

## YURAKDAGI KLAPANLAR DINAMIKASINI HISOBGA OLGAN HOLDA QON OQIMINING MATEMATIK MODELII

Sh.A. Anarova<sup>1</sup>, J.S. Jabbarov<sup>2</sup>, D.N. Boliyeva<sup>3</sup>, B.O‘. Zarifov<sup>4</sup>

<sup>1</sup>Muhammad Al-Xorazmiy nomidagi Toshkent axborot texnologiyalari universiteti

“Raqamli texnologiyalar konvergentsiyasi” kafedrası professori;

<sup>2</sup>Sharof Rashidov nomidagi Samarqand davlat universiteti “Boshqaruv nazariyasi va axborot  
xavfsizligi” kafedrası dotsenti;

<sup>3</sup> Raqamli texnologiyalar va sun’iy intellektni rivojlantirish ilmiy-tadqiqot instituti tayanch  
doktoranti;

<sup>4</sup>Menejment va zamonaviy texnologiyalar universiteti

<https://doi.org/10.5281/zenodo.17712480>

**Annotatsiya.** Ushbu maqolada yurakdagi klapanlar dinamikasini hisobga olgan holda qon oqimining matematik modeli va algoritmlar ishlab chiqilgan. MF DFA (Multifractal Detrended Fluctuation Analysis) usulining murakkab dinamik xususiyatlari aniqlanadi. Taklif etilgan model sog‘lom va patologik signallarni differensial tahlil qilish imkonini beradi. Natijalar Python muhitida amlaga oshirilgan va yechimlari vizual ko‘rinishda ko‘rsatilgan.

**Kalit so‘zlar:** YchQ, mitral klapan, multifraktal tahlil, MF DFA, yurak signallari, vizuallashtirish.

**Abstract.** This article develops a mathematical model and algorithms of blood flow, taking into account the dynamics of heart valves. The complex dynamic properties of the MF DFA (Multifractal Detrended Fluctuation Analysis) method are identified. The proposed model allows for differential analysis of healthy and pathological signals. The results have been implemented in the Python environment and the solutions are presented visually.

**Keywords:** HRV, mitral valve, multifractal analysis, MF DFA, heart signals, visualization.

**Аннотация.** В данной статье разработана математическая модель кровотока с учётом динамики клапанов сердца и алгоритмы для её реализации. Определяются сложные динамические характеристики метода MF DFA (Многофрактальный детрендрованный анализ флуктуаций). Предложенная модель позволяет проводить дифференциальный анализ здоровых и патологических сигналов. Результаты реализованы в среде Python и представлены в визуальной форме.

**Ключевые слова:** BCP, митральный клапан, многофрактальный анализ, MF DFA, сердечные сигналы, визуализация.

### I. KIRISH

Inson yuragi to‘rt kameradan iborat. Kameralar juftliklarni hosil qilgan holda bir-biriga ulanadi: chap bo‘lmacha – chap qorincha va o‘ng bo‘lmacha – o‘ng qorincha. Bu juftliklar o‘xshash tuzilishga ega va sog‘lom holatda ular o‘rtasida to‘g‘ridan-to‘g‘ri aloqadorlik mavjud emas. Shu sababli yurak modeli chap va o‘ng qismlar uchun o‘zaro bir xil tenglamalar tizimidan iborat bo‘lib, ular faqat parametrlar qiymatlari bilan farqlanadi. Ushbu maqolada yurakning chap qismi uchun tenglamalar tizimi keltirildi.

Yurak urishlari dinamikasi inson organizmi kabi murakkab tizim bo‘lib, u yurak tizmi haqida ma’lumotlarni beradi. Bu zamonaviy tibbiyotning yetakchi yo‘nalishlaridan biri hisoblanib,

**kardiologiyada bo'limida** o'rganiladi. Ushbu yo'nalishda hozirgacha yurak urishlarini tahlil qilishga oid ko'plab usullar ishlab chiqilgan va qo'llanilmoqda [1].

So'nggi yillarda yurak faoliyatini baholashda raqamli signallarni tahlil qilish usullari xususan, **multifraktal modellash** muhim o'rin egallamoqda. An'anaviy usullar yurak signallarining chiziqli komponentlarini tahlil qilsa, multifraktal yondashuv chiziqlimas (**nolinear**) **va shkalaga bog'liq murakkablikni** o'lchash imkonini beradi[5]. Ushbu tadqiqotning maqsadi — yurakdagi klapanlar dinamikasini hisobga olgan holda qon oqimining matematik modeli va algoritmi ishlab chiqish, bu asosida yurak faoliyatining chiziqlimas va murakkab dinamikasini aniqlashdir.

## II. TADQIQOT MASALASINING QO'YILISHI

Yurak klapanlarining dinamikasini va ularning qon oqimiga ta'sirini hisobga olish asosida, yurak faoliyatining matematik modelini yaratish va bu model yordamida turli fiziologik holatlar, shu jumladan sog'lom holat, stress holati va patologik holatlarni farqlash imkoniyatlarini o'rganish. Tadqiqotda quyidagi masalalar yechimi ko'zda tutiladi:

1. Yurak klapanlarining dinamikasi va qon oqimi: Yurak klapanlarining ochilishi va yopilishi, klapanlar orasidagi oqimning tezligi va tizimdagi boshqaruv parametrlarini modellash. Bu jarayonlarni matematik formulalar yordamida tavsiflash va vaqt bo'yicha o'zgarishlarni aks ettirish.
2. Multifraktal tahlil va skalyalanish ko'rsatkichlari: Klapanlar dinamikasining multifraktal tavsifi uchun skalyalanish ko'rsatkichlarini ( $\zeta(q)$ ,  $\tau(q)$ ,  $h(q)$ ,  $f(\alpha)$ ) aniqlash. Bu ko'rsatkichlar asosida yurak klapanlarining harakati va qon oqimi tizimidagi noaniqliklarni, shuningdek, tizimning murakkabligini tahlil qilish.
3. Fiziologik holatlarni farqlash: Yurakdagi klapanlarning harakatlarini va qon oqimini tahlil qilish orqali tinch holat, stress holati va patologik holatlarni farqlash uchun parametrlarni baholash. Bu, ayniqsa, yurak klapanlarining mexanik harakati va qonning oqish tezligining o'zgarishini tushunishga yordam beradi.
4. Optimal parametrlarga asoslangan diagnostika: Qon oqimining matematik modelida optimal parametrlar to'plamini aniqlash va diagnostik xulosalar chiqarish. Masalan, klapanlar ochilish burchagi, oqim tezligi, elastiklik va qarshilik koeffitsientlari kabi parametrlarni optimallashtirish orqali klinik tashxis qo'yish.

Tadqiqot maqsadi — yurak klapanlarining harakati va qon oqimi tizimidagi murakkabliklarni matematik modellash orqali turli fiziologik holatlarni aniqlash va diagnostik xulosalarni avtomatik tarzda chiqarish uchun zarur bo'lgan parametrlarni optimallashtirish. Modelning asosiy afzalliklari — klinik tahlilni yanada aniqroq va samarali qilish, hisoblash resurslarini minimallashtirish va diagnostika jarayonini tezlashtirishdir.

## III. ASOSIY QISM

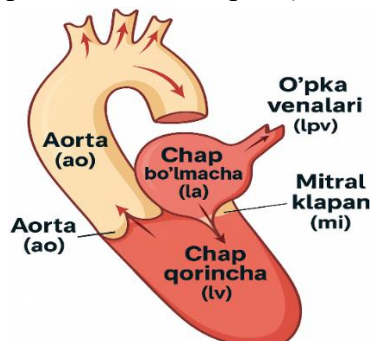
Multifraktal tahlil konsepsiyasi birinchi marotaba B. Mandelbrot tomonidan 1980-yillarda ishlab chiqilgan bo'lib, biofizik signallarga (yurak, EEG, EMG) qo'llanilganda fraktal o'lchovning vaqt bo'yicha o'zgarishi fiziologik tizimning sog'lom yoki patologik holatini ifodalaydi [1].

E.J. Kantelhardt (2002) tomonidan taklif etilgan MF DFA algoritmi biologik signallarni tahlil qilishda asosiy usul sifatida qabul qilingan[2].

Oxirgi yillarda bir qator tadqiqotchilar EKG signallarining multifraktal spektrlari yordamida yurak ritmidagi o'zgaruvchanlikni, stress holatini va aritmiyani aniqlash imkoniyatlarini tadqiq qilganlar [2–4]. Biroq vizuallashtirish masalasi — multifraktal va issiqlik chizmalar hamda spektrlar yordamida diagnostika ya'ni bemorlarni tashxislash to'liq

avtomatlashtirilmagan. Shu sababli maqolada yurak urishining multifraktalli dinamikasining matematik modelini qurish va ushbu model asosida avtomatlash tadqiq qilingan.

Chap yurak qismining kameralar sxemasi va klapanlarning joylashuvi 1-rasmda ko'rsatilgan. Chap bo'lmachaga o'pkadan keluvchi venalar quyiladi, chap qorincha esa qonni aortaga haydaydi. Bo'lmacha bilan qorincha orasidagi klapan mitral klapan deb ataladi. Qorincha bilan aorta orasidagi klapan esa aortal klapan (aorta klapani) deb yuritiladi.



1-rasm. Chap yurakning nuqtaviy modeli sxemasi

Maqolada yurak kameralarini deformatsiyalanishi mumkin bo'lgan hajmga ega elastik rezervuarlar sifatida qaralgan. Ularning elastikligi miokard bo'ylab tarqaladigan potentsiallar dinamikasiga bog'liq. Bo'lmacha va qorincha, shuningdek qorincha va aorta o'rtasidagi oqim esa tegishli klapanlarning ochilish burchagiga bog'liq bo'ladi.

1-jadval. Yurakdagi qon oqimi modelining indekslarni ifodalovchi tavsiflar

Indeks	Tavsif
$d$	diastola
$fr$	ishqalanish kuchi
$max$	maksimal qiymat
$min$	minimal qiymat
$p$	bosim kuchi
$pb$	P-to'lqinning boshlanishi
$pw$	P-to'lqin davomiyligi
$r$	qarshilik kuchi
$s$	sistola
$s1$	sistolaning boshlanishi
$s2$	sistolaning tugashi
$mi$	mitral klapan
$ao$	aortal klapan
$lpv$	chap o'pka arteriyasining chiqishi (kirish – chap bo'lmachaga)
$sas$	aortaga kirish (chap qorincha chiqishi, aortal sinus)

Maqolada yurakning har bir kamerasi ichidagi qon oqimi dinamikasini nuqtaviy dinamik model yordamida tasvirlandi:

$$I_k \frac{d^2 V_k}{dt^2} + R_k \frac{dV_k}{dt} + E_k(t)(V_k - V_k^0) + P_k^0 = P_e, \quad k \in \{la, lv\}, \quad (1)$$

bu yerda  $k$  – yurak kamerasi indekslari (chap bo'lmacha –  $la$ , chap qorincha –  $lv$ ,  
 $V_k^0$  – yurak kameralarining tinch (boshlang'ich) hajmi, tinch holatdagi bosim  $P^0$  – bu nol nuqta

sifatida qabul qilingan bosim qiymati. Bu yerda  $I$  – kamera devorining inertionlik koeffitsienti,  $R$  – kameraning gidravlik qarshilik koeffitsienti. (1)-tenglamani [3]-model bilan bog‘liq modifikatsiya deb qarash mumkin. Ushbu modelda yurak klapi kamera devorining elastiklik koeffitsienti vaqtga bog‘liq deb hisoblanadi. Ya’ni  $E_k(k)$  – kamera devorining elastiklik koeffitsienti. “Kamera” – bu yurak bo‘lmachasi yoki qorinchasi, umumiy qilib aytganda qon toplanadigan bo‘shliq. Uning devori cho‘ziluvchan, elastik bo‘lib qanchalik qattiq yoki yumshoq ekani maxsus son bilan ifodalanadi va bu elastiklik koeffitsienti  $E$  ga teng. Odatda bu model  $E$  doimiy o‘zgarmas bo‘lishi mumkin (masalan,  $E = \text{const}$ ). Tadqiq qilinayotgan ishda esa elastiklik koeffitsienti vaqtga bog‘liq deb hisoblandi. Yurak kamerasi faqat ichkaridagi qon bosim bilan emas, balki tashqi tomondan ham bosim ostida bo‘ladi, ya’ni ko‘krak qafasi, perikard va hokazo. Shu vaqtgacha tashqi  $P^0$  – sifatida belgilangan[4,6]. Endi taklif etilayotgan modelda: devorining elastikligi nafaqat hajmga  $V$ , balki ana shu tashqi bosimga ham bog‘liq ekanligi tadqiq qilinmoqda.  $E(t)(V - P^0)$  – ifodaning ma’nosi:  $E(t)$  – vaqtga bog‘liq elastiklik,  $V$  – kamera ichidagi hajim,  $P$  – doimiy tashqi bosim.

O‘zgaruvchan elastiklik konsepsiyasiga asoslangan holda,  $E(t)$  funksiyasi-ning vaqt bo‘yicha o‘zgarishi quyidagi ko‘rinishda berilishi mumkin:

$$E(t) = E^d + \frac{E^s - E^d}{2} e(t), \quad 0 \leq e(t) \leq 1, \quad (2)$$

bu ko‘rinishda berilishi, ya’ni aktivatsiya funksiyasi  $e(t)$  yurakning butun faoliyat davri davomida qaytariluvchi (periodik) funksiyadir. Har bir kamera uchun u o‘zining sistola–diastola davomiyligiga qarab alohida beriladi. Yurakning har bir kamerasi (chap bo‘lmacha, o‘ng bo‘lmacha, chap qorincha, o‘ng qorincha) sistola va diastola davrlarida turlicha ishlaydi ya’ni sistola – kameraning qisqarish fazasi, diastola – bo‘shashish va to‘lish fazasi. Har bir yurak kamerasi uchun sistola va diastola davomiyligi boshqacha bo‘lgani sababli, modelda ularning elastiklik koeffitsienti yoki bosim funksiyasi alohida bo‘ladi. Ya’ni: chap qorinchaning sistolasi uzunroq bo‘lishi mumkin hamda o‘ng bo‘lmacha diastolasi boshqacha, chap bo‘lmachada elastiklik fazasi yumshoqroq, qisqaroq va hokazo. Shu sababli matematik modelda:  $E_{LV}(t)$ ,  $E_{LA}(t)$ ,  $E_{RV}(t)$ ,  $E_{RA}(t)$  kabi to‘rtta alohida vaqtga bog‘liq funksiyalar beriladi. Bitta umumiy funksiya bilan ifodalab bo‘lmaydi, chunki har kameraning mexanik vazifasi turlicha bo‘ladi.

Chap qorincha uchun aktivatsiya funksiyasi quyidagicha aniqlanadi:

$$e_{lv}(t) = \begin{cases} 1 - \cos\left(\frac{\pi t}{T_{s1}}\right), & 0 \leq t \leq T_{s1}, \\ 1 - \cos\left(\frac{\pi(T_{s2} - t)}{T_{s2} - T_{s1}}\right), & T_{s1} \leq t \leq T_{s2}, \\ 0, & T_{s2} \leq t \leq T, \end{cases} \quad (3)$$

Bu yerda  $T_{s1}$  – sistolaning boshlanish fazasi davomiyligi,  $T_{s2}$  – sistola yakuni,  $T$  – yurakning to‘liq sikli davomiyligi.

Chap bo'lmacha uchun aktivatsiya funksiyasi quyidagicha beriladi:

$$e_{la}(t) = \begin{cases} 0, & 0 \leq t \leq T_{pb}, \\ 1 - \cos\left(\frac{\pi(t - T_{pb})}{T_{pw}}\right), & T_{pb} \leq t \leq T_{pb} + T_{pw}, \\ 0, & T_{pb} + T_{pw} \leq t \leq T, \end{cases} \quad (4)$$

bu yerda  $T_{pb}$  – to'liqning boshlanishi,  $T_{pw}$  – to'liq davomiyligi.

Chap qorinchaning chiqarish fraksiyasi yurak qisqarishlar chastotasiga (YChQ) bog'liq ravishda o'zgaradi. Ushbu natijadan (3) va (4) aktivatsiya funksiyalarida  $T_{s1}$ ,  $T_{s2}$ ,  $T_{pb}$ ,  $T_{pw}$  kabi parametrlarni o'zgartirish orqali foydalanish mumkin.

Massani saqlanish qonuni yopiq tizimda moddalarning umumiy massasi o'zgarmaydi ya'ni har bir kamera uchun  $\frac{dV}{dt} = \Delta Q$  asosida quyidagicha yoziladi:

$$\frac{dV_{la}}{dt} = Q_{lpv} - Q_{mi}, \quad \frac{dV_{lv}}{dt} = Q_{mi} - Q_{ao}, \quad (5)$$

bu yerda:  $Q_{lpv}$  – chap bo'lmachaga o'pka venalaridan kiruvchi oqim,  $Q_{mi}$  – mitral klapan orqali bo'lmachadan qorincha tomonga oqim,  $Q_{ao}$  – chap qorincha orqali aortaga chiqadigan oqim 1-rasmda keltirilgan. Yurak kameralarini bir-biri bilan va kameralarni tashqi tomonga bog'lovchi klapanlardagi impuls yo'qotilishi klapan ochilish burchagi  $\theta_k$  ga bog'liq holda Pyuazeyl qonuni

$Q = \frac{\pi r^4 (P_1 - P_2)}{8\eta L}$  asosida aniqlanadi. Bu formuladagi  $Q$  – hajmiy oqim tezligi (ml/s yoki L/min),  $r$  – tomir radiusi,  $(P_1 - P_2)$  – bosimlar farqi,  $\eta$  – qovushqoqlik,  $L$  – tomir uzunligidir. Oqimning manfiy qiymati yo'nalishning teskari tomonga o'tganini bildiradi.

$$Q_{ao} = S_{ao}(\theta_{ao}) \frac{P_{lv} - P_{sas}}{R_{ao}}, \quad Q_{mi} = S_{mi}(\theta_{mi}) \frac{P_{la} - P_{lv}}{R_{mi}}, \quad Q_{lpv} = \frac{P_{lpv} - P_{la}}{R_{lpv}}, \quad (6)$$

Bunda  $S_{ao}(\theta_{ao})$  – aortal klapan ochilish maydoni,  $S_{mi}(\theta_{mi})$  – mitral klapan ochilish maydoni,  $R_{ao}$ ,  $R_{mi}$ ,  $R_{lpv}$  – mos ravishda aorta, mitral va o'pka venalari qarshiligi. Klapan ochilish burchagi uchun  $g(\theta)$  quyidagicha beriladi:

$$g(\theta) = \begin{cases} \theta^{\theta_{\min}}, & 0 \leq \theta \leq \theta_{\max}, \\ 0, & \theta < 0 \text{ yoki } \theta > \theta_1, \end{cases} \quad (7)$$

bu funksiya klapan ochilish maydonini silliq tarzda o'zgarishini ta'minlaydi. Ishda uni klapan zichligining funksiyasi deb qabul qilindi.

$$S(\theta) = S_{\max} g(\theta), \quad (8)$$

Bu yerda  $S_{\max}$  – klapaning maksimal ochilish maydoni.

Bu holda klapan funksiyasi  $g(\theta)$  oldindan berilgan vaqt oralig'ida o'z holatini o'zgartiradi va [3] dagi modelga ko'ra quyidagi ko'rinishga ega:

$$g(\theta) = \begin{cases} 0, & 0 \leq t < T_{open}, \\ 1, & T_{open} \leq t < T_{close}, \\ 0, & T_{close} \leq t < T, \end{cases} \quad (10)$$

U holda  $T_{open}^{ao} = 0.15 \text{ s}$ ,  $T_{close}^{ao} = 0.33 \text{ s}$ ,  $T_{open}^{mi} = 0.44 \text{ s}$ ,  $T_{close}^{mi} = 1 \text{ s}$ , tadqiq qilingan modelda ayrim fiziologik jarayonlarni hisobga olishning imkoni yo‘q. Masalan, sistola oxirida qorincha tomonga yoki aortaga qaytuvchi oqim (regurgitatsiya) hisobga olinmaydi. Shuningdek, modelni turli yurak qisqarishlar chastotasi (YChQ) sharoitiga moslashtirish ham murakkab.

Tadqiq qilinayotgan ishda klapaning holati o‘zgaradigan vaqt oralig‘i juda kichik emas, ya’ni klapan ochilishi va yopilishi qisqa vaqt ichida yuz bermaydi deb qaraldi. Shuning uchun klapan harakati ma’lum dinamik tenglamaga bo‘ysunadi va klapan funksiyasini silliq o‘tuvchi monoton funksiya sifatida ifodalandi.

$$g(\theta_k) = \begin{cases} 0, & 0 \leq \theta_k < \theta_k^{\min}, \\ \frac{1 - \cos\left(\frac{\pi(\theta_k - \theta_k^{\min})}{\theta_k^{\max} - \theta_k^{\min}}\right)}{2}, & \theta_k^{\min} \leq \theta_k < \theta_k^{\max}, \\ 0, & \theta_k > \theta_k^{\max}, \end{cases} \quad k \in \{ao, mi\} \quad (11)$$

Bunda  $\theta_k^{\min}$  – klapan ochilishi boshlanadigan burchak,  $\theta_k^{\max}$  – klapan to‘liq ochiladigan burchak. Aortal va mitral klapanlarning harakat tenglamalari aksion potensial tarqalishining ikkinchi Nyuton qonuni asosida aniqlanadi.

Taklif etilgan nuqtaviy model yurakdagi qon oqimi dinamikasini ifodalash uchun fizik prinsiplarga asoslanadi. Bu model yurakning normal faoliyati sharoitida ham, ayrim patologik holatlarda ham fiziologik jihatdan moslashtirilgan hisob-kitoblarni bajarish imkonini beradi. Mazkur yondashuvning asosiy afzalliklari quyidagilardan iborat: a) hisoblash resurslariga bo‘lgan talabning pastligi, b) parametrlar sonining nisbatan kamligi, c) ularning ko‘pchiligi katta kardiotsentrlarda amaliy jihatdan o‘lchab bo‘ladigan kattaliklar ekanligi.

Klapan funksiyasi  $g(\theta)$  yurak dinamikasiga sezilarli ta’sir ko‘rsatadi. Klapanlarning qisqa vaqt davomida ochilishi yoki yopilishi faraziga asoslangan model 11-formula soddalashtirilgan matematik madelni beradi. Shuni inobatga olgan holda, bu modelning parametrlari ya’ni, klapan ochilishi va yopilishining vaqt momentlari eksperimental ma’lumotlarga asoslangan holda aniqlanishi mumkin.

#### IV. NATIJALAR

Hozirgi vaqtda qo‘llaniladigan exokardiografiya usullari yordamida klapanlar holatining qisqa vaqt davomida o‘zgarishi haqidagi tadqiqotlar fiziologik kuzatuvlarga mos kelmaydi. Bu tadqiqotlar hisoblash jarayonida barqarorlikning yo‘qolishiga va natijada noto‘g‘ri fiziologik artefaktlarning paydo bo‘lishiga olib keladi. Aynan shuning uchun, holatning qisqa vaqt davomida o‘zgarishiga asoslanmagan model fiziologik ma’lumotlarga yanada yaqin natijalar beradi.

2-jadval. Model koeffitsientlari

Parametr	Qiymat	Parametr	Qiymat
$E_{lv}^{\max}$	2.0 mm.rt.st./ml	$\theta_{ao}^{\min}$	0°
$E_{lv}^{\min}$	0.5 mm.rt.st./ml	$\theta_{ao}^{\max}$	75°
$R_{lv}$	10–5.5 mm.rt.st./cm/ml	$\theta_{\min}^{\max}$	75°
$E_{la}^{\max}$	0.25 mm.rt.st./ml	$P_{lv}$	100 mm.rt.st.
$R_{la}$	10–5.5 mm.rt.st./cm/ml	$T_{s1}$	0.3 c
$T_{pv}$	0.8 c	$T_{s2}$	0.44 c
$K_{ao}^{\max}$	5.5·103 rad/c·mm.rt.st.	$T_{pb}$	0.5 c
$K_{ao}^{\min}$	5.5·103 rad/c·mm.rt.st.	$K_{ao}^f$	0.5 rad/(c·ml)
$K_{mi}^{\max}$	5.5·103 rad/c·mm.rt.st.	$K_{\min}^f$	0.5 rad/(c·ml)
$K_{mi}^{\min}$	5.5·103 rad/c·mm.rt.st.		

Tibbiy amaliyotda esa bu parametrlar bilvosita aniqlanishi kerak, ya'ni ular quyidagi o'lchanadigan kattaliklarning moslashuvi orqali baholanadi:

- kamera hajmining dinamikasi;
- yurakning chiqarish fraksiyasi va minut hajmi;
- bosimlar o'zgarishi va boshqa fiziologik ko'rsatkichlar.

Modelning ba'zi parametrlarini (inertsia koeffitsientlari, gidravlik qarshiliklar, elastiklikning o'zgaruvchan funksiyasi) o'lchash faqat maxsus klinik tadqiqotlar doirasida, oldindan ishlab chiqilgan metodikalar asosida amalga oshirilishi mumkin.

## V. XULOSA

Maqolada, inson yuragining chap qismida qon oqimini modellashga asoslangan matematik yondashuv taqdim etilgan. Maqola yurakning har bir kamerasi va klapanlarining dinamikasini hisobga olgan holda, qon oqimi va yurak urishlarini multifraktal tahlil yordamida modellash va klapanlar hamda kameralar orasidagi oqimning to'g'ri tasvirlanishi, shuningdek, ularning elastikligi va vaqtga bog'liq bo'lgan harakati yurak faoliyatining to'g'ri modelini yaratishda asosiy omillardan biri ekanligi ko'rsatildi.

Umuman olganda, bu maqola yurak urishlarini va qon oqimini murakkab va mukammal tarzda modellashga qaratilgan yondashuvni ishlab chiqishga oid ilmiy tadqiqotdir. Matematik model orqali yurakning normal va patologik holatlarini yaxshiroq tushunish imkoniyati yaratildi, bu esa tibbiyotda yangi diagnostika va davolash metodlarini ishlab chiqishda amaliy yordam beradi.

## VI. ADABIYOTLAR RO'YXATI

- Sh. Li, "Multifractal Detrended Fluctuation Analysis of Congestive Heart Failure Disease Based on Constructed Heartbeat Sequence," *IEEE Access*, vol. 8, pp. 205244–205249, 2020.

2. E. J. Kantelhardt, S. A. Zschiegner, E. Koscielny-Bunde, S. Havlin, A. Bunde, and H. E. Stanley, “Multifractal detrended fluctuation analysis of the German stock index,” *Physica A: Statistical Mechanics and its Applications*, vol. 316, no. 1–4, pp. 87–114, 2002.
3. P. Ch. Ivanov, L. A. N. Amaral, A. L. Goldberger, S. Havlin, M. G. Rosenblum, Z. Struzik, and H. E. Stanley, "Multifractality in human heartbeat dynamics," *Nature*, vol. 399, no. 6735, pp. 461–465, Jun. 1999.
4. J. Wang, X. Ning, and Y. Chen, "Multifractal analysis of electronic cardiogram taken from healthy and unhealthy adult subjects," *Physica A: Statistical Mechanics and its Applications*, vol. 323, pp. 561–568, 2003.
5. A. A. A. B. Bucelli *et al.*, "A mathematical model that integrates cardiac electrophysiology, mechanics, and fluid dynamics: Application to the human left heart," *Int. J. Numer. Methods Biomed. Eng.*, vol. 39, no. 3, p. e3678, 2023.
6. S. M. D. L. Al-Mekhlafi and Y. E. Alkhaled, "A Lumped Parameter Heart Model with Valve Dynamics," in *Proceedings of the 2019 International Conference on Electrical and Computing Technologies and Applications (ICECTA)*, Ras Al Khaimah, United Arab Emirates, pp. 1-4, 2019.