Nurjabova, "Development of Software, a Single-Dimensional Model for Blood Vessels," 2024 4th International Conference on Technological Advancements in Computational Sciences (ICTACS), Tashkent, Uzbekistan, 2024, pp. 856-862, doi: 10.1109/ICTACS62700.2024.10840966.

30. Dilafruz Nurjabova (2024). CALCULATING THE VELOCITY OF GLOBAL BLOOD FLOW WITH COMSOLE MULTYPYSICS IN THE CARDIOVESSEL. Eurasian Journal of Mathematical Theory and Computer Sciences, 4 (2), 25-29. doi: 10.5281/zenodo.10679284

ISSN 3030-3907