KARDIOTOKOGRAFIK SIGNALLARGA SIGNAL SIFATIGA MOSLASHUVCHAN DASTLABKI ISHLOV BERISH ALGORITMI VA DASTURIY MODULI

Samandarov Batirbek Satimovich[1], Tajibayev Shuxrat Xudaybergenovich[2], Safoboyev Navro'zbek Murodjon o'g'li[3]

[1]Toshkent Kimyo xalqaro universiteti, Axborot texnologiyalari kafedrasi professori.
[2]Ma'mun universiteti, Aniq fanlar kafedrasi dotsenti.
[3]Urganch RANCH texnologiya universiteti qoshidagi Ranch School Axborot texnologiyalari bo'limi boshligi.
E-mail: batirbeksamandarov@gmail.com, tajibaevsx@gmail.com, safabayevnavruz@gmail.com

KEYWORDS

kardiotokografiya, signal sifati, dastlabki ishlov berish, artefakt aniqlash, Hampel identifikatori, interpolyatsiya, dasturiy modul

ABSTRACT

Kardiotokografiya signallarida yo'qolgan qiymatlar va artefaktlar dastlabki ishlov berish natijasiga bevosita ta'sir qiladi, qat'iy chegaralar esa signalning mahalliy xususiyatlarini hisobga olmaydi. Maqolada signal sifati vektori, mahalliy mediana va MAD ga asoslangan moslashuvchan artefakt aniqlash hamda bo'shliq uzunligi va kontekst sifatiga qarab tiklash strategiyasini tanlashdan iborat algoritm taklif etildi, uning dasturiy moduli arxitekturasi loyihalandi va Python prototipi amalga oshirildi. CTU-UHB to'plamidagi etalon segmentlarga asoslangan sintetik protokolda 157 ta sinov yozuvidagi 520 ta sinov nusxasida 10 % yo'qotishda artefakt aniqlashning F-o'lchovi 0,75 dan 0,96 ga oshdi. Bir xil bo'shliq namunalarida tiklash xatosi 1,94 dan 1,77 bpm ga, barcha buzilgan namunalar bo'yicha xato esa 4,55 dan 2,19 bpm ga kamaydi. Bir namunaga sarflangan hisoblash vaqti diskretlash intervalidan bir necha tartib kichik bo'ldi.

1. Kirish

Zamonaviy perinatal monitoring tizimlarida fiziologik signallar uzluksiz qayd etiladi va dasturiy ta'minot yordamida real vaqt rejimida qayta ishlanadi. Bunday tizimlarning dasturiy ta'minoti odatda signalni qabul qilish, dastlabki ishlov berish, belgilarni ajratish va natijalarni tasvirlash modullaridan iborat ketma-ket zanjir ko'rinishida quriladi. Ushbu zanjirda dastlabki ishlov berish moduli keyingi barcha modullar uchun kirish ma'lumotini shakllantiradi, shuning uchun uning algoritmik asoslari butun tizimning ishonchliligini belgilaydi. Real vaqtda ishlaydigan tizimlarda algoritmga aniqlikdan tashqari yana uchta talab qo'yiladi. Birinchi talab hisoblash harajatining pastligi, ikkinchisi chiqish kechikishining oldindan chegaralanganligi, uchinchisi esa har bir qarorning izohlanuvchanligidir. Shu nuqtai nazardan kardiotokografik signallar bilan ishlovchi dasturiy ta'minot uchun dastlabki ishlov berish algoritmlarini ishlab chiqish dolzarb masala hisoblanadi

Kardiotokografiya (KTG) tizimlarida homila yurak urishi chastotasi (FHR) odatda 4 Hz chastotada diskretlangan vaqt qatori sifatida uzatiladi. Tashqi Doppler datchigi bilan qayd etilgan yozuvlarda signal yo'qolishi tug'ruqning birinchi davrida 5–8 %, ikkinchi davrida 9–20 % atrofida bo'lishi qayd etilgan [1]. Yo'qolgan qiymatlardan tashqari signalda datchik siljishi, ona yurak urishini qayd etish va Doppler detektsiyasi xatolari tufayli chastotaning ikki baravar oshishi yoki yarmiga tushishi kabi artefaktlar uchraydi [2].

Bunday signallarga dastlabki ishlov berish (preprocessing) keyingi barcha hisob-kitoblarning ishonchliligini belgilaydi. Biroq amaliyotda yo'qolgan namuna va artefakt tushunchalarining ta'riflari hamda ularni bartaraf etish qoidalari standartlashmagan [2,3]. Bugungi kunda sohaga oid keng tarqalgan yondashuvda qo'shni namunalar farqi uchun qat'iy 25 bpm chegarasi va

(cc) BY

barqaror segment mezoni qo‘llaniladi, bo‘shliqlar esa interpolyatsiya yordamida to‘ldiriladi [4]. Bunday qoidalar signalning mahalliy sifatidan qat’i nazar bir xil ishlaydi. Natijada barqaror ko‘rinishga ega bo‘lgan artefakt, masalan bir necha soniya davom etgan chastota yarimlanishi, yangi barqaror segment sifatida qabul qilinishi mumkin.

Chuqur o‘qitishga asoslangan rekonstruksiya usullari murakkab artefaktlarni modellashtirish imkonini beradi [5,6], ammo katta hajmdagi o‘qitish ma’lumotini va sezilarli hisoblash resursini talab qiladi, natijani izohlash esa qiyin bo‘ladi [7]. Boshqa fiziologik signallarda signal sifati indekslari yordamida ishlov berishni boshqarish yondashuvi rivojlangan [8,9]. FHR signallariga dastlabki ishlov berishda esa signal sifatini formal ko‘rsatkichlar bilan ifodalash va unga qarab aniqlash chegarasi hamda tiklash strategiyasini tanlash masalalari birgalikda kam o‘rganilgan.

Shulardan kelib chiqib, ushbu tadqiqotning maqsadi FHR signallari uchun signal sifatini hisobga oluvchi, hisoblash jihatidan yengil va izohlanuvchan dastlabki ishlov berish algoritmini ishlab chiqish va uni eksperimental baholashdan iborat. Tadqiqotning asosiy hissalari to‘rtta. Birinchidan, FHR signalidagi turli buzilishlarni tavsiflovchi besh komponentali sifat vektori taklif etildi va uning yo‘qotish komponentasi tiklash qarorlarini boshqarishda ishlatildi. Ikkinchidan, mahalliy mediana va MAD asosida signalning mahalliy o‘zgaruvchanligiga moslashuvchi artefakt aniqlash qoidasi ishlab chiqildi. Uchinchidan, bo‘shliq uzunligi va kontekst sifatiga asoslangan tiklash qoidalari bazasi shakllantirildi. To‘rtinchidan, algoritmning hisoblash murakkabligi, kechikishi va tarkibiy qismlarining hissasi CTU-UHB ma’lumotlarida eksperimental baholandi.

Tadqiqotda klinik tashxis yoki tug‘ruq natijasini bashorat qilish masalasi ko‘rib chiqilmaydi. Asosiy urg‘u signalga raqamli ishlov berish algoritmi, uning hisoblash harajati va dasturiy ta’minotini qurishga qaratiladi.

2. Adabiyotlar tahlili

Adabiyotlar tahlili uch yo‘nalishda olib borildi. Birinchi yo‘nalish vaqt qatorlarida chetga chiquvchi qiymatlarni robast statistik usullar yordamida aniqlashga, ikkinchi yo‘nalish boshqa fiziologik signallarda signal sifatini baholash ko‘rsatkichlariga, uchinchi yo‘nalish esa FHR signallaridagi bo‘shliqlar va artefaktlarni tiklash usullariga bag‘ishlangan.

Robast artefakt aniqlash. Chetga chiquvchi qiymatlarni aniqlashda o‘rtacha qiymat va standart chetlanish kabi klassik baholar artefaktlarning o‘zi ta’sirida buziladi. Robast statistikada bu muammoni hal etish uchun ta’sir funksiyasi tushunchasi va yuqori buzilish nuqtasiga ega baholar asoslab berilgan [10]. Rousseeuw va Hubert robast statistik usullarning anomaliyalarni aniqlashda qo‘llanilishini tizimlashtirgan [11]. Mediana va medianadan absolyut chetlanish (MAD) eng oddiy robast joylashuv va masshtab baholari bo‘lib, normal taqsimot uchun MADni standart chetlanishga keltirish koeffitsienti 1,4826 ga teng. Shuningdek, MADga muqobil va statistik samaradorligi yuqoriroq masshtab baholari ham taklif etilgan [12]. Vaqt qatorlarida chetga chiquvchi qiymatlarni aniqlash usullarining tuzilmaviy sharhi va tasnifi Blázquez-García va hammualliflar ishida keltirilgan [13]. Sirpanuvchi oynada mediana va MAD ga asoslangan Hampel filtri impulsli shovqinni bartaraf etishning keng tarqalgan usuli hisoblanadi [10,14]. Pearson va hammualliflarning tadqiqotida Hampel filtrining umumlashgan variantlari hamda oyna kengligi va chegara koeffitsientining filtr xususiyatlariga ta’siri o‘rganilgan [14]. Hampel filtri EKG signalidagi harakat artefaktlarini kamaytirishda ham samarali qo‘llanilgan [15]. Sirpanuvchi medianani tartiblangan tuzilma yordamida $O(n\log w)$ vaqtda hisoblash mumkinligi ko‘rsatilgan [16]. Yaqinda Hampel filtrini tezlashtirish uchun MAD o‘rniga hisoblash jihatidan samaraliroq baho taklif etilib, murakkablik $O(Nw\log w)$ dan $O(Nw)$ gacha kamaytirilgan [17].

Signal sifati ko‘rsatkichlari. Li va hammualliflar EKG va arterial bosim signallaridan yurak urishi chastotasini baholashda signal sifati indekslarini Kalman filtrining yangilanish bosqichida har bir manbaning ishonchliligini hisobga olish uchun ishlatgan [8]. Orphanidou va hammualliflar EKG va fotopletizmogramma uchun signal sifati indekslarini ma’lumotning yaroqliligini aniqlash hamda energiya tejash

(cc) BY

rejimini boshqarish uchun qo‘llagan [9]. Bu ishlar signal sifatini alohida hisoblanadigan ko‘rsatkich sifatida ajratish va unga qarab ishlov berishni boshqarish samarali ekanini ko‘rsatadi.

FHR signallarida tiklash usullari.

Sharhlar tahlili shuni ko‘rsatadiki, FHR bo‘shliqlarini to‘ldirishda chiziqli va kubik Ermit interpolyatsiyasi eng ko‘p qo‘llaniladi [2]. Monotonlikni saqlovchi bo‘lakli kubik Ermit interpolyatsiyasi (PCHIP) tugunlar orasida chegaradan ortiq tebranish hosil qilmaydi [18]. Gauss jarayonlari esa bo‘shliqni ehtimollik taqsimoti ko‘rinishida tiklaydi [19]. Chiziqli interpolyatsiya, Gauss jarayonlari va avtoregressiv model taqqoslanganda avtoregressiv model sun’iy bo‘shliqlarni tiklashda ishonchliroq ekani ko‘rsatilgan [20]. Uzun bo‘shliqlar uchun siljishga invariant lug‘at asosidagi siyrak tasvirlash taklif etilgan [21]. Chuqur o‘qitish modellari bir necha artefakt turini aniqlash va tiklashga yo‘naltirilgan [5,6].

Shunday qilib, robast aniqlash usullari va signal sifati indekslari boshqa fiziologik signallar uchun yetarlicha ishlab chiqilgan bo‘lsa-da, FHR signallariga oid ishlarda asosiy e’tibor alohida olingan tiklash usulining aniqligiga qaratilgan. Klassik qoidaga asoslangan yondashuvlarda artefakt aniqlash chegarasi signalning mahalliy sifatiga bog‘lanmagan [4], tiklash usuli esa ko‘pincha bo‘shliq uzunligidan qat’i nazar bir xil qo‘llaniladi [2]. Bundan tashqari, algoritmlarning hisoblash murakkabligi va oqimli rejimdagi kechikishi tiklash aniqligi bilan birgalikda kam hollarda baholangan. Ushbu tadqiqot aynan shu bo‘shliqni to‘ldirishga, ya’ni signal sifatini baholash, moslashuvchan artefakt aniqlash va tiklash strategiyasini tanlashni kechikishi chegaralangan yagona yengil algoritmda birlashtirishga qaratilgan.

3. Taklif etilgan algoritm

Ushbu bo‘limda taklif etilgan algoritmning tarkibiy qismlari bayon etiladi. Avval signal sifati vektori va sifat darajasi aniqlanadi, so‘ngra moslashuvchan artefakt aniqlash qoidasi hamda bo‘shliq uzunligiga qarab tiklash strategiyasini tanlash qoidalari keltiriladi. Bo‘lim oxirida algoritmning psevdokodi berilib, uning hisoblash murakkabligi va kechikishi baholanadi.

3.1. Signal sifati vektori

FHR signali $x[k]$, $k = 1, \dots, N$, $f_s = 4$ Hz chastotada diskretlangan. Yo‘qolganlik niqobi quyidagi formula bilan aniqlanadi:

$$m_k = \begin{cases} 1, \; x[k] = 0 \; yoki \; x[k] = NaN \\ 0, \; aks \; holda \end{cases} \quad (1)$$

k-namuna uchun sirpanuvchi oyna uzunligi $W_k = \min(W, k)$ ko‘rinishida aniqlanadi, bu yerda $W = 60 \text{ s} \cdot f_s = 240$. Shu tariqa yozuv boshida faqat mavjud namunalar hisobga olinadi. Signal sifati vektori quyidagicha aniqlanadi:

$$\boldsymbol{Q}_k = \left(q_{loss,k}, \ell_{cur,k}, \rho_{jump,k}, q_{out,k}, d_k\right) \quad (2)$$

Vektorning yo‘qolgan qiymatlar ulushi, bir daqiqaga to‘g‘ri keladigan sakrashlar zichligi va diapazondan tashqari qiymatlar ulushi komponentalari quyidagi formulalar bilan hisoblanadi:

$$q_{loss,k} = \frac{1}{W_k} \sum_{i=k-W_k+1}^{k} m_i \quad (3)$$

$$\rho_{jump,k} = \frac{60 f_s}{W_k} \sum_{i=2,k-W_k+1}^{k} (1 - m_i)(1 - m_{i-1}) \mathbb{1}[|x[i] - x[i-1]| > \delta_0] \quad (4)$$

$$q_{out,k} = \frac{\sum_{i=k-W_k+1}^{k} (1 - m_i) \mathbb{1}[x[i] < x_{min} \vee x[i] > x_{max}]}{\sum_{i=k-W_k+1}^{k} (1 - m_i)} \quad (5)$$

Bu yerda $\ell_{\text{cur,k}}$ – k-namunada davom etayotgan bo‘shliqning sekundlarda ifodalangan uzunligi, $\delta_0 = 25$ bpm, fiziologik diapazon chegaralari esa $x_{\min} = 50$ bpm va $x_{\max} = 200$ bpm. Signal dinamikasini tavsiflovchi d_k komponenta 1 s davomidagi o‘rtacha qiymatlarning ketma-ket farqlari bo‘yicha hisoblanadi. Agar $\bar{x}_j$ – j-sekunddagi mavjud namunalar o‘rtachasi bo‘lsa, d_k oxirgi 60 s dagi $|\bar{x}_j - \bar{x}_{j-1}|$ qiymatlarining o‘rtachasiga teng bo‘ladi. Qo‘shni namunalar farqlari bo‘yicha hisoblangan MAD bu maqsad uchun yaroqsiz ekanligi aniqlandi. CTU-UHB to‘plamida 4 Hz chastotadagi FHR qiymatlari zinapoyasimon o‘zgarganligi sababli bunday baho yozuvlarning aksariyatida nolga teng bo‘ladi. Vektor

(cc) BY

komponentalari turli buzilish turlarini aks ettiradi va bir-birini to‘liq takrorlamaydi.

Yo‘qolgan qiymatlar ulushi bo‘yicha yo‘qotishga asoslangan sifat darajasi quyidagicha aniqlanadi:

$$L_k = \begin{cases} yuqori, & q_{loss,k} \le \theta_1 \\ o'rta, & \theta_1 < q_{loss,k} \le \theta_2, \quad \theta_1 = 0{,}05, \theta_2 = 0{,}30 \\ past, & q_{loss,k} > \theta_2 \end{cases} \quad (6)$$

θ_1 va θ_2 ishchi chegaralar bo‘lib, konfiguratsiya orqali o‘zgartiriladi.

3.2. Moslashuvchan artefakt aniqlash

Har bir namuna uchun *2h + 1* uzunlikdagi markaziy oynaning mavjud qiymatlari bo‘yicha mahalliy mediana va robast masshtab hisoblanadi. Yozuv chekkalarida oyna qisqaradi va faqat mavjud namunalar ishlatiladi.

$$\tilde{x}_k = med\{x[i]: |i-k| \le h, m_i = 0\},$$
$$s_k = 1{,}4826 \cdot med\left\{ \begin{matrix} |x[i] - \tilde{x}_k|: \\ |i-k| \le h, m_i = 0 \end{matrix} \right\} \quad (7)$$

Namuna mahalliy medianadan moslashuvchan chegaradan ko‘proq chetlashsa yoki fiziologik diapazondan chiqsa, u artefakt deb belgilanadi.

$$a_k = \mathbb{1}[|x[k] - \tilde{x}_k| > max(\delta_{min}, c \cdot s_k)] \vee \mathbb{1}\left[x[k] \notin [x_{min}; x_{max}]\right] \quad (8)$$

Bu yerda $\delta_{\min} = 10$ bpm chegaraning pastki qiymati bo‘lib, u signal deyarli o‘zgarmas bo‘lgan oynalarda ($s_k \approx 0$) haddan ortiq belgilashning oldini oladi. c esa chegara koeffitsientini bildiradi. Qat’iy 25 bpm chegaradan farqli ravishda, (8) dagi chegara signalning mahalliy o‘zgaruvchanligiga moslashadi. Natijada chegara barqaror oynada kichikroq, o‘zgaruvchan oynada esa kattaroq qiymat qabul qiladi. Oynadagi namunalarning yarmidan kamrog‘i buzilgan bo‘lsa, mediana sezilarli darajada siljimaydi. Shu sababli uzunligi h dan qisqa bo‘lgan barqaror artefakt seriyalarini aniqlash imkoniyati saqlanadi, biroq aniqlash natijasi artefakt amplitudasi, s_k, c va $\delta_{\min}$ qiymatlariga ham bog‘liq. h va c parametrlari o‘qitish to‘plamida tanlanadi.

3.3. Tiklash strategiyasini tanlash

Artefakt deb belgilangan va yo‘qolgan namunalar birlashtirilib, $\tilde{m}_k = m_k \vee a_k$ niqobi hosil qilinadi. $\tilde{m}_k = 1$ bo‘lgan maksimal uzluksiz ketma-ketliklar bo‘shliqlar $G_j = \{u_j, \dots, v_j\}$ ni tashkil etadi, bu yerda u_j va v_j – j-bo‘shliqning birinchi va oxirgi namunalari indekslari. Har bir bo‘shliqning sekundlarda ifodalangan uzunligi $\ell_j = (v_j - u_j + 1)/f_s$ formula bilan aniqlanadi.

Har bir bo‘shliq uchun uning kontekst sifati aniqlanadi. Kontekst sifati L_j bo‘shliqdan oldingi $[u_j - W, u_j)$ oynada $\tilde{m}$ niqobi bo‘yicha (6) formula bilan hisoblanadi. Bo‘shliqning o‘zi bu oynaga kirmaydi, shuning uchun L_j bo‘shliqni o‘rab turgan signalning ishonchliligini ifodalaydi. Tiklash strategiyasi bo‘shliq uzunligi va kontekst sifatiga qarab quyidagi qoidalar bazasi bo‘yicha tanlanadi:

$$S(\ell_j) = \begin{cases} chiziqli\ interpolyatsiya, \\ yuqori\ ishonch, \ell_j \le 15\ s, L_j \ne past, \\ chiziqli\ interpolyatsiya, \\ past\ ishonch, \ell_j \le 15\ s, L_j = past, \\ chiziqli\ interpolyatsiya, \\ past\ ishonch, 15 < \ell_j \le 60\ s, L_j \ne past \\ tiklanmaydi, \\ segment\ belgilanadi, \\ 15 < \ell_j \le 60\ s, L_j = past \\ tiklanmaydi, \\ segment\ belgilanadi, \ell_j > 60\ s. \end{cases} \quad (9)$$

Chiziqli interpolyatsiya bo‘shliqdan oldingi oxirgi haqiqiy namuna $x[u_j - 1]$ va bo‘shliqdan keyingi birinchi haqiqiy namuna $x[v_j + 1]$ orasida bajariladi. Yozuv boshida yoki oxirida joylashgan bo‘shliqlar tiklanmaydi, ya’ni ekstrapolyatsiya ishlatilmaydi. Chiqishda tiklangan signal $\hat{x}[k]$ bilan birga har bir namuna uchun ishonch belgisi va $\mathbf{Q}_k$ uzatiladi.

Qoidalar bazasidagi chegaralar quyidagicha asoslanadi: 15 s chegarasi oqimli rejimdagi kechikishni cheklash talabidan kelib chiqadi va amaliyotga yaqin, masalan, 20 s dan uzun bo‘shliqlarni tiklamaslik qoidasi qo‘llanilgan [18]. 60 s chegarasi 6-bo‘limda keltirilgan xato egri chizig‘iga asoslanadi. Unga ko‘ra, 60 s dan uzun bo‘shliqlarda tiklash xatosi ko‘pchilik holatlarda eng yuqori qiymatlarga yetadi. Tiklash usuli sifatida chiziqli interpolyatsiya tanlandi, chunki

(cc) BY

ablatsiya tajribasida PCHIP undan ustunlik ko‘rsatmadi (6-bo‘lim).

3.4. Algoritm psevdokodi va diagrammasi

Taklif etilgan algoritmning to‘liq ketma-ketligi 1-algoritmda psevdokod ko‘rinishida keltirildi. Psevdokodning 1–2-qatorlari yo‘qolganlik niqobi va sifat vektorini hisoblashni, 3–6-qatorlari moslashuvchan artefakt aniqlashni, 7–15-qatorlari esa bo‘shliqlarni shakllantirish va tiklash strategiyasini qo‘llashni ifodalaydi.

1-algoritm. Signal sifatiga moslashuvchan dastlabki ishlov berish

Kirish: x[1..N], f_s; parametrlar W, h, c, δ_min, x_min, x_max, θ1, θ2
Chiqish: x̂[1..N], ishonch[1..N], Q[1..N]
1: for k ← 1..N do m_k ← (x[k] = 0 yoki NaN)
2: for k ← 1..N do Q_k ← (3)–(5) va d_k bo‘yicha, W_k = min(W, k)
3: for k ← 1..N do
4: V ← { x[i] : |i−k| ≤ h, m_i = 0 }
5: med_k ← med(V); s_k ← 1,4826 · med(|V − med_k|)
6: a_k ← |x[k] − med_k| > max(δ_min, c·s_k) yoki x[k] ∉ [x_min; x_max]
7: m̃ ← m ∨ a; x̂ ← x; x̂[m̃ = 1] ← NaN; ishonch ← "yuqori"
8: for har bir bo‘shliq G_j = [u_j, v_j] ⊂ { k : m̃_k = 1 } do
9: ℓ_j ← (v_j − u_j + 1) / f_s
10: if G_j yozuv chekkasida then ishonch[G_j] ← "tiklanmagan"; continue
11: L_j ← (6) bo‘yicha, [u_j − W, u_j) oynada m̃ niqobi asosida
12: if ℓ_j > 60 s yoki (ℓ_j > 15 s va L_j = "past") then
13: ishonch[G_j] ← "tiklanmagan"; continue
14: x̂[G_j] ← chiziqli interpolyatsiya (x[u_j − 1], x[v_j + 1])
15: if ℓ_j > 15 s yoki L_j = "past" then ishonch[G_j] ← "past"
16: return x̂, ishonch, Q

3.5. Hisoblash murakkabligi va kechikish

Sifat vektorining (3)–(5) komponentalari va d_k oynadagi yig‘indilarni ketma-ket yangilash orqali har bir namunaga $O(1)$ vaqtda hisoblanadi. Mahalliy mediana va MADni saralash orqali hisoblash $O(nh \log h)$ vaqtni, tartiblangan sirpanuvchi tuzilma bilan esa $O(n \log h)$ vaqtni talab qiladi [16]. Bu bosqich uchun zarur xotira hajmi $O(h)$ ga teng. Kontekst sifati L_j yig‘indilar massivi yordamida har bir bo‘shliq uchun $O(1)$ vaqtda aniqlanadi, chiziqli interpolyatsiya esa bo‘shliq uzunligiga proporsional vaqt talab qiladi. Shunday qilib, algoritmning umumiy murakkabligi $O(nlogh)$ ga keltirilishi mumkin, xotira talabi esa $O(W + h + \ell_{max} f_s)$ bo‘ladi.

Oqimli rejimda chiqish kechikishi quyidagi formula bilan chegaralanadi.

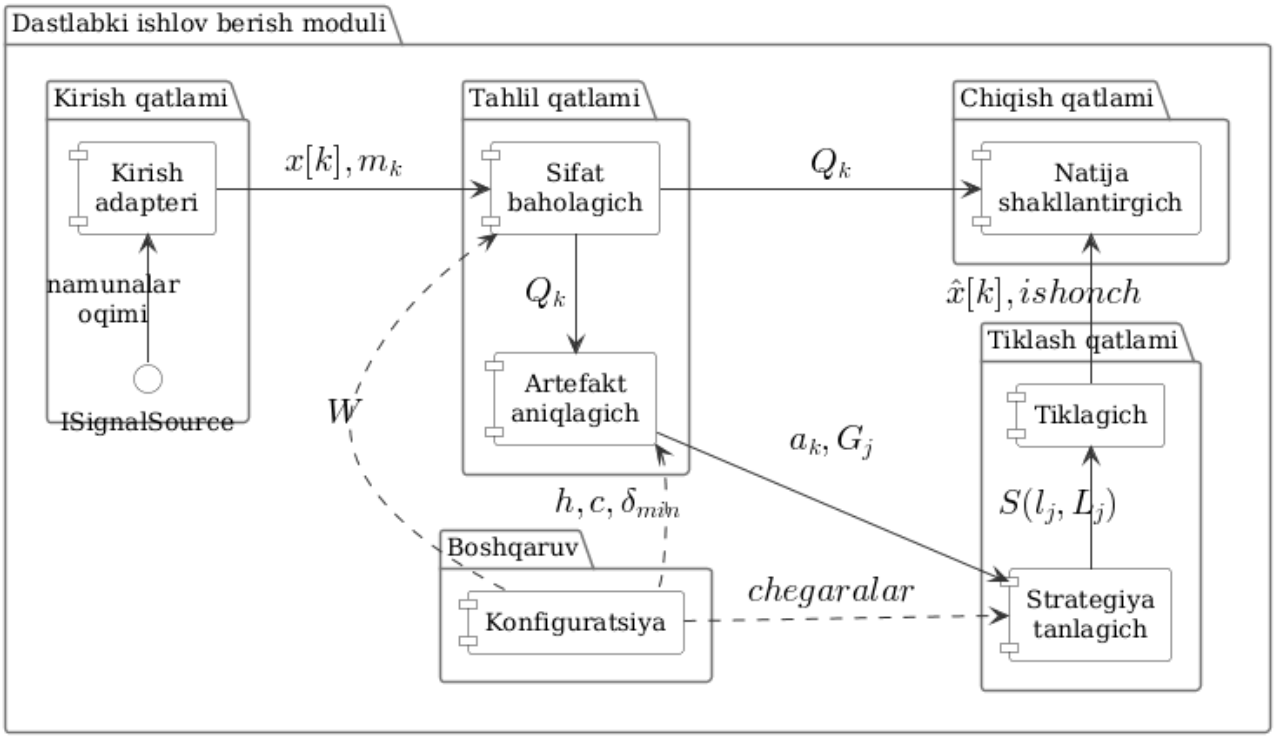
$$D = \frac{h}{f_s} + \ell_{max} + \frac{1}{f_s} \qquad (10)$$

Bu yerda ℓ_{max} – oqimli rejimda tiklanadigan eng uzun bo‘shliq. Chiziqli interpolyatsiya uchun bo‘shliqdan keyingi bitta haqiqiy namuna yetarli bo‘lgani sababli oxirgi qo‘shiluvchi $1/f_s$ ga teng. $h = 20$ va $\ell_{max} = 15$ s bo‘lganda $D = 5 + 15 + 0{,}25 = 20{,}25$ s. Oflayn rejimda $\ell_{max} = 60$ s qo‘llaniladi. Ushbu maqoladagi tajribalar oflayn rejimda bajarilgan va (10) formula nazariy baho hisoblanadi. Inkremental oqimli amalga oshirish tadqiqotning keyingi bosqichida ishlab chiqiladi.

4. Dasturiy modul

Algoritm alohida vazifalarga ega komponentlardan iborat dasturiy modul sifatida loyihalandi (1-rasm, 1-jadval). Komponentlar to‘rt qatlamga guruhlangan. Kirish qatlamidagi adapter abstrakt interfeys (ISignalSource) orqali namunalar oqimini qabul qiladi va aniq monitor protokoliga bog‘lanmaydi. Bu esa modulni turli kardiotokograflar va fayl formatlari bilan ishlatish imkonini beradi. Tahlil qatlami sifat vektori va artefakt belgilarini hisoblaydi, tiklash qatlami strategiyani tanlaydi va tiklashni bajaradi. Chiqish qatlami esa tiklangan signal, ishonch belgilari va sifat vektorini yagona yozuv ko‘rinishida shakllantiradi. Barcha parametrlar yagona konfiguratsiya obyektida saqlanadi.

(cc) BY



1-rasm. Dastlabki ishlov berish modulining komponentlar diagrammasi

1-jadval.

Dasturiy modul komponentlari

Komponent	**Kirish**	**Chiqish**	**Murakkablik (namunaga)**	**Konfiguratsiya parametrlari**
Kirish adapteri	ISignalSource oqimi	x[k], m_k	$O(1)$	f_s, kanal nomi
Sifat baholagich	x[k], m_k	$\mathbf{Q}_k$, L_k	$O(1)$	W, θ_1, θ_2, δ_0
Artefakt aniqlagich	x[k], m_k	a_k, s_k	$O(\log h)$	h, c, δ_{min}, x_{min}, x_{max}
Strategiya tanlagich	G_j, ℓ_j, L_j	$S(\ell_j, L_j)$	$O(1)$ bo‘shliqqa	15 s va 60 s chegaralari
Tiklagich	x, G_j, $S(\ell_j, L_j)$	$\hat{x}$, ishonch belgisi	$O(1)$ amortizatsiyalangan	–
Natija shakllantirgich	$\hat{x}$, belgilar, $\mathbf{Q}_k$	Chiqish yozuvi	$O(1)$	Chiqish formati

Modulning dasturiy interfeysi ikki asosiy usuldan iborat. Birinchi usul konfiguratsiya obyektini qabul qilib, modulni ishga tayyorlaydi. Ikkinchi usul signal massivini qabul qilib, tiklangan signal, har bir namuna uchun ishonch belgisi (yuqori, past yoki tiklanmagan) va sifat vektoridan iborat natijani qaytaradi. Tajriba versiyasi Python tilida NumPy va SciPy kutubxonalari asosida amalga oshirildi [24]. Tajribani qayta bajarish uchun barcha parametrlar skriptning yagona konfiguratsiya blokida berilgan, tasodifiy sonlar generatori qayd etilgan va har bir tajriba nusxasi natijalari CSV fayllarda saqlanadi.

5. Tajriba metodologiyasi

Tajriba PhysioNet platformasidagi ochiq CTU-UHB ma’lumotlar to‘plamida o‘tkazildi [22,23]. Ma’lumotlar to‘plami 552 ta tug‘ruq ichidagi yozuvdan iborat bo‘lib, har bir yozuvdagi FHR kanali $f_s = 4$ Hz chastotada diskretlangan.

(cc) BY

Ma’lumotlar to‘plamidagi klinik natija ko‘rsatkichlaridan foydalanilmadi.

Etalon segmentlar va sintetik protokol. Algoritmlarni baholash uchun haqiqiy qiymatlari ma’lum bo‘lgan etalon signal zarur. Shu maqsadda har bir yozuvdan davomiyligi 10 daqiqa bo‘lgan va uchta shartni qanoatlantiruvchi segmentlar tanlandi. Bu segmentlarda yo‘qolgan qiymatlar mavjud emas, qo‘shni namunalar farqi 25 bpm dan oshmaydi va barcha qiymatlar [50; 200] bpm oralig‘ida joylashgan. Bitta yozuvdan ko‘pi bilan ikkita segment olindi va natijada 334 ta yozuvdan 549 ta segment shakllantirildi. Qolgan 218 ta yozuvda bunday segment topilmadi, ya’ni sifati eng past yozuvlar etalon to‘plamga kirmadi.

Barcha 552 ta yozuv tasodifiy ravishda teng ikki guruhga ajratildi. Birinchi guruh yozuvlaridan olingan 289 ta segment (177 ta yozuv) parametrlarni tanlash uchun (o‘qitish to‘plami), ikkinchi guruhdan olingan 260 ta segment (157 ta yozuv) esa baholash uchun (sinov to‘plami) ishlatildi. Bitta yozuvdan olingan segmentlar faqat bitta guruhga kiradi, bu esa parametr tanlash va baholash natijalarining o‘zaro mustaqilligini ta’minlaydi.

Har bir etalon segmentga ikki turdagi sun’iy buzilish kiritildi. Birinchi tur sun’iy bo‘shliqlardan iborat bo‘lib, ularning uzunliklari faqat o‘qitish guruhidagi yozuvlardan ajratilgan 18 448 ta haqiqiy FHR bo‘shlig‘i uzunliklarining empirik taqsimotidan tasodifiy tanlandi. Bunda 150 s dan uzun bo‘shliqlar hisobga olinmadi, yo‘qotish ulushi esa $r \in \{5,10,20\}$ % qiymatlarni qabul qildi. Ikkinchi tur Doppler detektsiyasi xatolarini modellashtiruvchi sun’iy artefaktlardan iborat. Har bir namunada artefakt boshlanish ehtimoli 0,4 % ga, uning davomiyligi esa 1–8 namunaga (0,25–2 s) teng qilib olindi. Artefaktlarning uch turi ko‘rib chiqildi, ular chastotaning ikki baravar oshishi, yarmiga tushishi va ±15–60 bpm additiv siljishdan iborat. Sinov to‘plamidagi har bir segment uchun buzilishlar ikki marta mustaqil ravishda hosil qilindi va barcha usullar aynan bir xil buzilgan nusxalarda baholandi. Ta’kidlash joizki, olingan natijalar sintetik protokolga tegishli bo‘lib, real klinik signaldagi aniqlikni to‘g‘ridan-to‘g‘ri ifodalamaydi.

Taqqoslanadigan usullar. Taklif etilgan algoritm (A) ikkita qat’iy usul bilan taqqoslandi. Birinchi usul (F1) adabiyotda keng qo‘llaniladigan qoidaga asoslanadi [14]. Unda qo‘shni namuna bilan farq 25 bpm dan oshganda joriy namuna artefakt deb belgilanadi va undan keyingi namunalar ham barqaror segment topilguncha belgilanadi. Barqaror segment deb o‘zaro farqi 10 bpm dan kichik bo‘lgan beshta ketma-ket namuna tushuniladi. F1 da manbadagi qoidadan farqli ravishda [50; 200] bpm oralig‘idan tashqaridagi qiymatlar ham artefakt deb belgilanadi va barcha bo‘shliqlar chiziqli interpolyatsiya bilan to‘ldiriladi. Ikkinchi usul (F2) F1 bilan bir xil aniqlash qoidasidan foydalanadi, ammo 20 s dan qisqa bo‘shliqlarni PCHIP yordamida to‘ldiradi va uzunroq bo‘shliqlarni to‘ldirmaydi.

Algoritm tarkibiy qismlarining hissasini aniqlash uchun beshta ablatsiya varianti ham baholandi. A_PCHIP variantida chiziqli interpolyatsiya o‘rniga PCHIP ishlatiladi. A_PCHIP_noQ variantida bundan tashqari kontekst sifati hisobga olinmaydi. A_hammasi variantida barcha bo‘shliqlar, jumladan 60 s dan uzunlari ham, chiziqli interpolyatsiya bilan to‘ldiriladi. A_qat’iy variantida moslashuvchan aniqlash o‘rniga F1 ning aniqlash qoidasi ishlatiladi. A_PCHIP_diapazonsiz variantida esa fiziologik diapazon qoidasi olib tashlanadi.

Baholash mezonlari. Artefakt aniqlash sifati to‘g‘ri belgilangan (TP), noto‘g‘ri belgilangan (FP) va o‘tkazib yuborilgan (FN) artefakt namunalari soni asosida aniqlik (precision, P), to‘liqlik (recall, R) va F-o‘lchov (F) ko‘rsatkichlari bilan baholandi:

$$P = \frac{TP}{TP + FP}, R = \frac{TP}{TP + FN}, F = \frac{2PR}{P + R} \quad (11)$$

Tiklash sifati bir necha namunalar to‘plami bo‘yicha o‘rtacha absolyut xato (MAE) va o‘rtacha kvadratik xato (RMSE) orqali baholandi. Ω baholanayotgan namunalar to‘plami bo‘lsa, bu ko‘rsatkichlar quyidagicha aniqlanadi:

$$MAE = \frac{1}{|\Omega|} \sum_{k \in \Omega} |\hat{x}[k] - x[k]|,$$
$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{|\Omega|} \sum_{k \in \Omega} (\hat{x}[k] - x[k])^2} \quad (12)$$

(cc) BY

MAE to‘rtta to‘plam bo‘yicha hisoblandi. $\mathrm{MAE}_{\text{bo‘sh}}$ usul tomonidan tiklangan bo‘shliq namunalari bo‘yicha, $\mathrm{MAE}_{\text{umumiy}}$ esa barcha usullar tomonidan tiklangan umumiy bo‘shliq namunalari bo‘yicha hisoblandi. $\mathrm{MAE}_{\text{umumiy}}$ usullarni bir xil namunalarda taqqoslash imkonini beradi va tiklanmagan bo‘shliqlar ta’sirini bartaraf etadi. $\mathrm{MAE}_{\text{art}}$ artefakt namunalari bo‘yicha, $\mathrm{MAE}_{\text{jami}}$ esa chiqishda qiymati mavjud bo‘lgan barcha buzilgan namunalar bo‘yicha hisoblandi. Aniqlanmagan artefakt namunalari o‘zgarmasdan qoladi va $\mathrm{MAE}_{\text{art}}$ hamda $\mathrm{MAE}_{\text{jami}}$ ga katta xato bilan kiradi. MAE bo‘shliq uzunligining mayda oraliqlari bo‘yicha ham hisoblandi.

To‘ldirish ulushi C tiklangan namunalar (bo‘shliq namunalari va aniqlangan artefakt namunalari) sonining barcha buzilgan namunalar soniga nisbati sifatida aniqlandi. Aniqlanmagan artefakt namunalari tiklangan deb hisoblanmaydi.

$$C = \frac{|\{k: k\ tiklangan\}|}{|\{k: buzilgan\}|} \qquad (13)$$

Signal shaklining saqlanishi o‘zgaruvchanlik ko‘rsatkichi orqali baholandi. Agar $\bar{x}_j$ – j-sekunddagi namunalar o‘rtachasi, M – segmentdagi sekundlar soni bo‘lsa, o‘zgaruvchanlik ko‘rsatkichi va uning nisbiy xatosi quyidagicha aniqlanadi:

$$V(x) = \frac{1}{M-1}\sum_{j=2}^{M}\left|\bar{x}_j - \bar{x}_{j-1}\right|,$$

$$\varepsilon_V = \frac{|V(\hat{x}) - V(x)|}{V(x)} \qquad (14)$$

V klinik ko‘rsatkich emas, balki signal shaklining qisqa muddatli o‘zgaruvchanligini tavsiflovchi ko‘rsatkich sifatida ishlatildi. Segmentlar bo‘yicha ε_V ning medianasi keltirildi. Statistik noaniqlikni baholash uchun sinov to‘plami yozuvlari bo‘yicha 2000 marta takrorlangan bootstrap usuli qo‘llanildi va F, MAE hamda A va F1 usullari orasidagi juftlashgan farqlar uchun 95 % ishonch oraliqlari (IO) hisoblandi. Hisoblash harajati bir namunaga to‘g‘ri keladigan bajarilish vaqti (mks) bilan baholandi.

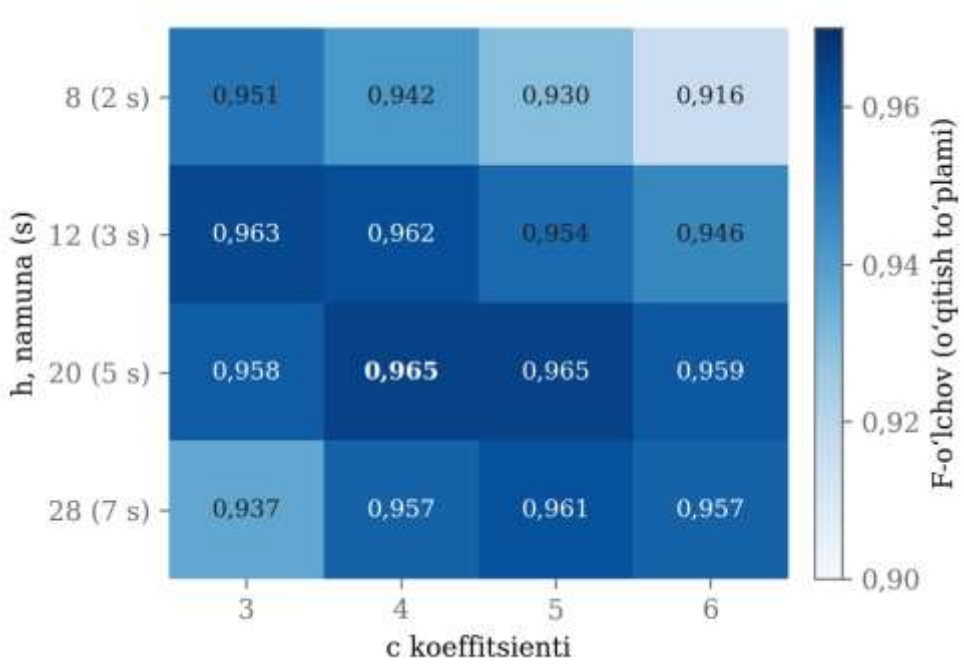
Parametr tanlash. $h \in \{8,12,20,28\}$ namuna (2–7 s) va $c \in \{3,4,5,6\}$ qiymatlarining barcha 16 ta kombinatsiyasi o‘qitish to‘plamida $r = 10$ % da baholandi. F-o‘lchovi eng yuqori bo‘lgan kombinatsiya tanlanib, sinov to‘plamida o‘zgartirilmasdan qo‘llanildi. Etalon segmentlarni tanlash mezonining ta’sirini tekshirish uchun qo‘shni namunalar farqi chegarasi 20, 25, 30 va 35 bpm bo‘lgan holatlarda qo‘shimcha tajriba o‘tkazildi. Hisoblashlar Windows 11 Pro operatsion tizimida, 12 GB tezkor xotira va Intel Core i5-8250U protsessoriga ega kompyuterda Python muhitida bajarildi.

6. Natijalar

Signal sifati darajalari. Yozuvlar bo‘yicha o‘rtacha hisobda vaqtning 61,2 % i yuqori, 18,3 % i o‘rta va 20,5 % i past yo‘qotishga asoslangan sifat darajasiga to‘g‘ri keldi. Yozuvlarning 27,2 % ida past sifatli vaqt ulushi 30 % dan oshdi, 25,2 % ida esa yuqori sifatli vaqt ulushi 80 % dan ortiq bo‘ldi. Dinamika ko‘rsatkichi d_k ning yozuvlar bo‘yicha medianasi 1,33 bpm ni tashkil etdi (kvartillar 1,03 va 1,68 bpm), bu ko‘rsatkich hech bir yozuvda nolga teng bo‘lmadi.

Parametr tanlash. O‘qitish to‘plamida eng yuqori F-o‘lchov ($F = 0{,}965$) $h = 20$ (5 s) va $c = 4$ da olindi (2-rasm). Tekshirilgan 16 ta kombinatsiyada F-o‘lchov 0,916–0,965 oralig‘ida bo‘ldi. c ortishi bilan aniqlik oshdi, to‘liqlik esa kamaydi. Masalan, $h = 20$ bo‘lganda $c = 3$ uchun $P = 0{,}937$ va $R = 0{,}981$, $c = 6$ uchun esa $P = 0{,}989$ va $R = 0{,}931$ ga teng bo‘ldi.

(cc) BY



2-rasm. O‘qitish to‘plamida h va c parametrlari bo‘yicha F-o‘lchov (r=10 %). *Qalin shrift bilan tanlangan kombinatsiya belgilangan*

Sinov to‘plamidagi asosiy natijalar. Uch usulni taqqoslash natijalari 3-jadvalda keltirildi. Jadvalda har bir yo‘qotish ulushi uchun artefakt aniqlash ko‘rsatkichlari, to‘ldirish ulushi, turli to‘plamlar bo‘yicha tiklash xatolari va o‘zgaruvchanlik bo‘yicha nisbiy xato berilgan.

3-jadval.

Sinov to‘plamida usullarni taqqoslash (sintetik protokol, 157 yozuv, 520 nusxa)

r	Usul	P	R	F	C	MAE_{umumiy}	$MAE_{bo'sh}$	MAE_{art}	MAE_{jami}	$RMSE_{jami}$	ε_V
5 %	F1	0,877	0,650	0,747	0,932	1,80	2,59	19,69	5,90	15,32	0,201
	F2	0,877	0,650	0,747	0,661	1,84	1,84	19,74	6,59	17,52	0,227
	A	**0,959**	**0,959**	**0,959**	0,920	**1,66**	2,20	**2,41**	**2,25**	**5,25**	**0,035**
10 %	F1	0,870	0,655	0,747	0,959	1,94	2,55	19,28	4,55	12,29	0,157
	F2	0,870	0,655	0,747	0,682	1,98	1,98	19,35	4,84	13,99	0,201
	A	**0,957**	**0,966**	**0,961**	0,917	**1,77**	2,18	**2,28**	**2,19**	**4,87**	**0,057**
20 %	F1	0,839	0,666	0,742	0,980	1,79	2,40	18,52	3,38	9,42	0,119
	F2	0,839	0,666	0,742	0,789	1,81	1,82	18,60	3,07	9,61	0,132
	A	**0,951**	**0,961**	**0,956**	0,933	**1,67**	1,98	**2,40**	**2,01**	**4,31**	**0,099**

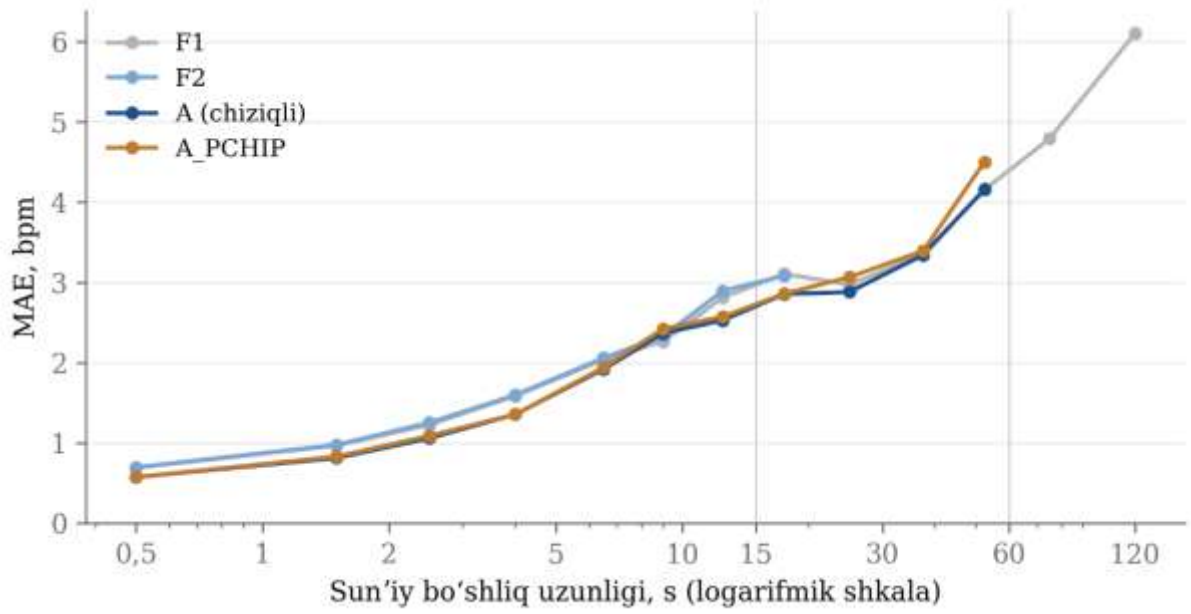
Izoh. MAE va RMSE qiymatlari bpm da berilgan. F2 20 s dan uzun bo‘shliqlarni tiklamagani sababli uning $MAE_{bo'sh}$ qiymati faqat qisqa bo‘shliqlar bo‘yicha hisoblangan.

(cc) BY dtai.uz

Barcha yo‘qotish darajalarida A usuli artefakt aniqlashda eng yuqori natijani ko‘rsatdi. $r = 10$ % da uning F-o‘lchovi 0,961 ni (95 % IO 0,954–0,968) tashkil etdi, F1 da esa 0,747 ga teng bo‘ldi. Juftlashgan farq $\Delta F = 0{,}214$ (95 % IO 0,202–0,226) ni tashkil etdi. Barcha usullar tiklagan umumiy bo‘shliq namunalarida A usulining xatosi 1,77 bpm (95 % IO 1,63–1,91), F1 niki esa 1,94 bpm bo‘ldi. Bu farq ($-0{,}17$ bpm, 95 % IO $-0{,}28\ldots-0{,}09$) statistik jihatdan ahamiyatli, ammo mo‘tadil. Chiqishdagi barcha buzilgan namunalar bo‘yicha xato esa 4,55 dan 2,19 bpm ga kamaydi (farq $-2{,}36$ bpm, 95 % IO $-2{,}55\ldots-2{,}18$). Bu ikki natijani solishtirish umumiy xato kamayishining asosiy qismi bo‘shliqlarni tiklash hisobiga emas, balki artefaktlarni aniqlash hisobiga erishilganini ko‘rsatadi. Haqiqatan ham, artefakt namunalari bo‘yicha xato F1 da 19,28 bpm, A da esa 2,28 bpm ni tashkil etdi, chunki F1 aniqlay olmagan artefaktlar o‘zgarmasdan qoladi.

$r = 5$ % va $r = 10$ % da F2 usulining MAE_{jami} va ε_V qiymatlari F1 nikidan yuqori bo‘lishi tiklash usuli bilan emas, balki baholanayotgan to‘plam tarkibi bilan bog‘liq. F2 uzun bo‘shliqlarni tiklamaganligi sababli uning to‘plamida katta xatoli aniqlanmagan artefakt namunalarining ulushi ortadi. Bir xil namunalarda esa F1 va F2 ning xatolari deyarli teng (1,94 va 1,98 bpm). r ortishi bilan A usulining ε_V qiymati 0,035 dan 0,099 gacha oshdi, chunki tiklangan namunalar ulushi ortgani sari o‘zgaruvchanlik qisman silliqlanadi.

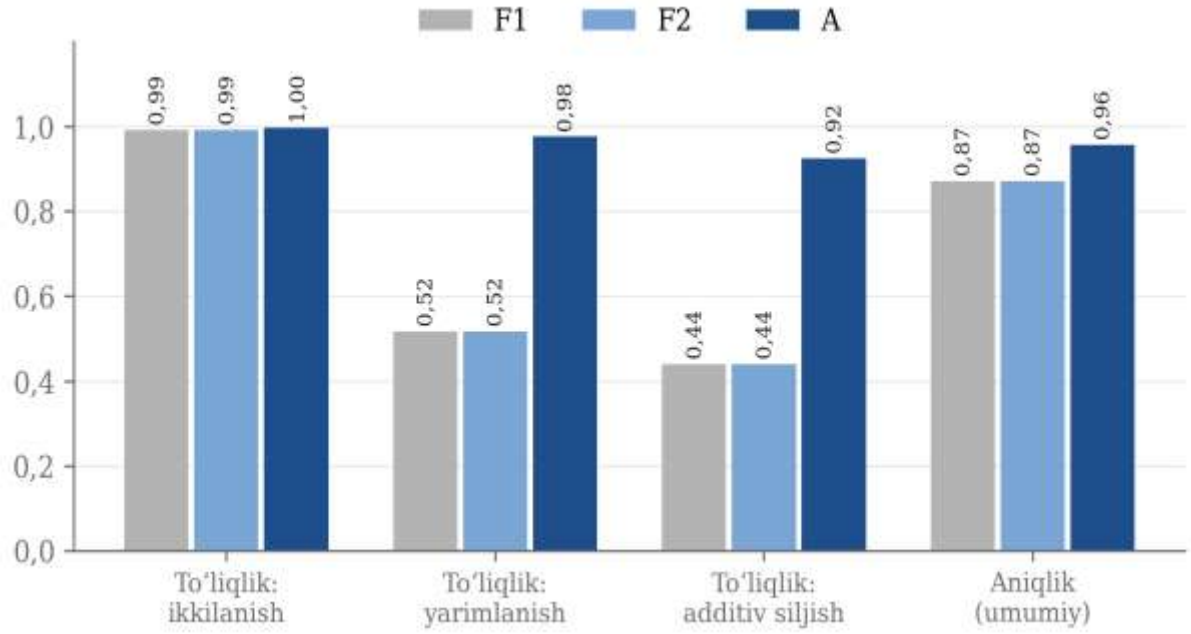
Bo‘shliq uzunligi bo‘yicha xato. Tiklash xatosining bo‘shliq uzunligiga bog‘liqligi 3-rasmda keltirildi. Barcha usullarda xato uzunlik ortishi bilan tekis o‘sadi. A usulida u 1 s gacha bo‘lgan bo‘shliqlarda 0,57 bpm ni, 10–15 s oralig‘ida 2,53 bpm ni, 45–60 s oralig‘ida esa 4,16 bpm ni tashkil etdi. 60 s dan uzun bo‘shliqlarni faqat F1 tiklaydi va bu holda uning xatosi 60–90 s oralig‘ida 4,79 bpm ga, 90–150 s oralig‘ida esa 6,11 bpm ga yetadi. 15 s gacha bo‘lgan oraliqlarning aksariyatida A usulining xatosi F1 nikidan past bo‘ldi, faqat 8–10 s oralig‘ida F1 ning xatosi biroz kichik chiqdi. 15 s dan uzun bo‘shliqlarda esa ikki usulning xatolari yaqinlashadi.



3-rasm. Sun’iy bo‘shliq uzunligi bo‘yicha tiklash xatosi (sinov to‘plami, $r = 10$ %). Vertikal chiziqlar 15 s va 60 s chegaralarini ko‘rsatadi

Artefakt turlari bo‘yicha aniqlash. Artefakt turlari bo‘yicha natijalar 4-rasmda keltirildi. Chastotaning ikki baravar oshishini barcha usullar deyarli to‘liq aniqladi (0,99–1,00), chunki bunday qiymatlar asosan 200 bpm dan oshib, diapazon qoidasiga tushadi. Asosiy farq chastotaning yarmiga tushishi (A da 0,976, F1 da 0,516) va additiv siljishlarda (A da 0,924, F1 da 0,439) kuzatildi.

(cc) BY



4-rasm. Artefakt turlari bo'yicha to'liqlik va umumiy aniqlik (sinov to'plami, $r = 10$ %)

Algoritm tarkibiy qismlarining hissasi 4-jadvalda keltirildi.

4-jadval.

Ablatsiya tajribasi natijalari (sinov to'plami, r = 10 %)

Variant	F	C	MAE_{umumiy}	$MAE_{bo'sh}$	MAE_{art}	MAE_{jami}	ε_V
A (taklif etilgan)	0,961	0,917	1,77	2,18	2,28	2,19	0,057
A_PCHIP	0,961	0,917	1,79	2,24	2,29	2,25	0,053
A_PCHIP_noQ	0,961	0,925	1,79	2,26	2,29	2,26	0,054
A_hammasi	0,961	0,996	1,77	2,43	2,28	2,41	0,060
A_qat'iy	0,747	0,880	1,97	2,38	19,29	4,58	0,177
A_PCHIP_diapazonsiz	0,959	0,916	1,79	2,24	2,63	2,29	0,054
F1	0,747	0,959	1,94	2,55	19,28	4,55	0,157

Ablatsiya natijalari to'rtta xulosaga olib keladi. Birinchidan, eng katta hissani moslashuvchan aniqlash qo'shadi. Aniqlash qoidasi qat'iy qoidaga almashtirilganda (A_qat'iy) F-o'lchov 0,961 dan 0,747 ga tushadi, MAE_{jami} esa 2,19 dan 4,58 bpm ga oshadi. Ikkinchidan, PCHIP chiziqli interpolyatsiyadan ustunlik ko'rsatmadi (1,79 va 1,77 bpm), shu sababli taklif etilgan algoritmda chiziqli interpolyatsiya qoldirildi. Uchinchidan, 60 s dan uzun bo'shliqlarni tiklamaslik to'ldirish ulushini 0,996 dan 0,917 ga kamaytirgani holda $MAE_{bo'sh}$ ni 2,43 dan 2,18 bpm ga pasaytirdi. To'rtinchidan, fiziologik diapazon qoidasi F-o'lchovga kam ta'sir qiladi (0,961 va 0,959), ammo aniqlanmagan katta chetlanishlarni kamaytirib, MAE_{art} ni 2,63 dan 2,29 bpm ga pasaytiradi.

Kontekst sifatini hisobga olishning ta'siri kichik bo'ldi. A_PCHIP va A_PCHIP_noQ variantlari orasidagi farq to'ldirish ulushida 0,008 ni, $MAE_{bo'sh}$ da esa 0,02 bpm ni tashkil etdi. Kontekst sifati past bo'lgan 15–60 s bo'shliqlarda A_PCHIP_noQ variantining xatosi r = 5 % va r = 10 % da boshqa bo'shliqlarnikidan yuqori bo'ldi (5,17 va 5,34 bpm ga qarshi 3,34–3,46 bpm), r = 20 % da esa bunday farq kuzatilmadi (3,25 ga qarshi 3,56–3,87 bpm). Bunday bo'shliqlar soni kam bo'lgani (4–70 ta) sababli bu natijani qat'iy xulosa uchun yetarli deb bo'lmaydi.

Etalon segment mezoniga bardoshlilik. Etalon segmentlarni tanlash mezoni o'zgartirilganda olingan natijalar 5-jadvalda keltirildi.

(cc) BY

5-jadval.

***Etalon segmentlarni tanlash mezoniga bardoshlilik (sinov to‘plami,* r = 10 %)**

Chegara, bpm	Segmentlar (yozuvlar)	A: P	A: R	A: F	F1: F	F2: F
20	519 (322)	0,966	0,972	0,969	0,760	0,760
25	549 (334)	0,957	0,963	0,960	0,758	0,758
30	562 (339)	0,956	0,972	0,964	0,759	0,759
35	568 (342)	0,960	0,965	0,962	0,753	0,753

Chegara 20 bpm dan 35 bpm gacha o‘zgartirilganda A usulining F-o‘lchovi 0,960–0,969 oralig‘ida, F1 niki esa 0,753–0,760 oralig‘ida qoldi. Demak, etalon segmentlarni 25 bpm qoidasi bilan tanlash natijalarni A usuli foydasiga sezilarli darajada o‘zgartirmaydi. Bu tajribada aniqlash qismi taklif etilgan algoritm bilan bir xil bo‘lgan A_PCHIP varianti ishlatilgan.

Hisoblash vaqti. Bir namunaga F1 usuli 0,67 mks, F2 usuli 3,06 mks, A_PCHIP varianti esa 5,78 mks vaqt sarfladi. Taklif etilgan algoritm ham xuddi shu aniqlash bosqichidan foydalanadi, biroq undagi chiziqli interpolyatsiya PCHIP ga nisbatan kamroq hisoblash amallarini talab qiladi. Farq asosan sirpanuvchi medianani saralash orqali hisoblash bilan bog‘liq. 4 Hz chastotada ikki namuna orasidagi interval 250 000 mks ni tashkil etadi, ya’ni o‘lchangan vaqt bu intervalning 0,003 % idan kam. Demak, algoritm oqimli ishlov berish uchun yetarli hisoblash zaxirasiga ega, biroq inkremental oqimli amalga oshirish ushbu ishda eksperimental baholanmadi.

7. Muhokama

Qat’iy usullarning asosiy zaif tomoni barqaror segment mezonida namoyon bo‘ldi. Chastota yarmiga tushgan yoki doimiy qiymatga siljigan artefakt seriyasi besh va undan ortiq namuna davom etsa, u yangi barqaror segment sifatida qabul qilinadi va aniqlanmaydi. Bu yarmiga tushish va additiv siljishlarda qat’iy usullar to‘liqligining 0,43–0,55 oralig‘ida qolishini izohlaydi. Taklif etilgan usulda mediana $2h + 1 = 41$ namunalik oyna bo‘yicha hisoblanganligi sababli 8 namunagacha davom etgan seriyalar medianani sezilarli siljitmaydi. Moslashuvchan chegara esa additiv siljishlarning kichikroq amplitudalarini ham aniqlash imkonini berdi.

Olingan natijalar umumiy xatoning kamayishini to‘g‘ri talqin qilish zarurligini ko‘rsatadi. Bir xil bo‘shliq namunalarida tiklash xatosi taxminan 9 % ga kamaydi, barcha buzilgan namunalar bo‘yicha xato esa ikki baravardan ko‘proq pasaydi. Bu farqning asosiy manbai artefaktlarni aniqlash bo‘lib, bo‘shliqlarni tiklash usulini tanlash esa kichikroq hissa qo‘shadi. Ablatsiya tajribasida PCHIP chiziqli interpolyatsiyadan ustun kelmagani ham shu xulosani tasdiqlaydi. Asfaw va hammualliflar ishida ham sun’iy bo‘shliqlarni tiklashda turli usullar orasidagi farq cheklangan bo‘lgan va klassifikatsiya natijasiga ta’siri statistik ahamiyatli bo‘lmagan [20].

60 s dan uzun bo‘shliqlarni tiklamaslik to‘ldirish ulushini kamaytiradi, ammo xato eng yuqori bo‘lgan qiymatlarning chiqishga kirishining oldini oladi. Bunday segmentlar chiqishda aniq belgilanadi va keyingi ishlov berish bosqichlari ularni hisobga olishi mumkin. Chuqur o‘qitish modellari uzun bo‘shliqlarni to‘ldirishga harakat qiladi [5,6], ammo bu holda tiklangan qiymatlarni haqiqiy qiymatlardan ajratish qiyinlashadi. Taklif etilgan algoritm o‘qitish ma’lumotini talab qilmaydi, faqat ikki parametr (h va c) tanlanadi, har bir qarori (8)–(9) qoidalar orqali izohlanadi va kechikishi (10) formula bilan chegaralangan.

Olingan natijalarni talqin qilishda bir qator cheklovlarni hisobga olish lozim. Birinchidan, natijalar sintetik protokolda olingan bo‘lib, artefakt turlari, davomiyligi va amplitudasi soddalashtirilgan. Xususan, artefaktlarni aniqlashdagi yuqori ko‘rsatkichlar oldindan belgilangan sun’iy artefakt modeliga tegishli bo‘lib, real KTG signallaridagi aniqlash sezgirligini ifodalamaydi. Ikkinchidan, sun’iy artefaktlar signal sifatidan mustaqil ravishda kiritilgan. Shu sababli bu protokol kontekst sifatini hisobga olishning foydasini to‘liq namoyon eta olmaydi, bu mexanizmning samarasi real signallarda baholanishi kerak. Uchinchidan, etalon segmentlar faqat 334 ta yozuvdan topilgan va sifati eng past yozuvlar tajribaga kirmagan. To‘rtinchidan, tahlil faqat FHR kanalida bajarilgan

va UC kanali ko‘rib chiqilmagan. Real signallarda ekspert belgilari asosida baholash keyingi tadqiqotlarda amalga oshiriladi.

Parametrlarni tanlash ushbu ishda bitta mezon (F-o‘lchov) bo‘yicha bajarildi. Aslida aniqlash sifati, tiklash xatosi, to‘ldirish ulushi va kechikish o‘zaro zid mezonlar hisoblanadi, shu sababli ko‘p mezonli parametr tanlash usuli ishlab chiqiladi. Shuningdek, mediana va MAD ni tartiblangan sirpanuvchi tuzilmalar yordamida inkremental hisoblash va (10) bilan chegaralangan kechikishga ega oqimli versiya ishlab chiqiladi va tadqiq etiladi.

8. Xulosa

Ushbu tadqiqotda kardiotokografik signallarning FHR kanali uchun signal sifatiga moslashuvchan dastlabki ishlov berish algoritmi va uning dasturiy moduli ishlab chiqildi. Algoritm signal sifatini besh komponentali vektor ko‘rinishida formallashtiradi, artefaktlarni mahalliy mediana va MAD ga asoslangan moslashuvchan chegara yordamida aniqlaydi. Bo‘shliqlarni esa ularning uzunligi va kontekst sifatiga qarab tiklaydi yoki tiklanmagan deb belgilaydi. Algoritmning hisoblash murakkabligi $O(n \log h)$ ga keltirilishi mumkin, oqimli rejimdagi kechikishi esa parametrlar orqali oldindan chegaralanadi. Algoritm komponentlari aniq interfeyslarga ega dasturiy modul sifatida loyihalandi.

CTU-UHB ochiq ma’lumotlar to‘plamida signal sifati yozuvlar ichida ham, yozuvlar orasida ham sezilarli darajada o‘zgarishi aniqlandi. Sintetik protokol asosida o‘tkazilgan tajribada taklif etilgan algoritm artefakt aniqlashning F-o‘lchovini qat’iy usullardagi 0,74–0,75 dan 0,96 gacha oshirdi va bu natija etalon segmentlarni tanlash mezoniga bog‘liq bo‘lmadi. 10 % yo‘qotishda bir xil bo‘shliq namunalaridagi tiklash xatosi 1,94 dan 1,77 bpm ga, barcha buzilgan namunalar bo‘yicha xato esa 4,55 dan 2,19 bpm ga kamaydi. Ablatsiya tajribasi xato kamayishining asosiy manbai moslashuvchan artefakt aniqlash ekanligini ko‘rsatdi. Tekshirilgan h va c diapazonida natijalar nisbatan barqaror bo‘ldi. O‘lchangan hisoblash vaqti oqimli ishlov berish uchun yetarli hisoblash zaxirasi mavjudligini ko‘rsatadi.

Olingan natijalar sintetik protokolga tayanadi va real klinik signallarda qo‘shimcha tekshiruvni talab qiladi. Keyingi tadqiqotlarda ko‘p mezonli parametr tanlash usuli, inkremental oqimli hisoblash algoritmlari va real signallarda ekspert belgilari asosida baholash ishlab chiqiladi.

Foydalanilgan adabiyotlar

1. L. Mendis, M. Palaniswami, F. Brownfoot, E. Keenan, “Computerised Cardiotocography Analysis for the Automated Detection of Fetal Compromise during Labour: A Review,” Bioengineering, vol. 10, no. 9, pp. 1007, Aug. 2023, doi: 10.3390/bioengineering10091007.
2. I. Campos, H. Gonçalves, J. Bernardes, L. Castro, “Fetal Heart Rate Preprocessing Techniques: A Scoping Review,” Bioengineering, vol. 11, no. 4, pp. 368, Apr. 2024, doi: 10.3390/bioengineering11040368.
3. F. Francis, S. Luz, H. Wu, S. J. Stock, R. Townsend, “Machine learning on cardiotocography data to classify fetal outcomes: A scoping review,” Computers in Biology and Medicine, vol. 172, pp. 108220, Apr. 2024, doi: 10.1016/j.compbiomed.2024.108220.
4. J. Spilka et al., “Using nonlinear features for fetal heart rate classification,” Biomedical Signal Processing and Control, vol. 7, no. 4, pp. 350–357, July 2012, doi: 10.1016/j.bspc.2011.06.008.
5. S. Wong, B. Albert, M. Vatish, G. D. Jones, “CleanCTG: A deep learning model for multi-artefact detection and reconstruction in Cardiotocography,” Biomedical Signal Processing and Control, vol. 123, pp. 110654, Sept. 2026, doi: 10.1016/j.bspc.2026.110654.
6. K. Engan et al., “FHRFormer: A Self-supervised Transformer Approach for Fetal Heart Rate Inpainting and Forecasting,” 2025, arXiv. doi: 10.48550/ARXIV.2509.20852.
7. M. E. O’Sullivan, E. C. Considine, M. O’Riordan, W. P. Marnane, J. M. Rennie, G. B. Boylan, “Challenges of Developing Robust AI for Intrapartum Fetal Heart Rate Monitoring,” Frontiers in Artificial Intelligence, vol. 4, pp. 765210, Oct. 2021, doi: 10.3389/frai.2021.765210.
8. Q. Li, R. G. Mark, G. D. Clifford, “Robust heart rate estimation from multiple asynchronous noisy sources using signal quality indices and a Kalman filter,” Physiological Measurement, vol. 29, no. 1,

(cc) BY

pp. 15–32, Jan. 2008, doi: 10.1088/0967-3334/29/1/002.
9. C. Orphanidou, T. Bonnici, P. Charlton, D. Clifton, D. Vallance, L. Tarassenko, “Signal Quality Indices for the Electrocardiogram and Photoplethysmogram: Derivation and Applications to Wireless Monitoring,” IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics, pp. 832–838, 2014, doi: 10.1109/JBHI.2014.2338351.
10. F. R. Hampel, “The Influence Curve and its Role in Robust Estimation,” Journal of the American Statistical Association, vol. 69, no. 346, pp. 383–393, June 1974, doi: 10.1080/01621459.1974.10482962.
11. P. J. Rousseeuw, M. Hubert, “Anomaly detection by robust statistics,” WIREs Data Mining and Knowledge Discovery, vol. 8, no. 2, pp. e1236, Mar. 2018, doi: 10.1002/widm.1236.
12. P. J. Rousseeuw, C. Croux, “Alternatives to the Median Absolute Deviation,” Journal of the American Statistical Association, vol. 88, no. 424, pp. 1273–1283, Dec. 1993, doi: 10.1080/01621459.1993.10476408.
13. A. Blázquez-García, A. Conde, U. Mori, J. A. Lozano, “A Review on Outlier/Anomaly Detection in Time Series Data,” ACM Computing Surveys, vol. 54, no. 3, pp. 1–33, Apr. 2022, doi: 10.1145/3444690.
14. R. K. Pearson, Y. Neuvo, J. Astola, M. Gabbouj, “Generalized Hampel Filters,” EURASIP Journal on Advances in Signal Processing, vol. 2016, no. 1, pp. 1–18, Dec. 2016, doi: 10.1186/s13634-016-0383-6.
15. F. A. Ghaleb, M. B. Kamat, M. Salleh, M. F. Rohani, S. Abd Razak, “Two-stage motion artefact reduction algorithm for electrocardiogram using weighted adaptive noise cancelling and recursive Hampel filter,” PLOS ONE, vol. 13, no. 11, pp. e0207176, Nov. 2018, doi: 10.1371/journal.pone.0207176.
16. W. Hardle, W. Steiger, “Algorithm AS 296: Optimal Median Smoothing,” Applied Statistics, vol. 44, no. 2, pp. 258, 1995, doi: 10.2307/2986349.
17. M. Roos-Hoefgeest Toribio, A. Garnung Menéndez, S. Roos-Hoefgeest Toribio, I. Álvarez García, “A Novel Approach to Speed Up Hampel Filter for Outlier Detection,” Sensors, vol. 25, no. 11, pp. 3319, May 2025, doi: 10.3390/s25113319.
18. F. N. Fritsch, R. E. Carlson, “Monotone Piecewise Cubic Interpolation,” SIAM Journal on Numerical Analysis, vol. 17, no. 2, pp. 238–246, Apr. 1980, doi: 10.1137/0717021.
19. G. Feng, J. G. Quirk, P. M. Djuric, “Recovery of missing samples in fetal heart rate recordings with Gaussian processes,” 2017 25th European Signal Processing Conference (EUSIPCO), Kos, Greece: IEEE, Aug. 2017, pp. 261–265. doi: 10.23919/EUSIPCO.2017.8081209.
20. D. Asfaw, I. Jordanov, L. Impey, A. Namburete, R. Lee, A. Georgieva, “Fetal Heart Rate Classification with Convolutional Neural Networks and the Effect of Gap Imputation on Their Performance,” in Machine Learning, Optimization, and Data Science, vol. 13810, G. Nicosia, V. Ojha, E. La Malfa, G. La Malfa, P. Pardalos, G. Di Fatta, G. Giuffrida, and R. Umeton, Eds., in Lecture Notes in Computer Science, vol. 13810. , Cham: Springer Nature Switzerland, 2023, pp. 459–469. doi: 10.1007/978-3-031-25599-1_34.
21. F. Barzideh et al., “Estimation of Missing Data in Fetal Heart Rate Signals Using Shift-Invariant Dictionary,” 2018 26th European Signal Processing Conference (EUSIPCO), Rome: IEEE, Sept. 2018, pp. 762–766. doi: 10.23919/EUSIPCO.2018.8553110.
22. V. Chudáček et al., “Open access intrapartum CTG database,” BMC Pregnancy and Childbirth, vol. 14, no. 1, pp. 16, Dec. 2014, doi: 10.1186/1471-2393-14-16.
23. A. L. Goldberger et al., “PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals,” Circulation, vol. 101, no. 23, June 2000, doi: 10.1161/01.CIR.101.23.e215.
24. P. Virtanen et al., “SciPy 1.0: fundamental algorithms for scientific computing in Python,” Nature Methods, vol. 17, no. 3, pp. 261–272, 2020, doi: 10.1038/s41592-019-0686-2.

(cc) BY