TIBBIY TIMSOLLARNI TANIB OLISHDA BELGILAR MAJMUASINI TANLASH BOSQICHLARINI INTELLEKTUAL ALGORITMI

Umidjon Odiljonov[1], Ro'zibayev Ortiq[2]

[1]Muhammad al-Xorazmiy nomidagi Toshkent axborot texnologiyalari universiteti, Dasturiy injiniring fakulteti. Toshkent, O'zbekiston. e-mail: Uodiljonov1807@gmail.com
[2]Muhammad al-Xorazmiy nomidagi Toshkent axborot texnologiyalari universiteti, Dasturiy injiniring fakulteti. Toshkent, O'zbekiston. e-mail: o.ruzibaev@tuit.uz

K E Y W O R D S

Tibbiy timsollarni tanib olish, tibbiy tasvirlar, belgilar majmuasi, qirralarni ajratish, tasniflash

A B S T R A C T

Ushbu maqolada tibbiy timsollarni tanib olishda belgilar majmuasini tanlashning intellektual algoritmlari va dasturiy yondashuvlari tahlil qilingan. Tadqiqotda tibbiy tasvirlarni, ayniqsa ko'krak qafasi rentgen tasvirlarini kompyuter yordamida tahlil qilishning analitik asoslari ko'rib chiqish muhim ahamiyatga ega. Ushbu maqsadda tasvirlarni dastlabki ishlov berish, normallashtirish, qirralarni ajratish, segmentatsiya, yorqinlik va kontrastni o'zgartirish bosqichlari tahlil qilingan. Tasvirlardagi muhim belgilarni ajratib olish va ular asosida tasniflash samaradorligini oshirish masalasi asosiy o'rin egallaydi. Bundan tashqari, tasvirlarni avtomatik sinflarga ajratishning amaliy jihatlari ko'rsatib berilgan natijalarida tibbiy tasvirlarni avtomatik tahlil qilish, inson xatolarini kamaytirish va tashxis qo'yish jarayonining tezligi hamda ishonchliligini oshirishga xizmat qiluvchi yondashuv taklif etilgan. Shuningdek, diagnostik ma'lumotlarni qayta ishlash, talqin qilish, saqlash va tibbiyot xodimlariga qulay grafik interfeyslar orqali taqdim etilgan.

I. Kirish

Bugungi kunda jaxonda tibbiy timsollarni tanib olishda belgilar majmuasini tanlash algoritmlari va dasturiy majmualarini ishlab chiqishda yuqumli kasalliklarni, yurak-qon tomirlari tizimi va boshqa biotibbiy tasvirlarning yuqori sifatli tasvirlarini olish uchun keng ko'lamdagi jihozlar taklif qilinmoqda. Ko'plab tizimlardagi amaliy ta'minotlarda Tasvirlarni dastlabki qayta ishlash, sifatini oshirish uchun faqatgina eng ommabop bo'lgan vositalargina mavjuddir. Dunyoning rivojlangan mamlakatlarida, jumladan AQSh, Yaponiya, Ispaniya, Germaniya, Buyuk Britaniya, Fransiya, Rossiya va boshqalarda klinikalar va amaliyotlarni to'liq kompyuterlashtirishning dasturiy-texnik majmualari jadallik bilan rivojlanib bormoqda, bu esa raqamli Tasvirlar bilan ishlovchi monitoring uchun mo'ljallangan tibbiy timsollarni tanib olishda belgilar majmuasini tanlash algoritmlari, dasturiy majmualarini va ekspert tizimlariga bo'lgan talabning oshishiga olib keladi. Shu maqsadda ushbu maqolada Jahonda turli kasalliklar to'g'risida to'liq tasavvur uchun foydalanilayotgan usullar ruxsat etilgan barcha kasalliklarni tashxislash va oldini olishda foydalanish uchun ruxsat etilgan bo'lgan barcha omillar to'plamini taqdim etmaydi. Bu o'z navbatida bemorning joriy holatini noto'g'ri talqin qilinishi davolash va kasalliklarni oldini olish samaradorligining sezilarli darajada pasayishiga olib keladi. Bemorlarga yordam ko'rsatishdagi samaradorlikning keskin oshishiga tashxisiy ma'lumotlarni qayta ishlash, talqin qilish va saqlash bo'yicha zamonaviy kompyuter texnologiyalaridan foydalanish zaruratini vujudga keltiradi. Shu maqsadda ushbu tadqiqot ishida tibbiy timsollarni tanib olishda belgilar majmuasini tanlash algoritmlari va dasturiy majmualarini ishlab chiqishga bag'ishlangan. Raqamlashtirish va tibbiy ma'lumotlarning o'sishi sharoitida vizual ma'lumotlarni avtomatik tahlil qilish uchun aqlli tizimlarni ishlab chiqish ayniqsa dolzarbdir. Zamonaviy kompyuter ko'rish va chuqur o'rganish usullari diagnostika aniqligini

© Umidjon Odiljonov, Ro'zibayev Ortiq

oshirishi mumkin, bu ayniqsa shifokorlar og'ir ish yuki ostida va resurslar cheklangan hollarda muhimdir.

II. Adabiyotlar tahlili

Tibbiy timsollarni tanib olish deganda "kuzatishlar to'plami ko'rinishida beriladigan o'rganilayotgan obyektni bir-birini istisno qiluvchi sinflardan biriga kiritishni" tushuniladi. Shu ma'noda "Timsollarni tanib sinflarga ajratish turlaridan biri bo'lib hisoblanadi" [1], "har bitta sinf faqat bittadan obyektdan tashkil topadigan hollarda esa sinflarga ajratish identifikatsiya bilan bir xildir". Bu holda identifikatsiya deganda "ko'rib chiqilayotgan obyektga bir qiymatli nom berish" tushiniladi. Ya'ni Tasvirdagi xarakterli nuqtalarni olish keyinchalik ko'rib chiqilayotgan obyektni sinflarga ajratishga (tanib olishga) imkon beradi.

Bugungi kunda tanib olish sohasida uchta asosiy yo'nalish mavjud:

- neyron to'rlari yordamida tanib olish;
- tasvirlarni etalon bilan solishtirish;
- tasivrlarni xususiyatlarga ajratgan holda tanib olish (bunda xususiyatlar nuqtalar shaklida son qiymatlar bilan olish usuli turlicha bo'lishiga ruxsat etilgan).

Tibbiyotda tanib olish deganda odatda obyektga bog'liq ravishda tanib olish uchun turli bo'lgan usullar soni o'zgarishi ruxsat etilgan (masalan, yuzni tanib olish uchun sanab o'tilgan usullar bilan bir qatorda yana quyidagilar usullar qo'llaniladi: elastik graf yo'li bilan tanib olish, tasvirlarning optik oqimlarini tahlil qilish, bosh komponentlar usuli [2]). Xususiyatlarni ajratib olish odatda tasvirdagi turli nuqtalarini va xususiyatlarini ajratib olish quyidagi asosiy bosqichlarni o'z ichiga oladi:

- normallashtirilgan kulrang tasvirlarni olish;
- o'rganilayotgan sohalarni qidirish;
- o'rganilayotgan sohalar qirralarini ajratib olish (Sobel, Laplas, Kani usullari ...);
- ko'rib chiqilayotgan sohani monoxrom Tasvirga aylantirish;
- olingan monoxrom va kulrang tasvirlarni o'rganilayotgan sohada tahlil qilish.

Kulrang Tasvirni olish uchun quyidagi klassik formuladan foydalaniladi:

$$I(C) = 0{,}3 \cdot R(C) + 0{,}59 \cdot G(C) + 0{,}11 \cdot B(C), \quad (1)$$

bu yerda I – kulrang Tasvir nuqtasidagi intensivlik, R, G va B (qiymatlar 0..255) – S rangning qizil, yashil va ko'k komponentlari.

Haqiqiy sonlar to'plami $X = \{x_1, x_2, .., x_m\} \subset R$ *va k ta haqiqiy sonlar* $s_1, s_2, .., s_k$ *o'sib borish tartibida berilgan bo'lsin:*

$$s_1 < s_2, <.. < s_k \quad (2)$$

X to'plam uchun noravshan bo'lish $A_1, A_2, .., A_k$ ni uchburchak funksiya yordamida amalga oshirish ruxsat etilgan.

a ≠ b ikkita haqiqiy sonlar bo'lsin. Ochiq uchburchak funksiyani quyidagicha aniqlash ruxsat etilgan:

$$\mu(x, b; a) = max\left[min\left(1, \frac{x-a}{b-a}\right), 0\right]. \quad (3)$$

Agar a<b bo'lsa, o'ng ochiq uchburchak funksiyani va agar a>b bo'lsa, chap ochiq uchburchak formulani aniqlaydi.

Shuni ta'kidlash joyizki, μ quyidagi to'rtta xususiyatni tekshiradi:

$$\mu(a, b; a) = 0,$$
$$\mu(b, b; a) = 1,$$
$$\mu(\frac{a+b}{2}, b; a) = \frac{1}{2},$$
$$\mu(x, b; a) + \mu(x, a; b) = 1. \quad (4)$$

(4) ifoda μ(x, b; a) va μ(x, a; b) funksiyalarning R fazoning noravshan sohasini aniqlashini ko'rsatadi.

a<b<c uchta haqiqiy sonlar bo'lsin. Uchburchak funksiya quyidagicha aniqlanishi ruxsat etilgan:

$$t(x, b; a, c) = \mu(x, b; a) \wedge \mu(x, b; c), \quad (5)$$

bu yerda ∧ "min" funksiyasiga yoki algebraik ko'paytirish "·" ga tegishli.

Boshqacha aytganda noravshan to'plam uchburchak tegishlilik funksiyasi bilan aniqlanadi, ikkita ochiq noravshan to'plam o'rtasidagi

© Umidjon Odiljonov, Ro'zibayev Ortiq

kesishishni ifodalaydi. Uchburchak funksiya uchun boshqa hisoblash formulalarini ham topish ruxsat etilgan. Bu funksiya quyidagi ko'rinishga ega bo'ladi:

$$\mu(x,b;a) = \alpha \cdot |x-a| + \beta|x-b| + \gamma|x-c|. \quad (6)$$

Funksiya parametrlari μ(a), μ(b), μ(c) funksiyalarning a, b, c nuqtalardagi qiymatlari yordamida aniqlanadi. Buning uchun ushbu tenglamalar tizimini yechish lozim:

$$\begin{cases} \beta|a-b| + \gamma|a-c| = \mu(a,b;a) \\ \alpha|b-a| + \gamma|b-c| = \mu(b,b;a) \\ \alpha|c-a| + \beta|c-b| = \mu(c,b;a) \end{cases} \quad (7)$$

(8) tenglama tizimi quyidagi yechimga ega:

$$\begin{cases} \alpha = \frac{1}{2}\cdot\left(\frac{\mu(c,b;a)+\mu(a,b;a)}{c-a} + \frac{\mu(b,b;a)-\mu(a,b;a)}{b-a}\right) \\ \beta = \frac{1}{2}\cdot\left(\frac{\mu(c,b;a)-\mu(b,b;a)}{c-b} + \frac{\mu(b,b;a)-\mu(a,b;a)}{b-a}\right) \\ \gamma = \frac{1}{2}\cdot\left(\frac{\mu(c,b;a)+\mu(a,b;a)}{c-a} - \frac{\mu(c,b;a)-\mu(b,b;a)}{c-b}\right) \end{cases} \quad (8)$$

Funksiyalarning aniq bir qiymatlari $\mu(a) = 0, \mu(b) = 1, \mu(c) = 0$, uchun yechim quyidagi ko'rinishga ega bo'ladi:

$$\begin{cases} \alpha = \frac{1}{2}\cdot\frac{1}{b-a} \\ \beta = \frac{1}{2}\cdot\left(\frac{1}{b-a} - \frac{1}{c-b}\right) \\ \gamma = \frac{1}{2}\cdot\frac{1}{c-b} \end{cases} \quad (9)$$

va

$$\mu(x,b;a) = \frac{1}{2}\cdot\frac{|x-a|}{b-a} + \frac{1}{2}\cdot\left(\frac{1}{b-a} - \frac{1}{c-b}\right)|x-b| + \frac{1}{2}\cdot\frac{|x-c|}{c-b} \quad (10)$$

yoki

$$\mu(x,b;a) = \frac{1}{2}\cdot\frac{|x-a|-|x-b|}{b-a} + \frac{1}{2}\cdot\frac{|x-c|-|x-b|}{c-b} \quad (11)$$

Xuddi shu tarzda ochiq uchburchak funksiya uchun o'xshash formulani olishga ruxsat etilgan. Ikkita haqiqiy a ≠ bsonlar uchun funksiya:

$$\mu(x,b;a) = \frac{1}{2}\cdot\frac{|x-a|-|x-b|}{b-a} + \frac{1}{2} \quad (12)$$

ochiq uchburchak funksiyani aniqlaydi. Amaliy nuqtai-nazardan (12) formula o'rniga quyidagi formuladan foydalanisga ruxsat etilgan:

$$\mu(x,b;a) = \frac{1}{2}\cdot\frac{|x-a|-|x-b|+\varepsilon}{|b-a|+\varepsilon} + \frac{1}{2} \quad (13)$$

bu yerda

$$1 >> \varepsilon > 0 \quad (14)$$

Yanada umumiyroq qilib aytganda $A_1, A_2, .., A_k$ noravshan bo'lishni X to'plam uchun L-R funksiyalar yordamida amalga oshirish ruxsat etilgan.

$\tilde{x}$ noravshan son $L-R$ tipdagi noravshan son deb ataladi, agar:

$$\mu(x, x_R(\alpha), x_L(\alpha)) = \begin{cases} \mu_L(x) = 1 - \frac{x - x_L(\alpha)}{u_L}, \\ \mu_R(x) = 1 - \frac{x_R(\alpha) - x}{x_R}, \end{cases} \quad (15)$$

bo'lsa, bu yerda x - $\tilde{x}$ noravshan sonning qiymati, ya'ni $x = x_L(1) = x_R(1)$; x_L va x_R - mos holda $\tilde{x}$ noravshan sonning chap va o'ng cho'zilishi; $x_L(\alpha)$ va $x_R(\alpha)$ - mos holda α ravshanlik $\tilde{u}$ noravshan sonining chap va o'ng qiymatlari.

Ta'rifdan $\tilde{x}(\alpha) = \{x, x_L(\alpha), x_R(\alpha)\}$ bo'lsa, $x_L(\alpha) = x - (1-\alpha)x_L$; $x_R(\alpha) = x + (1-\alpha)x_R$ bo'lishi kelib chiqadi. $L-R$ noravshan ustidan quyidagi turdagi algebraik harakatni ko'rib chiqiladi:

Qo'shish:

$$\tilde{u} + \tilde{v} = \{u + v - (1-\alpha)(u_L + v_L); u + v + (1-\alpha)(u_R + v_R)\}. \quad (16)$$

Ayirish:

$$\tilde{u} - \tilde{v} = \{u - v - (1-\alpha)(u_L + v_L); u - v + (1-\alpha)(u_R + v_R)\}. \quad (17)$$

Ko'paytirish:

1) $u > 0; v > 0$ *uchun* $\tilde{u}\cdot\tilde{v} = \{u\cdot v; (1-\alpha)(uv_L + vu_L) - (1-\alpha)u_Lv_L; (1-\alpha)(uv_R + vu_R) + (1-\alpha)u_Rv_L\};$

2) $u > 0; v < 0$ *uchun* $\tilde{u}\cdot\tilde{v} = \{u\cdot v; (1-\alpha)(uv_R + vu_L) - (1-\alpha)u_Lv_L; (1-\alpha)(uv_L + vu_R) + (1-\alpha)u_Rv_L\};$

2) $u < 0; v < 0$ *uchun* $\tilde{u}\cdot\tilde{v} = \{u\cdot v; (1-\alpha)(uv_R + vu_L) - (1-\alpha)u_Rv_R; (1-\alpha)(uv_L + vu_L) - (1-\alpha)u_Lv_L\}.$

Bo'lish:

$$\frac{\tilde{u}}{\tilde{v}} = \tilde{u}\cdot\frac{1}{\tilde{v}}. \quad (18)$$

(cc) BY © Umidjon Odiljonov, Ro'zibayev Ortiq

Tasvirni segmentatsiya qilish uchun noravshan klasterlash algoritmini ishlab chiqishda birinchidan tegishlilik funksiyasini ko'rib chiqiladi:

$$\mu_1(x) = \mu(x, s_1; s_2) \quad (19)$$

i=2,3, ..., k−1 uchun

$$\mu_i(x) = \mu(x, s_i; s_{i-1}) \wedge \mu(x, s_i; s_{i+1})$$
$$\mu_k(x) = \mu(x, s_k; s_{k-1}) \quad (20)$$

$\mu_1, \mu_2, .., \mu_k$funksiyalar quyidagi tenglik bo'yicha bo'laklash bo'limini aniqlaydi:

$$\mu_1 + \mu_2 + \ldots + \mu_k = 1 \quad (21)$$

Ikkinchidan noravshan bo'laklashga qo'llaniluvchi τ(μ, γ) defazzifikatsiya operatori aniqlanadi:

$$\tau(\mu, \gamma) = (\tau_1, \tau_2, .., \tau_k), \quad (22)$$

bu yerda

$$\tau(x, \mu, \gamma) = \frac{\mu_i^{\gamma}(x)}{\sum_{j=1}^{k} \mu_i^{\gamma}(x)} \quad (23)$$

Aytaylik, v_i va F_i quyidagicha aniqlansin:

$$v_i(x) = \mu_i(x) \wedge \tau_i(x, \mu; \gamma), \quad (24)$$

$$F_i(s_i) = \frac{\sum_{j=1}^{m} v_i(x_j) \cdot x_j}{\sum_{j=1}^{m} v_i(x_j)}. \quad (25)$$

Endi $s_1, s_2, .., s_k$ parametrlar uchun quyidagi cheklanishni ko'rib chiqiladi:

$$s_i = F_i(s_i) \quad (26)$$

A_i noravshan to'plam (1.12) tenglama orqali aniqlanadi. s_i markaz X to'plamning qavariq qoplamasiga tegishli bo'ladi va bu F_i funksiya uchun qo'zg'almas nuqtadir.

Natijalar klasterlarning noravshan algoritmlari qo'llagan holda olinadi.

1-qadam. Klasterlar soni k, defazzifikatsiya parametri γ, δ parametrini to'xtatish jarayoni, l=0 iteratsiya indeksi va klasterlarning markazlariga boshlang'ich qiymatlar beriladi. Keyin $\mu_1^{(0)}, \mu_2^{(0)}, .., \mu_k^{(0)}$noravshan tegishlilik funksiyalari va $\tau_1^{(0)}, \tau_2^{(0)}, .., \tau_k^{(0)}$funksiyalarining defazzifikatsiya komponentlari hisoblanadi.

2-qadam. Iteratsiya indeksi orttiriladi, ya'nil → l + 1. Klaster markazlari:

$$s_1^{(l)} = F_1(s_1^{(l-1)}), s_2^{(l)} = F_2(s_2^{(l-1)}), \ldots, s_k^{(l)} = F_k(s_k^{(l-1)}), \quad (27)$$

$\mu_1^{(l)}, \mu_2^{(l)}, .., \mu_k^{(l)}$noravshan tegishlilik funksiyalari, $\tau_1^{(l)}, \tau_2^{(l)}, .., \tau_k^{(l)}$defazzifikatsiya komponentlari va $v_1^{(l)}, v_2^{(l)}, .., v_k^{(l)}$funksiyalarni hisoblaydi.

3-qadam. $d = \sum_{i=1}^{k} \left|\mu_i^{(l)} - \mu_i^{(l-1)}\right|$ ni hisoblanadi. Agar d>δ bo'lsa, 2-qadamga qaytadi, aks holda 4-qadam.

4-qadam. Ma'lumotlarni saqlash va tamom.

Shunday qilib, Tasvirlarni raqamli qayta ishlash va kompyuter ko'rishi sohasidagi muhim vazifalardan biri bo'lib, Tasvirlarni segmentatsiya qilish hisoblanadi. Tasvirlarni segmentatsiya qilishning maqsadi keyingi tanib olish uchun uni bir jinsli sohalarga bo'lish hisoblanadi. Bir jinslilik sohalar ichidagi rang intensivligi yoki tekstura turining o'xshashligi ma'nosida qaralishi ruxsat etilgan, ayrim hollarda soha fizik obyektga mos kelishi kerak.

Yorqinlik va kontrastni shakl almashtirish. Tasvirlarni qayta ishlashda katta ahamiyatga ega. Uning yordamida ekspozitsiya xatosini tuzatish, Tasvirning qora yoki yorug' sohalarini ajratish ruxsat etilgan. "Yorqinlik" tushunchasining bir nechta ta'rifini ko'rib chiqiladi. Kalorimetrik ta'rifga ko'ra [3] yorqinlik – ko'rish sezgisining qandaydir xarakteristikasi. Bunday ta'rif raqamli Tasvirlarni qayta ishlash uchun yaroqli emas. Fotometriyada yorug'lik oqimi (luminous fluxPv) energiyaning spektral taqsimlanishi funksiyasi (radiant power) □□(□) ning □(□) (spectralluminous efficiency function) funksiyasiga skalyar ko'paytmasi sifatida aniqlanadi. Raqamli televideniyada yorqinlik sifatida YUV ranglar koordinatalar tizimidagi Y koordinatasi tanlab olingan. Bunday ta'rif fotometrik ta'rifga mos kelmaydi, chunki YUV ranglar koordinatalar tizimi chiziqli emas, ya'ni stimullar summasi [4] YUV da, masalan, CIE XYZ 1931 chiziqli ranglar koordinatalar tizimidan farq qilgan holda ularning koordinatalarining summasiga mos kelmaydi. YUV turlaridan biri bo'lib zamonaviy dasturiy ta'minotda keng foydalaniluvchi YCbCr ranglar koordinatalar tizimi bo'lib hisoblanadi. Masalan, JPEG siqishda quyidagilar koordinatalar tizimidan foydalaniladi.

(cc) BY © Umidjon Odiljonov, Ro'zibayev Ortiq

$$\begin{pmatrix} Y \\ C_b \\ C_r \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0.299 & 0.587 & 0.144 \\ -0.168736 & -0.331264 & 0.5 \\ 0.5 & -0.418688 & -0.081312 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} R \\ G \\ B \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} 0 \\ 128 \\ 128 \end{pmatrix} \quad (28)$$

bu yerda R, G, B – RGB koordinatalar.
Yana bitta keng foydalaniluvchi kattalik bo'lib CIEL*a*b* koordinatalar tizimidagi (va boshqa unga o'xshash ranglar koordinatalar tizimlarida, masalan, PCSLab [5], HunterLab va boshqa.) yorug'lik kanali hisoblanadi. Turli RGB fazolarda yorqinlikni hisoblash uchun ko'pincha $\frac{1}{3}(R + G + B)$ formulasidan foydalaniladi, biroq bunday ta'rif odam ko'rishining xususiyatlariga unchalik yaxshi mos kelmaydi.

Gistogrammalarni topish va qurish. Tasvir nimranglarining taqsimlanish grafigi gorizontal o'q bo'yicha yorqinlik, vertikal o'q bo'yicha esa – berilgan yorqinlik qiymatiga ega bo'lgan piksellarning nisbiy soni ko'rsatiladi. Tasvir gistogrammasi. Tasvirning to'yinganlik darajalari gistogrammasi, tasvir gistogrammasi rang tuslarining soni va turlarini hamda tasvir yorqinligi umumiy darajasini baholashga imkon beradi. Masalan, oxirigacha eksponirlanmagan tasvir kichik ranglar sohasida eng yuqori nuqtada va yorqin ranglar sohasida pasayishga ega bo'ladi, ortiqcha eksponirlangan Tasvir uchun esa buning aksi bo'ladi. Yetarli bo'lmagan dinamik diapazonga ega bo'lgan Tasvir yorqinliklarning tor shu'lasiga ega bo'ladi. Tasvir gistogrammasining ideal shakli deb butunlay qora va butunlay yorqin ranglar kam bo'ladigan, markaziy ranglarga yaqinlashgan sari esa ularning soni orta boradigan qiya gaussian hisoblanadi.

Tasvirlarni intuitiv noravshan qayta ishlash. M×N o'lchamli A Tasvirda 0 bilan L-1 o'rtasidagi diapazonda r kulrang darajasining mavjudligi ko'rib chiqilgan. Qayta ishlash uchun ni qo'llashda tasvirlarni noravshan singltonlar massivi sifatini qarash ruxsat etilgan. Massivning har bir elementi tasvirning yorqinlik, o'tkirlik, bir jinslilik kabi avvaldan belgilab qo'yilgan xususiyatlariga muvofiq (i, j)-pikselga tegishli bo'lgan g_{ij} kulrang darajasining tegishliligi qiymati $\mu_{\tilde{A}}(g_{ij})$ni ko'rsatadi [6].

Ushbu yondashuvning umumlashtirilishi ko'rinishida Tasvirning intuitiv noravshan muhitda (INT)gi quyidagi ifodalanish kiritilgan.

INT da quyidagicha bayon qilingan A Tasvir

$$A = \{\langle g_{ij}, \mu_A(g_{ij}), v_A(g_{ij})\rangle | g_{ij} \in \{0, \dots, L-1\}\}, \quad (29)$$

$i \in \{1, \dots, M\}$va $j \in \{1, \dots, N\}$, bu yerda $\mu_A(g_{ij})$ va $v_A(g_{ij})$ mos holda (i, j)-pikselning Tasvir xususiyatlariga mos holda to'plamga tegishlilik va tegishli emaslik darajasini bildiradi.

μ_A va v_A funksiyalar Tasvir komponentlari to'plamlariga tegishlilik va tegishli emaslikka mos keladi. Agar INT o'rniga noravshan to'plamni ko'rib chiqsak,ta'rif [7,8] da keltirilgan ta'riflardan biriga olib keladi.

INM nazariyasi asosida Tasvirlarni qayta ishlash usullari ko'pincha raqamli Tasvirlarda bo'ladigan bir qiymatli emaslik va chaplanganlik sharoitlaridagi Tasvirlardagi kontrastlilik kabi "sifatsiz" xususiyatlar bilan ishlash uchun moslashuvchan matematik asosni taqdim etadi.

Tasvirlarni intuitiv noravshan qayta ishlash. Terminlarida piksellarning yorqinliklarining aniqlashga urinishda tabiiy ravishda yuzaga keladigan savolni quyidagicha ifodalash ruxsat etilgan: kulrang darajasi qanchalik yorqin va uning shunday yorqinligiga qanday qilib ishonch hosil qilish ruxsat etilgan. Tasvirlardagi noaniqlik turli omillar tufayli yuzaga keladi. Ular pikselning "kulrang" yoki "o'tkir" ekanligi haqida qaror qabul qilishdagi ishonchga ta'sir qiladi va shuning uchun ham tegishli nuqta bilan bog'liq bo'lgan ma'lum shubhalarni kiritadi. Tasvir piksellarining yorqinligini bayon qiluvchi A-INT komponentining tegishliligini aniqlash shunga o'xshash tarzda ham, an'anaviy tasvirlarni qayta ishlashning noravshan tizimlarida ham o'tkazish ruxsat etilgan bo'lgan soddaroq masalar hisoblanadi.

$$\mu_A(g) = \frac{g}{L-1}, \quad (30)$$

bu yerda $g \in \{0, \dots, L-1\}$. μ_A ni hisoblashning boshqa istalgan usulidan foydalanish ham ruxsat etilganligini ta'kidlab o'tish lozim.

Kvantlash shovqini o'z ichiga analog-raqamli almashtirishini oluvchi har qanday fizik

(cc) BY © Umidjon Odiljonov, Ro'zibayev Ortiq

tizimining ajralmas qismi bo‘lib hisoblanadi. Bunday turdagi kulrang darajalarining noaniqligini modellashtirish uchun [8,9] da noravshan sonlar asosida noravshan gistogramma tushunchasi taklif qilindi.

$\tilde{g}: R \to [0,1]$ noravshan soni normal va qavariq hisoblanadi. Tanlovda “kulrang darajasi taxminan g” tushunchasini ifodalash uchun konseptual tarzda mos bo‘lgan simmetrik noravshan sonlar uchun cheklanadi. Simmetrik uchburchak noravshan son quyidagicha aniqlanishi ruxsat etilgan:

$$\mu_{\tilde{g}}(x) = max\left\{0,1 - \frac{|x-g|}{p}\right\}, \qquad (31)$$

bu yerda r musbat parametr son shaklini boshqaradi. Kulrang darajalarini noravshan sonlar ko‘rinishida ko‘rib chiqqan holda [10-12] da gistogramma tushunchasi noravshan holatda aniqlangan. Raqamli tasvirning noravshan gistogrammasi $h_A^f(g)sg \in \{0,\dots,L-1\}$ quyidagicha aniqlanadi:

$$h_A^f(g) \triangleq \left\| \left\{ \left\langle (i,j), \mu_{\tilde{g}_{ij}}(g) \right\rangle | i \in \{1,\dots,M\}, j \in \{1,\dots,N\} \right\} \right\|, \qquad (32)$$

bu yerda $\|\cdot\|$noravshan to‘plamdagi elementlar sonini bildiradi. Bundan tashqari $h_A^f(g)$ “taxminan g” yorqinlik darajasining paydo bo‘lish chastotaksini ifodalaydi. Biroq uning ta’rifi tufayli noravshan gistogramma ehtimollik zichligi funksiyasi bo‘la olmaydi.

1-jadval.

Tibbiy timsollarni aniqlash usullarining ilmiy-tahliliy jadvali

№	Usul	Mazmuni	Vazifasi	Afzalligi	Kamchiligi
1	Neyron to‘rlari yordamida tanib olish	Murakkab belgilarni avtomatik o‘rganishga asos bo‘ladi	Tasvirni sinflarga ajratish	Avtomatlashtirish imkonini beradi	to‘liq natijaviy taqqoslash berilmagaydi
2	Tasvirlarni etalon bilan solishtirish	O‘xshashlikka asoslangan klassik tanib olish yondashuvi	Yangi tasvirni namunaviy tasvir bilan taqqoslash	Tuzilishi sodda, talqini oson	amaliy algoritmi keng ochilmagan
3	Xususiyatlarga ajratib tanib olish	Xususiyatlarni va belgilarni olish orqali tanib olish	Belgilarni ajratish va ular asosida tasniflash	Oson, mantiqan bosqichma-bosqich	Belgilar noto‘g‘ri tanlansa, sinflash sifati pasayadi
4	Normallashtirilgan kulrang tasvir olish	Kulrang intensivlik orqali asosiy strukturani saqlab qoladi va keyingi segmentatsiya va qirra ajratishga tayyorlaydi	Rangli tasvirni soddalashtirish	Hisoblashni yengillashtiradi	Rangga oid ba’zi ma’lumot yo‘qoladi
5	O‘rganilayotgan sohani qidirish	Barcha tasvirni emas, muhim oblastni ajratish ilmiy jihatdan tahlilni maqsad qiladi	Diagnostik ahamiyatli hududni topish	Keraksiz axborotni kamaytiradi	Aniq algoritmi maqolada batafsil berilmagan

© Umidjon Odiljonov, Ro‘zibayev Ortiq

6	Qirralarni ajratish	Tasvirdagi shakliy chegaralar diagnostik belgi sifatida muhim; shu sababli qirra ajratish ilmiy zarur bosqich	Kontur va o‘tishlarni topish	Strukturani ajratib beradi	Maqolada qaysi biri afzal ekani bo‘yicha qiyosiy natija keltirilmagan
7	Monoxrom tasvirga aylantirish	Tahlil uchun murakkab rangli ko‘rinishni ikkilikroq ko‘rinishga olib keladi	Soha-fon ajratilishini soddalashtirish	Segmentatsiyani yengillashtiradi	Nozik oraliq gradatsiyalar yo‘qolishi mumkin
8	Monoxrom va kulrang tasvirni tahlil qilish	Oldingi ishlov bosqichlari aynan shu tahlilga xizmat qiladi	Ajratilgan sohani analitik tekshirish	Ketma-ket tuzilma hosil qiladi	Metrikalari alohida berilmagan
9	Noravshan klasterlash	Tasvir elementining bitta sinfga qattiq emas, darajali tegishliligini ifodalaydi; bu tibbiy tasvirdagi noaniqlikni ilmiy jihatdan to‘g‘riroq modellashtiradi	Noaniq ma’lumotlarni klasterlarga ajratish	Noaniqlikni hisobga oladi	Parametrlash va hisoblash murakkabroq
10	Defazzifikatsiya operatori	$\tau(\mu, \gamma)$ operatori bilan berilgan. Noaniq tegishlilikni amaliy segmentatsiya qaroriga aylantiradi	Noravshan natijani aniq qarorga keltirish	Qaror qabul qilishni tugallaydi	γ va boshqa parametrlar tanloviga sezgir
11	Segmentatsiya	Bir jinsli sohalarga bo‘lish deb ta’riflangan. Segmentatsiya tanib olishdan oldingi fundamental bosqich sifatida berilgan; bir jinslilik rang intensivligi yoki	Keyingi tanib olish uchun sohalarni ajratish	Obyekt va fonni ajratadi	Noto‘g‘ri segmentatsiya keyingi bosqichlarga salbiy ta’sir qiladi

© Umidjon Odiljonov, Ro‘zibayev Ortiq

		tekstura bilan bog‘lanadi			
12	Yorqinlikni shakl almashtirish	Ekspozitsiya xatosini tuzatish va qora/yorug‘ sohalarni ajratish uchun keltirilgan. Yorqinlikni boshqarish orqali diagnostik belgilarning ko‘rinishini yaxshilaydi	Tasvir ko‘rinuvchanligini yaxshilash	Past sifatli tasvirni yaxshilashga yordam beradi	Haddan tashqari o‘zgartirish sun’iy ko‘rinishga olib kelishi mumkin
13	Gistogramma qurish va tahlil qilish	Yorqinlik taqsimot grafigi sifatida tushuntirilgan. Birinchi tartibli statistik tahlil vositasi sifatida ilmiy ahamiyatga ega; tasvir sifati bahosini beradi	Umumiy yorqinlik, dinamik diapazon va ekspozitsiyani baholash	Sodda va informativ	Fazoviy joylashuv haqida ma’lumot bermaydi
14	Intuitiv noravshan qayta ishlash	μA va νA orqali tegishlilik va tegishli emaslik darajalari bilan bayon qilingan Oddiy fuzzy modeldan farqli ravishda ishonch va ishonchsizlikni birga hisoblaydi; bu sifatsiz tasvirlar uchun muhim nazariy asos	Piksel noaniqligini chuqurroq ifodalash	Noaniqlikni chuqur ifodalaydi	Amaliy natijalar bo‘yicha kamroq raqam beradi
15	Noravshan gistogramma	Kulrang daraja noaniqligini modellashtirish uchun kiritilgan. “Taxminan g” ko‘rinishidagi yorqinlikni ifodalab, qattiq gistogrammadan ko‘ra noaniqlikni	Kvantlash shovqini ta’sirini hisobga olish	Kvantlash xatolariga sezgir tahlil beradi	Ehtimollik zichligi funksiyasi sifatida talqin qilib bo‘lmaydi

© Umidjon Odiljonov, Ro‘zibayev Ortiq

		yaxshiroq ko‘rsatadi			
16	Noravshanlikni minimallashtirishga asoslangan kontrast kuchaytirish	Chaplanganlikni kamaytirish va kontrastni oshirish usuli sifatida berilgan Diagnostik belgilarning ajraluvchanligini oshirish uchun nazariy asos beradi	Tasvirni ravshanlashtirish	Oqartirish emas, boshqariladigan kontrast oshirishni beradi	r ortishi bilan tasvir binar ko‘rinishga yaqinlashadi, demak ma’lumot yo‘qotilishi mumkin
22	Korrelyatsiya	Xulosa qismida tasvir farqlarini topish va solishtirish uchun tilga olingan Belgilar yoki tasvirlar orasidagi moslikni tekshirishga ilmiy asos beradi	O‘xshashlikni baholash	Sonli taqqoslash imkonini beradi	Maqolada formulasiz, faqat xulosa darajasida zikr etilgan

Tahlillar shuni ko‘rsatadiki ikki katta guruhga birlashtirgan holda tasvirni oldindan qayta ishlash va belgi ajratish usullari sifatida kulranglashtirish, qirra ajratish, segmentatsiya, gistogramma, yorqinlik va kontrast bilan ishlash va tanib olish va qaror qabul qilish usullarida klasterlash, intuitiv noravshan modellashtirish, KNN, korrelyatsiya va CNN asosidagi tahlil qilish va sinflashtirish jihatlaridan oddiy sanoqda emas, balki noaniq tibbiy tasvirlar uchun belgi majmuasini tanlashni klassik va intellektual yondashuvlar bilan bog‘lanishlarini ko‘rsatiladi.

III Xususiyatlarni ajratib olish jarayonini modellashtirish va algoritmi

SI ilg‘or algoritmlar yordamida ushbu oqimlardagi andozalar, tendensiyalar va ehtimoliy og‘ishlarni aniqlay oladi. Bu orqali tizim bemorning glyukoza harakatlarini shaxsiylashtirilgan va keng qamrovli tarzda tushunish imkonini beradi.

Yopiq konturli tizimning asosiy ustunliklaridan biri - uning avtonom ishlash qobiliyatidir. Bu esa qo‘lda aralashuvga bo‘lgan ehtiyojni kamaytiradi va noto‘g‘ri taxminlar xavfini yo‘qotadi. Shu orqali diabetga chalingan insonlar o‘z salomatligini ko‘proq ishonch va qulaylik bilan boshqarish imkoniga ega bo‘ladilar. Doimiy kuzatuv va hisob-kitobga ehtiyoj kamayadi, SI aniqlash bloki esa glyukoza darajasini belgilangan me’yorda uzluksiz ushlab turadi. Bergman minimal modeli - 1-tur qandli diabetli bemorlarda qand nazoratini tasvirlashda keng qabul qilingan matematik model bo‘lib, ushbu tizimda ma’lumotlarni tahlil qilishda asosiy nazariy asoslardan biri sifatida foydalaniladi.

$$\frac{dG}{dt} = P_1 G - x(G + G_b) + D \ldots \quad (33)$$

$$\frac{dI}{dt} = -n(I + I_b) + \frac{U}{V_1} \ldots \quad (34)$$

$$\frac{dx}{dt} = -P_2 x + P_3 I \ldots \quad (35)$$

Ushbu model asosiy o‘zgaruvchilarning dinamikasini ifodalovchi oddiy differensial tenglamalar majmuasidan iborat: G - qondagi glyukoza konsentratsiyasining bazal darajadan og‘ishi, I - qondagi insulin konsentratsiyasining bazal darajadan og‘ishi, x - insulin

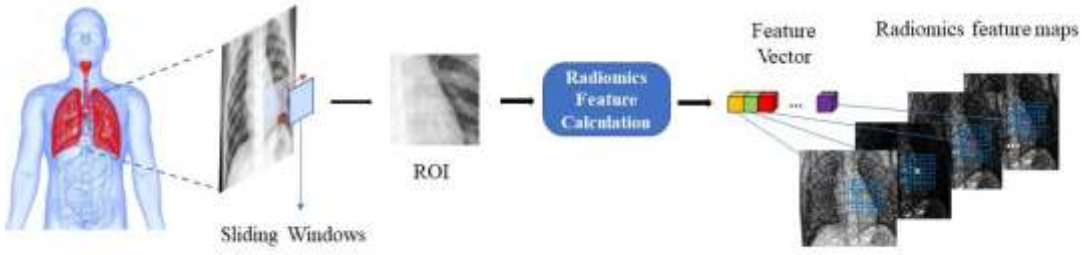
(cc) BY © Umidjon Odiljonov, Ro‘zibayev Ortiq

konsentratsiyasining organizmdagi masofaviy bo‘linmadagi o‘zgarishini ifodalovchi proporsional o‘zgaruvchi.

Bu o‘zgaruvchilar organizmdagi glyukoza va insulin o‘zaro ta’sirini tushunishda muhim rol o‘ynaydi. Model glyukoza va insulin jarayonlariga oid tezliklar va o‘zgarishlarni ifodalovchi parametrlar bilan boshqariladi.

Bazal qondagi glyukoza va insulin darajalari, shuningdek: P_1 - glyukozani yo‘qotish tezligi, P_2 - masofaviy bo‘linmadan insulin yo‘qotish tezligi, P3 - insulinning masofaviy bo‘linmaga kelish tezligi modelning aniqligini ta’minlaydigan asosiy parametrlardir.

Ushbu 2D yadroni rentgen tasviri bo‘ylab surma oynasi operatsiyasi sifatida arakatlantirish orqali asl rentgen tasvirlari bilan bir xil o‘lchamda 37 ta xususiyat xaritasi hosil qilindi. Barcha radiomik tahlillar raqamli fantomlar 73 bilan taqqoslangan va tasvirlash biomarkerlarini standartlashtirish tashabbusiga 74 mos keladigan maxsus kod yordamida amalga oshirildi



1-rasm. Ushbu ishda radiomik xususiyat xaritasi hisoblashning ish jarayonining qisqacha mazmuni

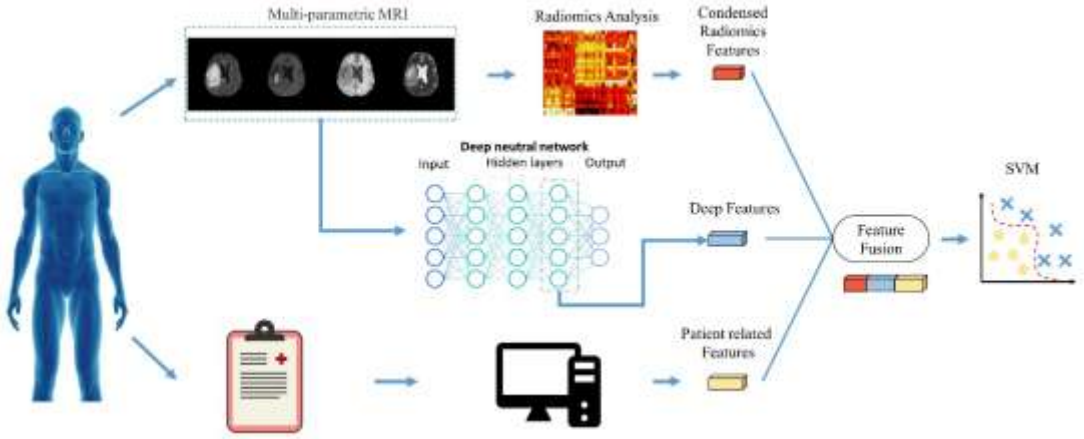
Modelning mustahkamligini o‘rganish uchun har bir model versiyasining 50 ta ishga tushirilishi o‘quv ma’lumotlari to‘plami (649 ta rasm) yordamida o‘qitildi. Har bir ishga tushirishda o‘quv va tasdiqlash namunalari 7:1 nisbatda tasodifiy tanlandi. TensorFlow muhitida Nvidia TM Tesla V100 grafik kartasidan foydalangan holda chuqur o‘rganish mashg'ulotlari davomida yo‘qotish funktsiyasi kategorik o‘zaro entropiya edi va Adam optimizatori tanlandi. Modelni baholash uchun sezgirlik, o‘ziga xoslik, aniqlik va egri chiziq ostidagi ROC maydoni uchun ikkala model versiyasidan olingan natijalar tahlil qilindi. Taqqoslashning statistik ahamiyati 0,05 darajasida Wilcoxon imzolangan daraja sinovlari orqali aniqlandi.

Ushbu tadqiqotda BraTS 2020 dan jami 235 GBM bemorlari har bir bemorda patologik jihatdan tasdiqlangan tashxis va operatsiyadan oldingi ko‘p parametrli MRI tekshiruvi mavjud bo‘lib, u to‘rtta seriyani o‘z ichiga oladi: T1 vaznli, T2 vaznli, kontrastli T1 vaznli va suv bilan bostirilgan suyuqlikning pasayishi inversiyasini tiklash. Barcha to‘rtta MR seriyasi bosh suyagini o‘tkazib yuborish bilan birgalikda ro‘yxatga olingan va tasvir o‘lchamlari izotrop 1 mm. To‘liq rezektsiya operatsiyasidan keyingi kunlardagi omon qolishdan tashqari, har bir bemorda tajribali neyroradiolog konturidan olingan haqiqiy o‘sma segmentatsiyasi natijalari mavjud. Ushbu segmentatsiya natijalari uchta asosiy mintaqani o‘z ichiga oladi: kontrastli o‘sma mintaqasi, peritumoral shish va nekrotik/kuchaytirmaydigan o‘sma yadrosi. Ushbu ishda bu bemorlar ikki guruhga bo‘lingan: qisqa muddatli omon qolish guruhida 116 bemor (<1 yillik omon qolish) va to‘liq rezektsiya operatsiyasidan keyin uzoq muddatli omon qolish guruhida 119 bemor (>1 yillik omon qolish). Bunday guruh tayinlash muvozanatli ma’lumotlar guruhini tayinlash uchun eng klinik ahamiyatga ega.

GBM omon qolish guruhini bashorat qilish uchun radiomikaga integratsiyalashgan chuqur o‘rganish ish jarayonining umumiy dizayni umumlashtirilgan. Ko‘rsatilganidek, ko‘p o‘lchovli ma’lumotlarni qayta ishlash uchta tarmoqdan iborat. 1-tarmoqda radiomik xususiyatlar tanlangan qiziqish mintaqalaridan har bir MR usuli yordamida hisoblanadi va butun xususiyat maydonidan zich radiomik xususiyatlarni tanlash uchun o‘lchamlarni kamaytirish usullari qo‘llaniladi. 2 - tarmoqda qisqa muddatli/uzoq muddatli omon qolishni bashorat qilish uchun har bir MR usuli yordamida kodlovchi neyron tarmoq arxitekturasi o‘rgatiladi.

(cc) BY © Umidjon Odiljonov, Ro‘zibayev Ortiq

Oxirgi ikkita zich qatlamdan yuqori darajadagi xususiyatlar chuqur xususiyatlar sifatida ajratib olinadi, so‘ngra o‘lchamlarni kamaytirish ishlov beriladi. 3-tarmoqda bemorga xos klinik xususiyatlar ma’lumotlar to‘plamidan to‘plandi. Ommaviy ma’lumotlar to‘plamining tarkibi tufayli operatsiya vaqtida bemorning yoshini to‘pladik va asosiy haqiqat segmentatsiyasi natijalariga asoslanib, 3 ta o‘sma mintaqasi hajmini hisoblandi. Nihoyat, uchta tarmoqdan olingan ma’lumotlar SVM modellashtirish uchun omon qolish guruhini bashorat qilish uchun integratsiyalashgan kirish sifatida birlashtiriladi. Ushbu ishda ishlab chiqilgan model amalga oshirishning turli strategiyalarini, jumladan, 1) tasvir tahlili 2D/3D yondashuvlari; 2) turli o‘lchamlarni kamaytirish strategiyalari; 3) uchta tarmoqdan SVM kirish dizayni turli kombinatsiyalarini o‘rganildi. Bemorlar butun ma’lumotlar to‘plami 7:1:2 nisbatiga muvofiq o‘qitish, tasdiqlash va sinov to‘plamiga bo‘lingan.



2-rasm. Radiomika bilan integratsiyalashgan chuqur o‘rganish modelining blok-sxemasi.

2D asosidagi tahlilda kontrast bilan kuchaytirilgan o‘sma mintaqasining eng katta kesim maydoniga ega bo‘lgan eksenel kesma tanlandi va tanlangan kesimdagi uchta segmentlangan mintaqadan radiomik xususiyatlar ajratib olindi. 3D asosidagi tahlilda radiomik xususiyatlar mintaqalarning 3D segmentatsiyasidan izotrop piksellar soniga ega ajratib olindi. Shuning uchun, 2D/3D tahlilda har bir bemordan 456 ta r-adiomika xususiyatlari ((22+16) xususiyatlar x 4 MR usullari x 3 mintaqa) olindi. Radiomik xususiyatlar bir-biri bilan yuqori korrelyatsiyalarni ko‘rsatishi mumkinligi ma'lum muammo. Shunday qilib, takroriy ma’lumotlarning ta'sirini kamaytirish va imkoniyatlarni haddan tashqari moslashtirish uchun to‘g'ri o‘lchamlarni kamaytirish usullari talab qilinadi. Ushbu ishda xususiyatlarni tanlashda ikkita yondashuvni o‘rganib chiqdik: asosiy komponentlar tahlili (PCA) va o‘xshashlik tahlili. PCA yondashuvida asl to‘liq radiomik xususiyatlar maydonining >90% tushuntirish nisbatini saqlab qolish uchun 14 ta asosiy komponent olindi. O‘xshashlik tahlilida uzoq muddatli va qisqa muddatli omon qolish guruhlari orasidagi farqlarni maksimal darajada oshiradigan radiomik xususiyatlar quyida aniqlangan o‘xshashlik asosida tanlandi:

Ushbu ishda 3-rasmning 2 - sho‘basida 2D va 3D asosidagi tasvir tahlilini joylashtirish uchun turli xil chuqur neyron tarmoq dizaynlarini qo‘lladik. 4A-rasmda 2D tasvir kirishlari uchun chuqur neyron tarmog'i umumlashtirilgan. Oldindan o‘rgatilgan VGG-16 arxitekturasi 69 asosida tarmoq ikki qismdan iborat: 1 - qism 5 ta konvolyutsion blokli konvolyutsion asosdir. Har bir konvolyutsion blok 2 yoki 3 ta konvolyutsion qatlam va maksimal-pulling qatlami bilan biriktirilgan. Har bir konvolyutsion qatlamda filtr o‘lchami 3 × 3 bo‘lib, to‘ldirish va 1 qadam qo‘yiladi. Maksimal-pulling 2x2 pikselli oynada 2 qadam qo‘yilgan holda amalga oshiriladi.

2 - qism zich qism bo‘lib, mos ravishda 1024, 1024, 512, 256 va 3 o‘lchamdagi 5 ta zich qatlamlardan iborat to‘plamdir. Haddan tashqari moslashishning oldini olish uchun dastlabki ikkita zich qatlam orasiga 0,5 o‘lchamdagi o‘chirish ehtimoli bilan o‘chirish qatlami qo‘shildi va chiqish qatlamida yumshoq-max faollashuvi qo‘llanildi. Neyron tarmog'ining kirish qismi BraTS ma’lumotlar to‘plami spetsifikatsiyasiga

(cc) BY © Umidjon Odiljonov, Ro‘zibayev Ortiq

muvofiq 160 × 208 × 3 shakl o‘lchamiga ega uch kanalli tasvirdir, chiqish esa qisqa muddatli va uzoq muddatli omon qolish guruhlariga mos keladigan kategorik ikkilik yorliq vektorlari, ya'ni [1,0] va [0,1] dir. Ushbu ishda nisbatan kichik ma’lumotlar hajmi bilan ishlash uchun konvolyutsion bazaga ImageNet 80 da oldindan o‘rgatilgan og'irliklar yuklandi, bu esa o‘tkazishni o‘rganish sxemasi 81 sifatida amalga oshirildi .

IV Xulosa.

Tasvirdagi grafik obyektlarni tanib olish usul va algoritmlarining analitik tahlil qilindi. Tashxisiy parametrlarini baholash usullari, timsollarning tanib olishning zamonaviy algoritmlarda, turli axborot xolatlarida Tasvirlarni tanib olish usullari analitik tahlil qilindi. Ko‘krak qafas rengen Tasvirlarini kompyuterda tahlil qilish tizimlarining qiyosiy tahlili keltirildi. Tibbiyotda kasalliklarni erta aniqlash va to‘g‘ri tashxis qo‘yish juda muhim vazifalardan biri hisoblanadi. Ayniqsa, Tasvir asosida aniqlash usullari – ya’ni rentgen, MRT, KT kabi usullar orqali olingan Tasvirlarni tahlil qilish jarayoni – ko‘p vaqt va kuch talab qiladi. Shu sababli bu jarayonni avtomatlashtirish, ya'ni sun’iy intellekt yordamida tez, aniq va ishonchli natijalarga erishish masalasi dolzarb bo‘lib bormoqda. Tadqiqot davomida Tasvirlardagi farqlarni topish, ularni korrelyatsiya usuli bilan solishtirish, kerakli belgilarni ajratib olish va bu belgilar asosida tasniflash ishlari amalga oshirildi. K yaqin qo‘shnilar usuli orqali o‘xshash kasallik belgilari aniqlab, ularni to‘g‘ri guruhlash imkoniyati yaratildi. Ayniqsa, ba'zida aniq chiziqlar yoki belgilarning yo‘qligi diagnostika qilishda noaniqlik tug‘dirishi ruxsat etilgan – shunday holatlarda loyihada qo‘llangan noaniq mantiqiy yondashuv foydali bo‘ldi. Natijalar esa qulay grafiklar va interfeyslar orqali tibbiyot xodimlariga taqdim qilinadi, bu esa ularning ishini sezilarli darajada yengillashtiradi. Umuman olganda, olib borilgan ish orqali tibbiy Tasvirlarni avtomatik tahlil qilishda samaradorlik oshiriladi, inson xatolari kamayadi va eng muhimi, bemorlarga yordam berish imkoniyati yanada tez va ishonchli bo‘ladi.

Foydalanilgan Adabiyotlar ro‘yxati

1. Goodfellow J., Bengio I., Courville A. Chuqur o'rganish. - M.: DMK Press, 2018.
2. Ronneberger O. va boshqalar. U-Net: Biotibbiy tasvir segmentatsiyasi uchun konvolyutsion tarmoqlar . arXiv:1505.04597.
3. Krayushkin P.V. Teri saratonini tashxislashda sun'iy intellektning salohiyati. Kosmetika va tibbiyot. - 2018. - № 3. - 90–99-betlar.
4. Abbas Q. va boshqalar. DullRazor: Dermoskopik tasvirlardan epilatsiya qilishning dasturiy yondashuvi . Kompyuterlashtirilgan tibbiy tasvirlash va grafika, 37(3), 167–175.
5. Selvaraju RR va boshqalar. Grad-CAM: Gradient asosidagi lokalizatsiya orqali chuqur tarmoqlardan vizual tushuntirishlar . arXiv:1610.02391.
6. Yan Y. va boshqalar. Aniqlanmagan tibbiy tasvirlash ma’lumotlarida qayta identifikatsiya qilish xavfi . Amerika tibbiy informatika assotsiatsiyasi jurnali, 26(11), 1384–1390.
7. Vaswani A. va boshqalar. Sizga kerak bo'lgan yagona narsa - bu diqqat . NeurIPS, 2017.
8. Dosovitskiy A. va boshqalar. 16x16 so'z qiymatidagi rasm: Masshtabda tasvirni aniqlash uchun transformatorlar . arXiv:2010.11929 / ICLR, 2021.
9. Wang L. va boshqalar. TransMed: Transformers Advance Multi-modal Tibbiy Tasvir Tasnifi . arXiv:2103.05950.
10. HuggingFace jamoasi. Transformerlar hujjatlari – Vision Transformer (ViT) . https://huggingface.co/docs/transformers/model_doc/vit
11. Xon S. va boshqalar. Transformerlar ko'rishda: Tadqiqot . ACM hisoblash tadqiqotlari, 2022.
12. Zhang H. va boshqalarning aralashmasi: Empirik xavfni minimallashtirishdan tashqari . ICLR, 2018.

© Umidjon Odiljonov, Ro‘zibayev Ortiq