

ҚАЗАҚСТАН РЕСПУБЛИКАСЫ БІЛІМ ЖӘНЕ ҒЫЛЫМ МИНИСТРЛІГІ

Сәтбаев университеті

Ақпараттық және телекоммуникациялық технологиялар институты

Киберқауіпсіздік, ақпаратты өңдеу және сақтау кафедрасы

Кабдрахым Алинур

Оқу орнына арналған «Ми ісіктерін анықтау және белгілерін анықтаудағы суретті талдау» ақпараттық жүйесін құру

ДИПЛОМДЫҚ ЖҰМЫС

5B070300 – «Ақпараттық жүйелер» мамандығы

Алматы 2019

ҚАЗАҚСТАН РЕСПУБЛИКАСЫ БІЛІМ ЖӘНЕ ҒЫЛЫМ МИНИСТРЛІГІ

Сәтбаев университеті

Ақпараттық және телекоммуникациялық технологиялар институты

Киберқауіпсіздік, ақпаратты өндеу және сақтау кафедрасы

ҚОРҒАУҒА ЖІБЕРІЛДІ

КҚФЖС кафедра меңгерушісі,

канд.тех.наук, ассистент

профессор

 Н.А.Сейлова

« 16 » мамыр 2019 ж.

ДИПЛОМДЫҚ ЖҰМЫС

Тақырыбы: «Ми ісіктерін анықтау және белгілерін анықтаудағы суретті талдау»

5B070300 – «Ақпараттық жүйелер» мамандығы бойынша

Орындаған:

Кабдрахым А.А.

Пікір беруші:

Аға ғыл.қызметкер, PhD
 А.С. Шаяхметова

« 13 » мамыр 2019ж.

Ғылыми жетекші :

 Н.Таубалды

« 15 » мамыр 2019ж.



Алматы 2019

ҚАЗАҚСТАН РЕСПУБЛИКАСЫ БІЛІМ ЖӘНЕ ҒЫЛЫМ МИНИСТРЛІГІ

Сәтбаев университеті

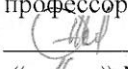
Ақпараттық және телекоммуникациялық технологиялар институты

Киберқауіпсіздік, ақпаратты өңдеу және сақтау кафедрасы

5B070300 – «Ақпараттық жүйелер» мамандығы

БЕКІТЕМІН

КҚФЖС кафедра меңгерушісі,
канд.тех.наук. ассистент
профессор

 Н.А.Сейлова
« 16 » мамыр 2019 ж.

**Дипломдық жұмысты орындауға
ТАПСЫРМА**

Білім алушы: Қабдрахым Алинұр Алтайұлы

Тақырыбы: «Ми ісіктерін анықтау және белгілерін анықтаудағы суретті талдау»

Университет Ректоры: 2018 жылғы «16» мамыр №1162 - бұйрығымен бекітілген

Аяқталған жұмысты тапсыру мерзімі: 2019 жылғы «4» мамыр

Дипломдық жұмыстың бастапқы берілістері: диплом алдындағы практикалық жұмыс қорытындысы, тақырып бойынша әдебиеттерге шолу нәтижелері, теориялық мәліметтердің жиыны

Дипломдық жұмыста қарастырылатын мәселелер тізімі:

а) қойылған мәселенің қазіргі жағдайын пайымдау

ә) ақпараттық қамтаманы құру

б) программалық қамтаманы құру

Сызбалық материалдар тізімі: Power Point бағдарламасындағы слайдтар

Сызба материалдар: 16 слайдпен көрсетілген



Ұсынылатын негізгі әдебиет: 20 амау

Дипломдық жұмысты дайындау

КЕСТЕСІ


| Бөлімдер атауы, қарастырылатын мәселелер тізімі | Ғылыми жетекші мен кеңесшілерге көрсету мерзімдері | Ескерту |
|--|--|---------|
| Мәселенің қазіргі жағдайына шолу және оны талдау | 10.01.2019 – 08.03.2019 | |
| Ақпараттық қамтаманы құру | 05.02.2019 – 10.03.2019 | |
| Программалық қамтаманы құру | 11.03.2019 – 22.04.2019 | |

Дипломдық жұмысының бөлімдерінің кеңесшілері мен норма бақылаушыларының аяқталған жобаға қойған
қолтаңбалары

| Бөлімдер атауы | Кеңесшілер, аты, әкесінің аты, тегі (ғылыми дәрежесі, атағы) | Қол қойылған күні | Қолы |
|----------------------|--|-------------------|---|
| Норма бақылаушы | А.А.Кабдуллин, кафедра ассистенті | 13.05.19 |  |
| Программалық қамтама | М.Б. Бауыржан ,тыютор | 8.05.19 |  |

Ғылыми жетекші 

Н. Таубалды

Тапсырманы орындауға алған білім алушы 

А.А.Кабдрахым

Күні

“08” маусым 2019 ж.

РЕЦЕНЗИЯ

Дипломдық жұмыс

(жұмыс түрінің атауы)

Қабдрахым Алинур Алтайұлы

(білім алушының Т.А.Ә.)

5B070300 – Ақпараттық жүйелер

(мамандық атауы мен шифрі)

Тақырыбы: Оқу орнына арналған “ Ми ісіктерін анықтау және белгілерін анықтаудағы суретті талдау” ақпараттық жүйесін құру

Орындалды:

түсініктеме _____ 34 бет

Қабдрахым А. А. дипломдық жұмысы медицинада адам өмірін сақтауға арналған. Осы тақырыпқа сәйкес ақпараттық жүйелер негізінде медицина орнына арналған “ Ми ісіктерін анықтау және белгілерін анықтаудағы суретті талдау” программа жасау – мәселелердің бірі болып табылады. Бұл жұмыс осы мәселені шешуге арналған. Сол үшін орындалған жұмыс практикалық маңызға ие.

ЖҰМЫСҚА ЕСКЕРТУ

Жұмысқа келесідей ескертулер жасалды:

- түсініктемелік жазбада ғрамматикалық және стилистикалық қателер кездеседі;

ЖҰМЫСТЫҢ БАҒАСЫ

Дипломдық жұмыс тапсырмаға сәйкес толық орындалған және « 90 » бағаға бағалап, ал жұмыстың авторы Қабдрахым Алинур Алтайұлы 5B070300 – «Ақпараттық жүйелер» мамандығы бойынша «бакалавр» академиялық дәрежесін алуға лайық деп санаймын.

РЕЦЕНЗЕНТ

Аға ғылыми қызметкер, PhD

«13» мамыр 2019 ж.


қолы

А.С.Шаяхметова

ҚАЗАҚСТАН РЕСПУБЛИКАСЫНЫҢ БІЛІМ ЖӘНЕ ҒЫЛЫМ
МИНИСТРЛІГІ
СӨТБАЕВ университеті

Ғылыми жетекшінің сын пікірі

Дипломдық жобаға

Қабдрахым Алинур

5B070300 – Ақпараттық жүйелер

Тақырыбы: Мидағы ісікті белгілерін анықтайтын кескінді сараптама жасау.

Бұл дипломдық жұмыс “Matlab” бағдарламалау ортасында құрастырылды.

Дипломдық жоба түсіндірме хат кіріспеден, қорытындыдан, пайдаланылған әдебиеттер тізімінен тұрады.

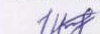
Кіріспеде мәселенің маңыздылығы, жобаның мақсаты және қолданылған құралдар қысқаша келтірілген. Бұл дипломдық жобада MRT суреттерін Matlab ортасында жақсартып, ми ісігін анықтайтын және талдайтын модельдерге зерттеу жасалған.

Қабдырахым Алинур дипломдық жоба орындау барысында өз беттілік көрсетіп, әдебиеттермен жұмыс істеген. Дипломдық жоба “Ақпараттық жүйелер” мамандығының бітіру жұмыстарына қойылатын талаптарға сәйкес.

Қорытындылай келе, Қабдырахым Алинур дипломдық жобасын қорғауға жіберуге болады.

Ғылыми жетекші:

Техника ғылымдарының магистрі, тьютор

 Таубалды Н.Ж.

«15» 05 2019 ж

Протокол анализа Отчета подобия

заведующего кафедрой / начальника структурного подразделения

Заведующий кафедрой / начальник структурного подразделения заявляет, что ознакомился(-ась) с Полным отчетом подобия, который был сгенерирован Системой выявления и предотвращения плагиата в отношении работы:

Автор: Кабдырахым Алинур

Название: Мидағы ісікті белгілерін анықтайтын кескінді сараптама жасау

Координатор: Нұрсұлтан Таубалды

Коэффициент подобия 1:2,1

Коэффициент подобия 2:0,9

Тревога:7

После анализа отчета подобия заведующий кафедрой / начальник структурного подразделения констатирует следующее:

- обнаруженные в работе заимствования являются добросовестными и не обладают признаками плагиата. В связи с чем, работа признается самостоятельной и допускается к защите;
- обнаруженные в работе заимствования не обладают признаками плагиата, но их чрезмерное количество вызывает сомнения в отношении ценности работы по существу и отсутствием самостоятельности ее автора. В связи с чем, работа должна быть вновь отредактирована с целью ограничения заимствований;
- обнаруженные в работе заимствования являются недобросовестными и обладают признаками плагиата, или в ней содержатся преднамеренные искажения текста, указывающие на попытки сокрытия недобросовестных заимствований. В связи с чем, работа не допускается к защите.

Обоснование:

.....
.....
.....
.....
.....

Дата 16.05.19г

Подпись заведующего кафедрой /

начальника структурного подразделения



И.Б.Орму

Окончательное решение в отношении допуска к защите, включая обоснование:

.....
.....
.....
.....
.....
.....
.....

Вопросе міберіуді

Дата 16.05.192

Подпись заведующего кафедрой / 

начальника структурного подразделения 

Протокол анализа Отчета подобия Научным руководителем

Заявляю, что я ознакомился(-ась) с Полным отчетом подобия, который был сгенерирован Системой выявления и предотвращения плагиата в отношении работы:

Автор: Қабдырахым Алинур

Название: Мидағы ісікті белгілерін анықтайтын кескінді сараптама жасау

Координатор: Нұрсұлтан Таубалды

Коэффициент подобия 1: 2,1

Коэффициент подобия 2: 0,9

Тревога: 7

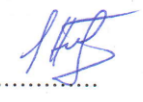
После анализа Отчета подобия констатирую следующее:

- обнаруженные в работе заимствования являются добросовестными и не обладают признаками плагиата. В связи с чем, признаю работу самостоятельной и допускаю ее к защите;
- обнаруженные в работе заимствования не обладают признаками плагиата, но их чрезмерное количество вызывает сомнения в отношении ценности работы по существу и отсутствием самостоятельности ее автора. В связи с чем, работа должна быть вновь отредактирована с целью ограничения заимствований;
- обнаруженные в работе заимствования являются недобросовестными и обладают признаками плагиата, или в ней содержатся преднамеренные искажения текста, указывающие на попытки сокрытия недобросовестных заимствований. В связи с чем, не допускаю работу к защите.

Обоснование:

.....
.....
.....
.....
.....

.....
Дата 15.05.192

Табалдаг Н. 
.....
Подпись Научного руководителя

Краткий отчет



| | |
|---|--|
| Университет: | Satbayev University |
| Название: | Мидағы ісікті белгілерін анықтайтын кескінді сараптама жасау |
| Автор: | Қабдырахым Алину |
| Координатор: | Нұрсұлтан Таубалды |
| Дата отчета: | 2019-05-03 10:23:46 |
| Кoeffициент подобия № 1: | 2,1% |
| Кoeffициент подобия № 2: | 0,9% |
| Длина фразы для коэффициента подобия № 2: | 25 |
| Количество слов: | 4 533 |
| Число знаков: | 37 993 |
| Адреса пропущенные при проверке: | |
| Количество завершенных проверок: | 15 |



К вашему сведению, некоторые слова в этом документе содержат буквы из других алфавитов. Возможно - это попытка скрыть позаимствованный текст. Документ был проверен путем замещения этих букв латинским эквивалентом. Пожалуйста, уделите особое внимание этим частям отчета. Они выделены соответственно.
Количество выделенных слов 7

>> Самые длинные фрагменты, определенные, как подобные

| № | Название, имя автора или адрес гиперссылки (Название базы данных) | Автор | Количество одинаковых слов |
|---|---|-----------------|----------------------------------|
| 1 | Aida_diplom_plogiat (1).docx Satbayev University (ИИИТТ) | Әсілбай Аида | 39 |
| 2 | Aida_diplom_plogiat (1).docx Satbayev University (ИИИТТ) | Әсілбай Аида | 16 |
| 3 | URL_ http://www.ijetcse.com/wp-content/plugins/ijetcse/file/upload/docx/121WLS-Filter-Based-Color-Transfer-in-Fabric-Images-pdf.pdf | | 12 |
| 4 | Aida_diplom_plogiat (1).docx Satbayev University (ИИИТТ) | Әсілбай Аида | 6 |
| 5 | Aida_diplom_plogiat (1).docx Satbayev University (ИИИТТ) | Әсілбай Аида | 6 |
| 6 | URL_ http://mundamedicina.info/awrwlar/nazar-audary-yz.html | | 5 |
| 7 | Aida_diplom_plogiat (1).docx Satbayev University (ИИИТТ) | Әсілбай Аида | 5 |
| 8 | Aida_diplom_plogiat (1).docx Satbayev University (ИИИТТ) | Әсілбай Аида | 5 |

>> **Документы, в которых найдено подобные фрагменты: из RefBooks**

1
Не обнаружено каких-либо

заимствований

>> **Документы, содержащие подобные фрагменты: Из домашней базы данных**

Документы, выделенные жирным шрифтом, содержат фрагменты потенциального плагиата, то есть превышающие лимит в длине коэффициента подобия № 2

| № | Название (Название базы данных) | Автор | Количество одинаковых слов (количество фрагментов) |
|---|--|--------------|--|
| | 1 Aida_diplom_plogiat (1).docx Satbayev University (ИИИТТ) | Әсілбай Аида | 77 (6) |

>> **Документы, содержащие подобные фрагменты: Из внешних баз данных**

Не обнаружено каких-либо заимствований

>> **Документы, содержащие подобные фрагменты: Из интернета**

Документы, выделенные жирным шрифтом, содержат фрагменты потенциального плагиата, то есть превышающие лимит в длине коэффициента подобия № 2

| № | Источник гиперссылки | Количество одинаковых слов (количество фрагментов) |
|---|--|--|
| | 1 URL_ http://www.ijetcs.com/wp-content/plugins/ijetcs/file/upload/docx/121WLS-Filter-Based-Color-Transfer-in-Fabric-Images-pdf.pdf | 12 (1) |
| | 2 URL_ http://mundamedicina.info/awrwar/nazar-audary-vz.html | 5 (1) |

АНДАТПА

Бұл дипломдық жұмыста Ми ісіктерін анықтайтын программа құрылады.

Программа Matlab тілінде жасалады. Дипломдық жобаны жазу барысында MATLAB тілінде Chan-veese, LGDF, LBF моделдері қолданылады.

MATLAB тілінде модельдер арқылы бастапқы MPT суретті сегментациялау жасау арқылы бастапқы суреттен дайын сегменттелген сурет шығарады. Нәтижесі ісік табылған дайын сурет болып табылад.

АННОТАЦИЯ

В этой дипломной работе создается программа по определению опухолей головного мозга.

Программа составляется на языке MATLAB. При разработке дипломного проекта на языке MATLAB используются модели Chan-veese, LGDF, LBF.

На языке MATLAB с помощью моделей производятся сегментированное изображение с исходного МРТ рисунка готовое из исходного рисунка. Результатом работы является обнаружения опухоли мозга.

ANNOTATION

In this thesis, a program is created to determine brain tumors.

The program is written in MATLAB. In the development of the diploma project in the MATLAB language uses the model of the Chan-Vese, LGD, LBF.

In MATLAB using models produced segmented image from the original MRI picture ready from the original picture. The result is the detection of brain tumors.

МАЗМҰНЫ

| | |
|---|----|
| КІРІСПЕ | 9 |
| 1.Қойылған мәселе бойынша әдебиетке шолу | 10 |
| 1.1Бас ми ісігі | 10 |
| 1.2 Ми ісігінің диагностикасы | 10 |
| 1.3 Нейрондық желілерді медицинада қолдану | 16 |
| 1.4 Matlab жүйесінде медициналық суреттерді өңдеу | 18 |
| 1.5 Есептің қойылымы | 19 |
| 2. Жүйені жобалау | 20 |
| 2.1 Программалық қосымшаның функционалдық құрылымы | 20 |
| 2.2 Программалық қамтаманың жалпы құрылымы | 21 |
| 2.3 Суреттерді өңдеу технологиясына талдау жасау | 22 |
| 2.4 Matlab ортасындағы белсенді контурлық модельдер | 27 |
| 3. Программалық қамтаманы құру | 33 |
| 3.1 Программалау тілін таңдауды негіздеу | 33 |
| 3.2.1 Жалпы мағлұматтар | 33 |
| ҚОРЫТЫНДЫ | 39 |
| ПАЙДАЛАНЫЛҒАН ӘДЕБИЕТТЕР ТІЗІМІ | 40 |
| А Қосымшасы | 42 |

КІРІСПЕ

Бұл дипломдық жұмыстың тақырыбы «Ми ісіктерін анықтау және белгілерін анықтаудағы суретті талдау». Дипломдық жұмыстың өзектілігі МРТ суреті Matlab жүйесі арқылы жақсартып, ми ісігін анықтау және талдау.

Ми ісіктері адам ағзасындағы барлық бастапқы ісіктердің 2%-ын құрайды және білім берудің әр түрлі гистологиялық құрамын қамтиды. Ісіктің әр түрлеріне қарамастан ісіктің өсу жылдамдығы мен инвазиясы айтарлықтай ерекшеленуі мүмкін, барлық ісіктерде қолайсыз болжамы бар, өйткені адам бас сүйегі сүйекпен шектелген және оның ішіндегі кез - келген формасы бұзылуы немесе ісіктің өсуі ми тіндерінің қысылуына әкеледі.

Сонымен қатар, барлық мидың ұлпалары маңызды, хирургиялық емдеу кезінде дәрігерге күрделі міндет қойылады - барлық ісік жасушаларын бір мезгілде және толық алып тастау және аурудың айналасындағы жолдардың максималды санын сақтау (бұл әсіресе моторлы және визуалды жолдар үшін маңызды). Сонымен қатар, ісіктің күрделі мульти-формадағы формасы болуы мүмкін, бұл емдеуді ғана емес, визуализацияны да қиындатады, сонымен қатар ісіктердің тіндерін толық шығармай аурудың қайталануына әкеледі.

Сонымен қатар, метастикалық мидың зақымдалуын атап өту керек, бұл басқа жұмыстардың ісіктерінің өте маңызды болжамдық өлшемі болып табылады. Мұндай ісік жасушаларының МРТ бар әдетте неврологиялық симптомдар пайда болғанда (эпилептикалық талшықтар, сезімтал бұзылулар, қозғалтқыштың бұзылуы, визуалды бұзылулар), бірақ кейде аурудың (оның кішігірім көлемінде) анықталуында да, қиындықтарда да, травматикалық процедура және ісіктердің маңызды анатомиялық құрылымдармен жақын орналасуына байланысты әрдайым мүмкін емес.

Ісіктердің жағдайында бастың бас миын зерттеудің негізгі әдістемесі МРТ болып табылады, өйткені аталған мәселелердің барлығы МРТ кескінінде ісік тінін дұрыс және дәл анықтауды тапсыруға болады.

Нейрондық желілер 3D суретті семантикалық сегменттеу арқылы ми ісігін анықтап, дәрігердің жұмысын әлдеқайда жеңілдетеді. DeepMedic және Wnet үлгілері арқылы ми ісігінің суретін өңдеп, ісіктің түрін анықтайды.

Matlab жүйесі ми ісігін анықтаудағы және ми ісігінің суретін талдаудағы ең тиімді бағдарламалардың бірі болып табылады. Matlab жүйесі басқа бағдарламаларға қарағанда ыңғайлы және қолайлы. Image Processing Toolbox құралдар пакетін пайдалану арқылы Matlab жүйесінде суреттерді өңдеуге мүмкіндік береді. Matlab жүйесі барлық құрал және кіріктірілген математикалық функциялары арқылы басқа бағдарламаларға қарағанда жылдам шешімін табады. Matlab жүйесі C немесе C++ бағдарламаларында дамытылғаннан және прототиптен гөрі әлдеқайда жылдам алгоритмдерді әзірлеуге, тестілеуге, тексеруге және зерттеуге мүмкіндік береді.

Осы диплом жұмыстың мақсаты адамның ми ісіктеріне шолу жасай отырып программалық қосымшаның көмегімен ми ісігін анықтауда жоғары нәтижеге жету.

1. Қойылған мәселе бойынша әдебиетке шолу

1.1 Бас ми ісігі

Бас ми ісігі – бұрын ми тінінің (нейрондар, глиальды жасушалар, астроциттер, олигодендроциттер, эпендим клеткалары), лимфатикалық тіннің, мидың қан тамырларының, бас сүйек жүйкесінің, ми қабығының, бас сүйектің, ми бездерінің пайда болу (гипофиз және эпифиз) сау құрамдас бөлігі болған аномалды басқарылмайтын жасуша бөлу үрдісінің басталуынан туындаған немесе басқа ағзадағы бастапқы ісіктің метастазасынан туындайтын бас сүйек ішіндегі әртүрлі қатерсіз немесе қатерлі ісік өспелерінің әртекті тобы.

Ісік түрі ми ісігін қалыптастыратын жасушалармен анықталады. Орналасқан жері мен гистологиялық нұсқасына байланысты ауру белгілері пайда болады.

Ми ісігінің кезеңдері:

- I дәреже - баяу өсетін және қатерлі белгілерінсіз өскен қатерсіз глиомалар;
- II дәреже - баяу өседі, бірақ қатерлі ісіктің бір белгісі бар (жасуша атипиясы). Мысал ретінде диффузиялық астроцитоз;
- III дәреже - қатерлі глиомалар (олигоастрозитоз, анапластикалық астроцитоз);
- IV дәреже - қатерлі ісіктің 3-4 белгілері бар жылдам өсетін глиомалар (мультиформалы глиобластома).

1.2 Ми ісігінің диагностикасы

Ми ісіктерінің диагнозын анықтайтын әртүрлі әдістер бар, сонымен қатар ісіктің басқа органдарға таралу дәрежесін және метастаздарды анықтайды. Дәл диагностика емдеудің ең тиімді әдісін таңдауға көмектеседі. Әдетте кешенді диагностика жүргізіледі.

Ісік түрін анықтаудың қажетті тәсілі биопсияны қолдану арқылы ісік тінінің үлгісін алу немесе одан әрі гистологиялық зерттеуден өткізу үшін ісіктерді жою болып табылады.

Диагностикалық әдісті таңдағанда келесі факторлар ескеріледі:

- Науқастың жасы мен денсаулығы;
- Ісіктің болжамды түрі;
- Клиникалық нышандары;
- Тест және талдау қорытындысы.

Ми ісіктерінің көбісі ісік өзін білдірмегенше анықталмайды. көбінесе мұндай пациенттер терапевтке немесе невропатологқа өз шағымдарымен барады, содан кейін ғана онкологқа шағымданады. Қабылдау кезінде дәрігер бұрынғы аурулар туралы сұрайды және науқасты қарайды, содан кейін ми ісігі

мен оның сипаттамаларын (жасуша түрін, қатерлі ісік деңгейін және таралуы деңгейін) анықтау үшін бірқатар диагностикалық тесттерді тағайындайды.

Төменде бар диагностикалық тәсілдердің сипаттамалары және олардың әрқайсысының артықшылықтары келтірілген.

1) Көзбен шолу диагностикасының тәсілдері

Көзбен шолу диагностикасының тәсілдері:

- Магнитті - резонансты томография;
- Компьютерлік томография;
- Позитрон эмиссиясының томографиясы;
- Ми артерияларының ангиографиясы.

Ми ісіктерін анықтаудың ең тиімді және нақты тәсілі магнитті резонансты томография (МРТ) және компьютерлік томография (КТ) болып табылады. Позитрон эмиссиясы томографиясы (ПЭТ) емдеу кезінде немесе емдеу кейін ісік өсуін бақылау және жаңадан пайда болған ісік жасушаларын анықтау үшін жиі пайдаланылады.

Көзбен шолу диагностикасының тәсілдері биопсия немесе хирургиялық араласу арқылы ісікті жоюға немесе гистологияға арналған жаңадан құрылған тіннің бірнеше үлгілерін алу және ісіктің сипаттамасын анықтау үшін ісікті және ісіктің орналасу жерін анықтауға көмектеседі.

Көзбен шолу диагностикасының тәсілдерінің әрқайсысы белгілі бір мақсатқа қызмет етеді және дәрігер тексерумен және зертханалық, тәжірибелік зерттеу деректерімен бірге талдау жасайтын шектеулі ақпарат береді.

2) Магнитті - резонансты томография

Магнитті резонансты томография (МРТ) - электромагниттік толқындардың атомдардың резонанстық сіңіру әсері арқылы ішкі органдар мен тіндерді зерттеуге арналған томографиялық әдіс (1.1-сурет).

Бұл әдіс магнит өрістерін (рентген сәулелерімен шатастырмау үшін) қолдануға негізделген және органдардың жай - күйі туралы егжей - тегжейлі бейнесін алуға мүмкіндік береді. МРТ көмегімен ісік мөлшерін және көрші құрылымдармен қарым - қатынасты анықтауға болады. Анық, айқын сурет алу үшін тексерудің алдында пациентке күре тамырға контрастылы сұйықтық енгізеді. контрастылы сұйықтықпен ішкі органдар, буындар және жұмсақ тіндердің жағдайын егжей - тегжейлі бағалауға болады. Контрастылы препараттар жиі қатерлі ісікті анықтау үшін қолданылады.

Ми ісіктері туралы айтатын болсақ, МРТ неғұрлым нақты диагноз қоюға лайықты, себебі ол КТ-ге қарағанда айқынырақ сурет береді. МРТ көмегі арқылы ісік түріне және оның орталық жүйке жүйесі арқылы таралу ықтималдығына байланысты ми мен жұлынның екеуін де зерттеуге болады.

МРТ бірнеше түрлері бар:

- Контакттылы сұйықтық ретінде гадолинийді пайдалану. Біріншіден, науқас МРТ процедурасын өтеді, содан кейін гадолиний күре тамырға контрастылы сұйықтық енгізеді. Содан кейін МРТ қайтадан жасалады және бояғышпен айқын көрінетін сурет сериялары алынады;

- Омыртқа жотасының МРТ омыртқа жотасының аймағындағы ісіктерді анықтау үшін орындалады;

- Функционалды МРТ (фМРТ). Бұлшықет қозғалысы мен сөйлеуге жауап беретін мидың аудандары туралы ақпарат береді. фМРТ кезінде науқасқа белгілі бір әрекеттерді орындау және мидағы өзгерістерді жазып алады. Бұл суреттер ісіктерді жою кезінде мидың қозғалыс орталықтарына әсер етпеуге мүмкіндік береді;

- Магнитті резонанстық спектроскопия (МРС). Мидың метаболизмі туралы түсінік беретін МРТ түрінің бірі. Радиациялық терапияның нәтижесінде пайда болған өлі мидың тінін және жаңа пайда болған ісік жасушаларының арасындағы айырмашылықты анықтау мүмкіндік береді.

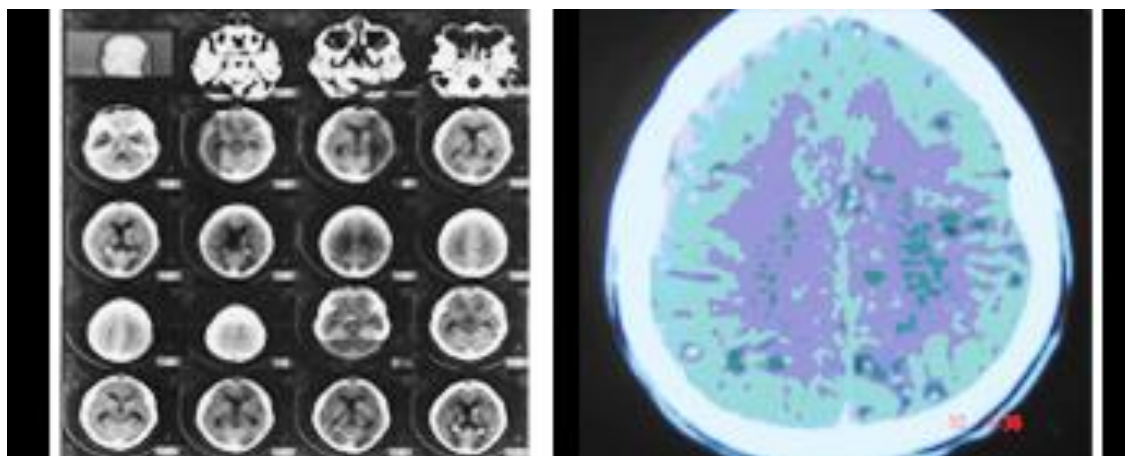


1.1 сурет – Мидың МРТ суреті

3) Компьютерлік томография

Компьютерлік томография (КТ) цифрлық реконструкция көмегімен кескінді алу үшін рентген фотонды пайдалану негізіндегі бейнелеу әдісі болып табылады. КТ сканерінің негізгі элементтері рентгендік түтік пен детектор болып табылады. Рентгендік түтік науқас арқылы өтетін рентген сәулесін

шығарады. Бұл сәуле детекторлар арқылы алынып, екі немесе үш өлшемді бейнені шығару үшін қалпына келтіріледі (1.2-сурет).



1.2 сурет – Мидың КТ

Бұл әдіс рентген сәулелерінің тығыздықтағы әртүрлі тіндердің әлсіреуіндегі айырмашылықты өлшеу және қиын компьютерлік өңдеуге негізделген. Қазіргі уақытта рентгендік компьютерлік томография рентгенді сәулеленуді қолданумен адамның ішкі мүшелерін зерттеудің негізгі томографиялық әдісі болып табылады.

Рентген аппаратурасын пайдалану кезінде ішкі ағзалардың үшөлшемді бейнесі алынды. Содан кейін суреттер компьютерлік өңдеуге ұшырайды, нормаға кез келген ауытқулар көрінетін болады. КТ ісік, ісіну немесе қан кету аймағын анықтауға көмектеседі. КТ көмегімен бас сүйегінің өзгертулерін, сондай-ақ ісік өлшемін көруге болады. КТ-ны тексеру МТ-ге қарсы болған кезде тағайындалады - мысалы, науқаста кардиостимулятор .

4) Позитрон эмиссиясының томографиясы

Позитрон эмиссиондық томография (ПЭТ) ішкі органдар және дене тіндерін зерттеу әдісі болып табылады, ол метаболизмнің қарқындылығын және организмнің түрлі аймақтарындағы заттардың тасымалдануын бағалауға мүмкіндік береді.

Онкологияда позитронды эмиссиялық томография үлкен рөл атқарады. Ісіктерді диагностикалау үшін және әсіресе емдеуге жауапты бағалау үшін пайдалы. ПЭТ диагностикалық мәні әртүрлі ісік үшін бірдей емес. Онкологиядан басқа, ПЭТ неврология мен кардиологияда да қолданылады.

Қазіргі заманғы құрылғыларда ПЭТ компьютерлік томографиямен (ПЭТ/КТ зерттеулерімен) біріктірілуі мүмкін. Сонымен қатар, ПЭТ ісіктерді анықтау үшін пайдаланылады, ал КТ олардың нақты орналасуын анықтауға мүмкіндік береді (1.3-сурет).

ПЭТ-ны пайдалану денеде кейбір радиациялық әсер етуге байланысты, сондықтан ПЭТ жүкті әйелдерге қарсы көрсетілген, ал кішкентай балаларда

қатаң көрсеткіш бойынша ғана және бірнеше жағдайларда ғана жүзеге асырылады.

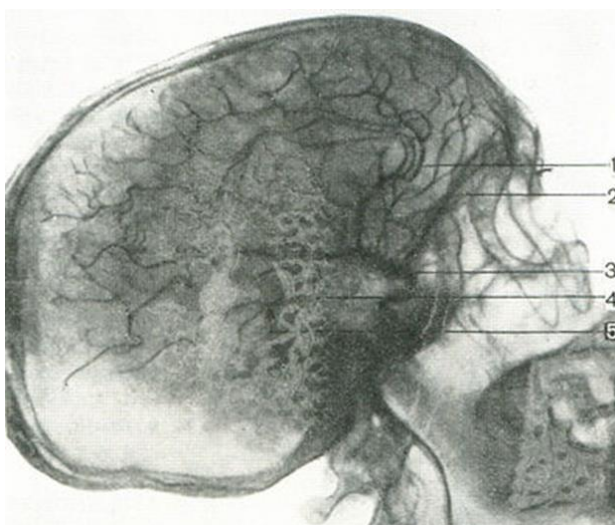


1.3 сурет – ПЭТ арналған аспап

Ішкі органдар мен тіндерді зерттеу үшін қолданылады. Науқасқа радиоактивті түрде таңбаланған қосылыстар бар аз мөлшерде препарат енгізіледі. Жасушаның метаболизмі қаншалықты жоғары болса, белсенді түрде радиоактивті заттарды сіңіреді. Қарқынды метаболкалық процестер ісік жасушаларына тән болғандықтан, суреттерде айқын көрінетін сау жасушалардан да көбірек контраст алады.

5) Ми артерияларының ангиографиясы

Церебральды артериялардың ангиографиясы (церебральді ангиогра-фия) - ми артерияларының арнасына жұқа, икемді және ұзақ түтік (қуыс тетік) арқылы йод (контраст) бар арнайы сұйықтық енгізіледі және рентген сәулелері көмегімен ми қан тамырларының бейнесі алынатын зерттеу болып табылады (1.4-сурет).



1.4 сурет – Ми артерияларының ангиографиясы (1- алдыңғы ми артериясы; 2 - көз артериясы; 3 - ішкі ұйқы артериясы; 4 - орташа ми артериясы; 5 – қан тамырлы өрімі)

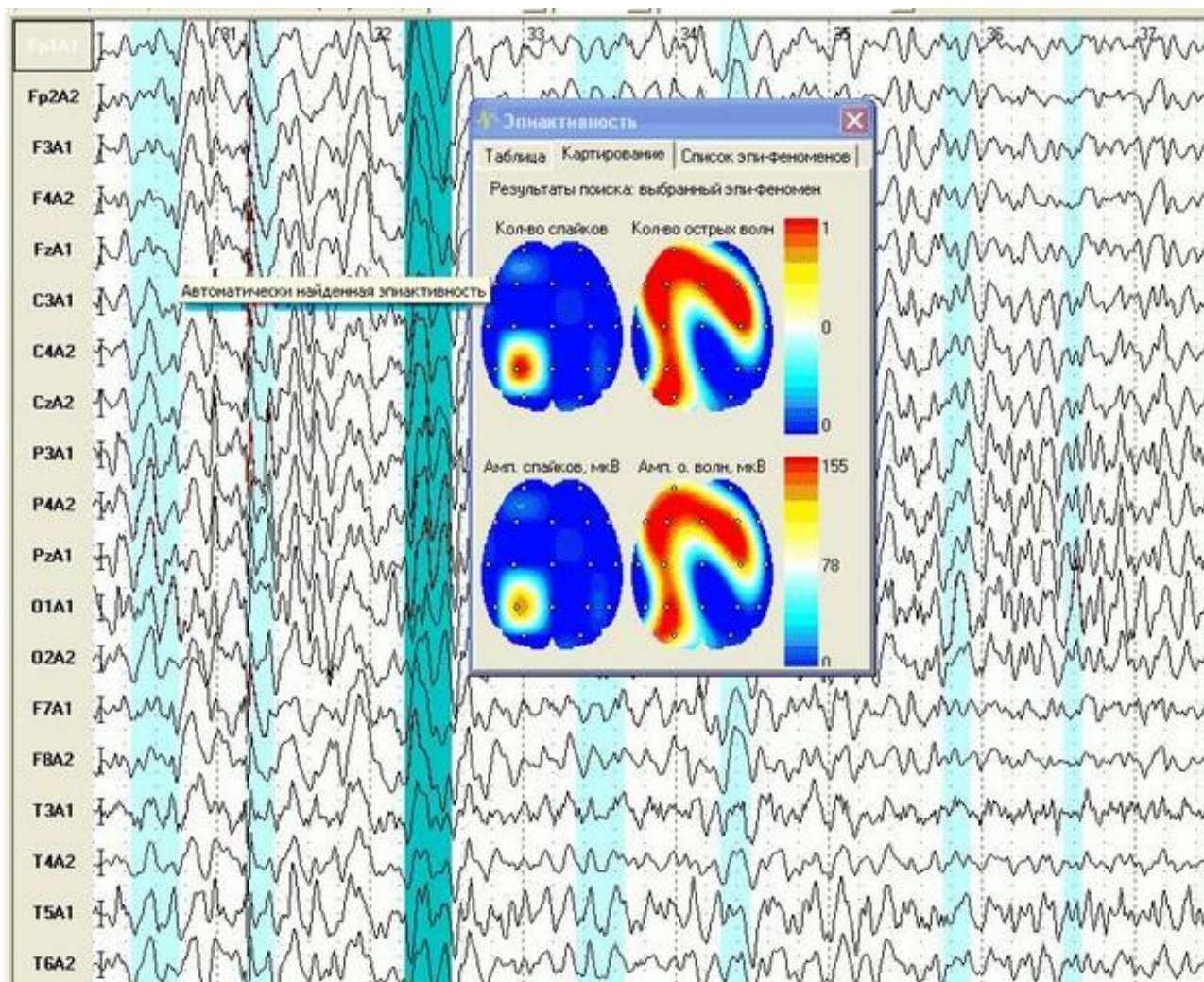
Бұл пациенттің артериясына контраст сұйықтығын енгізу арқылы рентгенмен түсірілген сурет көмегімен ми қан тамырларының суретін алуға мүмкіндік береді.

б) Инвазивті емес диагностиканың тәсілдері

Неврологиялық, оптикалық және есту тестілер мидың функционалдық аймақтарына қалай әсер ететінін бағалауға көмектеседі. Мысалы, көзді тексеру кезінде көз түбінде, көз өрісінде және т.б. өзгерісті табуға болады.

Нейрокогнитивті функционалдық тест нейрокогнитивті тестілеуді қамтиды: ақпараттың есте сақтауы, оны қолдану, сөйлеу қабілеті, санау дағдылары, қозғалтқыш функциялары, сондай-ақ пациенттің жалпы әл-ауқатын бағалау. Тест негізінде клиникалық нейропсихолог емдеуді таңдаған кезде ескерілетін және кейінгі сынақтарда салыстыру үшін пайдаланылатын қорытынды жасайды.

Электроэнцефалография (ЭЭГ) - бас сүйекке жабыстырылған электродтар арқылы мидың электрлік белсенділігін өзгерістерін жазып алу әдісі. Әсіресе, тырыспа белсенділігінің ошағын бақылауға мүмкіндік береді (1.5-сурет).



1.5 сурет – ЭЭГ нәтижелері

Келтірілген әлеуеттер (КӘ) әдісі когнитивті үдерістерге жауап беретін ми жүйелерін және ми сенсорлық жүйесінің функциясын зерттеу үшін қолданылады. Бұл әдіс сырттан тітіркендіру кезінде (сенсорлық КӘ жағдайында) және когнитивтік тапсырманы орындағанда (когнитивті КӘ жағдайында) мидың биоэлектрлік реакцияларын тіркеуге негізделген.

7) Инвазивті диагностиканың тәсілдері

Жұлыннан сұйықтық алу. Жергілікті анестезиядан кейін бел аймағындағы сұйықтық алынатын орынға жұлынның торлы қабық астылық кеңістігіне инені енгізеді және биохимиялық және цитологиялық зерттеулер үшін жұлын сұйықтықтың аз мөлшерін алады. Қатерлі ісік, қан немесе ісік маркерлерінің болуы анықталады.

Миелография - контрасты сұйықтықты пайдалану арқылы омыртқаны амбулаториялық рентгендік тексеру болып табылады. Ми ісіктері орталық жүйке жүйесінің басқа бөліктеріне таралуы мүмкін. Метастаздың мүмкін болған аймақтарын анықтау үшін миелография әдісі қолданылады.

Биопсия/ісіктерді хирургиялық жолмен алып тастау. Соңғы диагнозды жасау үшін ісік тінінің үлгісін алу және оны түрлі морфологиялық зерттеулерге жіберу керек (гистология, иммунофеноттау және т.б.). Ісіктердің әдетте шағын бөлігін оталық емдеу кезінде немесе биопсия кезінде алады (егер ісікті жою мүмкін болмаса немесе науқастың денсаулығына байланысты). Биопсия - бұл ісік түрін анықтаудың жалғызжәне нақты әдісі.

1.3 Нейрондық желілерді медицинада қолдану

Нейрондық желілер (жасанды нейрондық желі) - қарапайым процессорлардың (жасанды нейрондар) бір-бірімен өзара әрекеттесетін және біріктірілген жүйе болып табылады. Мұндай процессорлар әдетте өте қарапайым (әсіресе дербес компьютерлерде қолданылатын процессорлармен салыстырғанда) болады. Осындай желінің әрбір процессоры мерзімді қабылдайтын сигналдармен ғана жұмыс істейді және ол басқа өңдеушілерге мерзімді түрде жіберетін сигналдармен жұмыс жасауды. Дегенмен, бақыланатын өзара әрекеттестігі бар өте үлкен желіге қосылғандықтан, бұл процессорлар өте күрделі тапсырмаларды орындауға қабілетті, өйткені жүйеде нейрондық желілер дайындалады.

Нейрондық желілерді құрудың прототипі ретінде биологиялық нейрондық желілер болып табылады.

Нейрондық желілердің медицинада қолданылуы 3D суретті семантикалық сегменттеу болып табылады (1.6-сурет). 3D суретті семантикалық сегменттеу қиын салалардың бірі және онымен жұмыс істеуге қиын. Ол үшін бірнеше себептер бар:

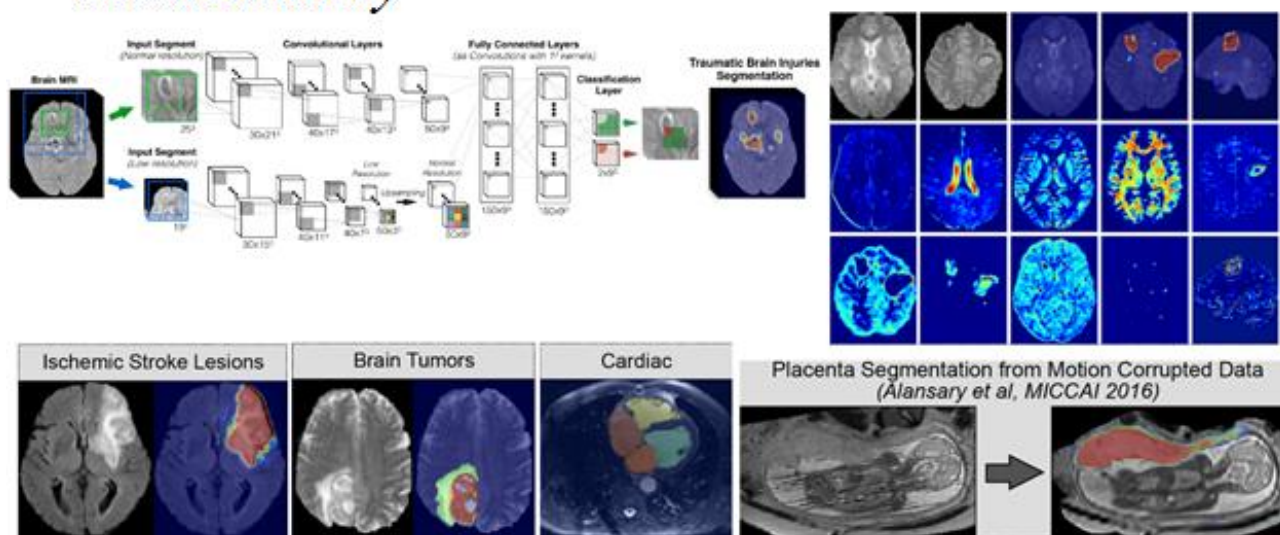
- Деректер базасының аздығы - мидың суретін табу оңай емес, сонымен қатар зақымдалған ми суретін табуға және оны кез - келген жерден де алуға болмайды;

- Мидың суреті болғанмен, дәрігерді алып, оған көп қабатты суретті қолмен енгіздіру керек, бұл өте тиімсіз және ұзақ уақытты алады;

- Өте жоғары дәлдік қажет. Медициналық жүйеде қателесу мүмкін емес. Мысалға, мысықтарды тани алмадыма - ештеңе болмайды. Ал егер ісік танылмаса, онда бұл өте жаман. Медицинада жүйенің сенімділігіне қатаң талаптар бар;

- Үшөлшемді элементтердегі суреттер - пикселдерде емес, жүйенің әзірлеушілеріне қосымша қиындықтар беретін вокселдер жасалынады.

3D суретті семантикалық сегменттеу



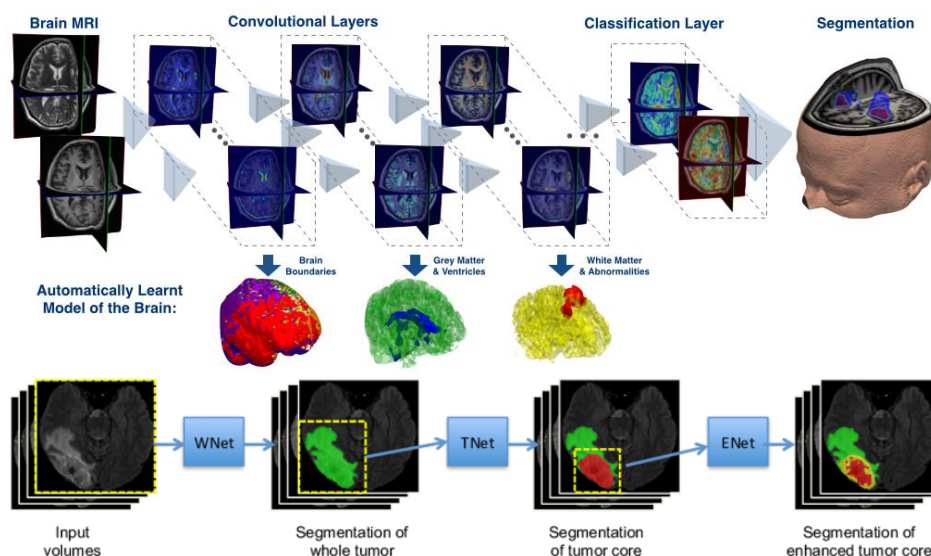
1.6 сурет – Ми ісігі 3D суреттің семантикалық сегменттеу

Терең нейрондық желілер – оқыту кезінде жаңа белгілерді табуға болатын және сондықтан мүмкін машина оқыту әдістерінің алдын-ала анықталған функционалдық жиынтығын асып түсетін қуатты құрал болып табылады.

Осы жұмыстың аясында ми ісіктерінің сегменті бойынша қолданылатын нейрондық желілердің қолданыстағы үлгілері зерттелді және осы проблеманы шешуге ең жақсы деп анықталған конволюциялық нейрондық желілердің (арнайы сурет сәулетінің тиімді бейнелеуіне бағытталған) екі үлгісі анықталды:

- DeepMedic [5] - 11-ден қабаттан тұратын үйіркілі 3D-нейрондық желі. Бұл модель бірнеше томография режимдерімен алынған МРТ кескіндерін қабылдайды және оларды екі масштабта параллельді өңдейді;

- Wnet [6] - екі типті арнайы конволитациялық қабаттары бар толық конволюциялы нейрондық топ: anisotropic (анизотропты) және кеңейтілген (кеңейтетін) (1.7-сурет).



1.7 сурет – DeepMedic және Wnet үлгілері

1.4 Matlab жүйесінде медициналық суреттерді өңдеу

Matlab - жоғары деңгейлі тіл және бағдарламалау, сандық есептеулер және нәтижелерді визуализациялау үшін арналған интерактивті орта болып табылады. Matlab көмегімен деректерді талдауға, алгоритмдерді жасауға, үлгілер мен қосымшаларды құруға болады. Matlab жүйесі құралдар және кіріктірілген математикалық функциялар әртүрлі тәсілдерді зерттеуге және C/C++ немесе Java сияқты дәстүрлі бағдарламалау тілдерін немесе электрондық кестелерді қолданғаннан гөрі жылдам шешім табуға мүмкіндік береді. Matlab деректерді өңдеуде кеңінен қолданылады - бұл ақпаратты қысу құралы ретінде, суреттерді сүзу және қалпына келтіру, кескін сегменттеу, кластерлеу.

Медициналық суреттердің көпшілігі растор түрінде ұсынылған соң, Image Processing Toolbox құралдар пакетін пайдалану арқылы Matlab жүйесінде суреттерді өңдеуге мүмкіндік береді. Matlab жүйесінің IPT бағдарламалық пакеті суреттерді өңдеу бағдарламасын жасау үшін арналған. IPT бағдарламалық пакеті 100-ден астам функцияларды қамтиды, кең таралған суреттерді өңдеу әдістер мен алгоритмдерін іске асырады. IPT пакетінің көптеген функциялары үшін бастапқы сурет double форматында, сондай-ақ uint8 форматында ұсынылуы мүмкін.

Matlab® және Simulink® өнімдері биомедициналық салада инженерлер мен зерттеушілерге медициналық суреттерін талдау және визуализациялау құралы, сонымен қатар томографиялық (МРТ, КТ, ПЭТ), ультрадыбыстық, тамырлық және эндоскопиялық визуалдау әдістерін пайдаланылатын диагностикалық және терапиялық құрылғылардың қиын алгоритмін құру үшін арналған.

Медициналық салада видео мен суреттерді өңдеу қосымшасы жиі кездесетін, бірақ қиын функционалды өңдеудегі икемді талдауды қажет ететін міндеттерді шешуге болады. Matlab және Simulink өнімдерін пайдалану келесілерге мүмкіндік береді:

- DICOM стандартты суреттерін оқу және жазу;
- Арнайы жабдықтан бейнелер мен суреттерді алуды автоматтандыру;
- Суретті және бейнені визуалдау параметрлерін реттеу;
- Стандартты алгоритм кітапханасы арқылы жаңа шешімдерді жасау;
- Қайталанатын тапсырмаларды автоматтандыру үшін скрипттерді құру.

Эндоскоптар мен томографтар (МРТ, КТ, ПЭТ) сияқты аппараттарда бейне мен суреттерді өңдеу кезінде қолданылатын алгоритмдер өте күрделі, қиын және заан талабына сәйкес тез өзгеріс туратын болып табылады.

Matlab және Simulink өнімдері С немесе С++ бағдарламаларында дамытылғаннан және прототиптен гөрі әлдеқайда жылдам алгоритмдерді әзірлеуге, тестілеуге, тексеруге және зерттеуге мүмкіндік береді. Дайындаған және тексерілген алгоритмдер С немесе HDL кодектерінде жүзеге асырылады, сәйкесінше, тұжырымдаманы жылдам дәлелдеу үшін процессорлар немесе бағдарламаланатын логикалық интегралды схемаға енгізілуі мүмкін.

1.5 Есептің қойылымы

Қазіргі таңда жасанды интеллектті пайдалану технологиясы болашағы жарқын және қарқынды түрде дамып келе жатқан ақпаратты компьютерлік моделдеу мен сараптама жасау салаларының бірі. Бұл технология ғылыми және әлеуметтік салалардың бәрін қамтып келеді.

Дипломдық жұмыстың негізгі мақсаты Matlab программалық қамтамасын пайдалана отырып математикалық модел құрып қолданушылар мен дәрігерлер үшін интерфейсі ыңғайлы бастың МРТ суретіне сараптама жасап мый ісігін анықтайтын программалық қосымша құру болып табылады.

Дипломдық жұмысты құру барысында келесі негізгі тапсырмалар орындалуы қажет:

- 1) программалық қосымшаның құрылымын жасау;
- 2) қосымшадағы негізгі тапсырмаларды ескере отырып, программалық қамтаманы жасау;
- 3) жүйенің программалық модулінің байланысу сұлбасын жасау;
- 4) қолданушылар үшін навигациялық сұлбаны жасау;
- 5) жүйенің негізгі модулінің сұлбасын жасау;
- 6) программалық қосымшаның ақпаратты өңдеу әдістерін жасау;
- 7) жүйені жетілдіру және жаңарту мүмкіндігі болуы керек;
- 8) программалық қосымшаның сарапталған нәтижені түсінікті түрде көрсету мүмкіндігі болуы керек.

Жүйені жобалау

2.1 Программалық қосымшаның функционалдық құрылымы

Бүгінгі таңда әлемнің сан саласы жоғары жылдамдықпен дамуда, ғылым-білім, сауда, экономика, денсаулық сақтау тағы басқа көптеген салаларда компьютерлік программаларды жұмыс барысында пайдалану өзекті мәселелердің бірі. Осы компьютерлік программаларды пайдалану саласында жасанды интеллектіні пайдалану соңғы кездері қатты қарқынмен дамып келеді, солардың ішінде Матлаб программалық қамтамасын осы салаға әсіресе, түрлі математикалық моделдерді пайдалану, қиын инженерлік есептерді шешуде және кекіндерді талдауда кеңнен қолданып келеді. Сондықтан Матлаб программалық қамтамасында жасалған бағдарламалардың алатын орны ерекше оны жоғарыда келтірілген сараптамалардан анық байқауға болады. Бүгінгі біздің жасап отқан дипломдық жобамыздың мақсаты адамдарға анықтамалық ақпарат беретін және медицинада маңызды рөл атқаратын мидық МРТ суреттерін талдап нәтижесін көрсететін программалық қосымша жасау. Программалық қосымша «Ми МРТ суреттеріне талдау жасайтын программалық қосымша» деп аталады. Аты айтып тұрғандай бұл қосымша медицина саласында дәрігерлердің жақын көмекшісі болып табылады. Төмендегі 2.1 – суретте қосымшаның қарапайым қолданушылар үшін жалпы жұмыс істеу сұлбасы көрсетілген.

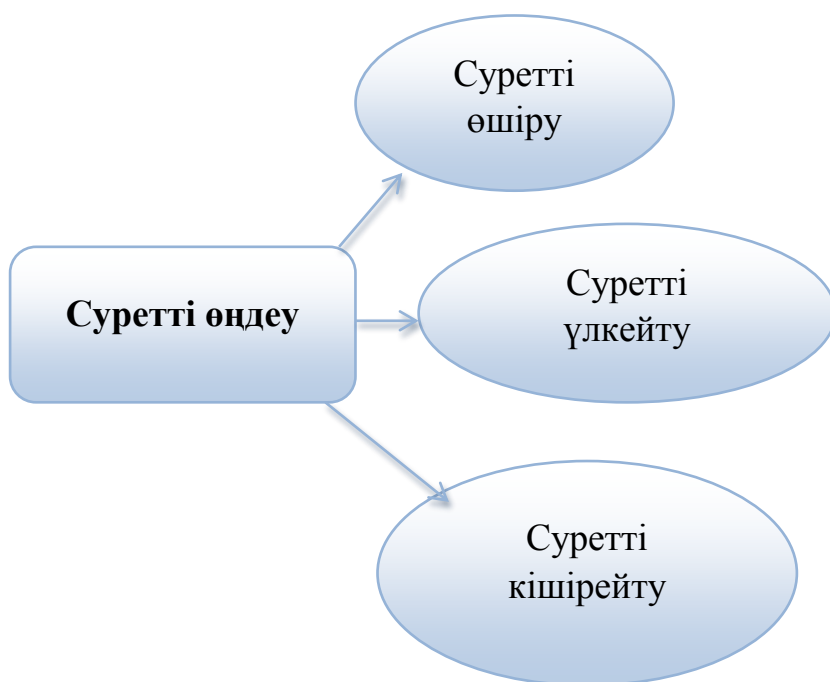


2.1 – сурет. Пайдаланушының интерфейсі

2.1 – суретте көрсетілгендей қолданушы программалық қосымшаға кіріп толық пайдалана алады. Қосымшаның қызыметі төмендегідей:

– Матлаб программалық қамтамасында қосу(Run) батырмасы арқылы программаны қосамыз.

- Суретті ашу бөлімінде керекті батырманы басу арқылы компьютерден талдауға қажетті суретті жүктей аламыз.
- Сурет форматын таңдау бөлімінде қолданушының файлдардың барлық форматын таңдау шектелген, тек суретке қатысты форматтар көлемінде іске асады.
- Талдауға жіберу бөлімінде қолданушы керекті суретті жүктеп алғаннан кейін іске асырылады, осы кезде программа негізгі жұмысын бастайды.
- Суретті өңдеу бөлімінде іске асырылатын функциялар төменде 2.2 – суретте көрсетілген.
- Нәтижесін алу бөлімінде программа суретті талдап нәтижесін жазбаша түрде қолданушыға көрсетеді.



2.2 – сурет. Пайдаланушының мүмкіндіктері

2.2 Программалық қамтаманың жалпы құрылымы

Кез - келген программалық жүйені құрғанда, ол программалық қамтама болсын немесе кішкентай программалық қосымша болсын, оның қолдану аймағына, жүйенің күрделілігіне байланысты құралдарды, яғни бағдарламалық тілді, орындалу ортасын және т.б. таңдай білу маңызды. Себебі әр құралдың өз артықшылығы мен кемшілігі бар, ал осы артықшылықтар мен кемшіліктерді салыстыра отырып әр жобаның құнын арттырмайтындай етіп құралдар таңдалады.

«МРТ суретін талдау» программалық қосымшасы компьютерның көмегімен программалық қамтамаларды пайдалана отырып жасалған.

Бағдарламалық қамтамасыздандыру дегеніміз – компьютердің жұмыс істеуін қамтамасыздандыратын сыртқы жадыда сақталған компьютердің барлық программаларының жиынтығы, компьютердің айырылмас бөлігі. Программаларды құру құралдары жүйелік те, қолданбалы да жаңа бағдарламалық жабдықтамаларды жасау үшін де қолданылады.

Программалық қамтаманың түрлері:

1. жүйелік программалық қамтамасыз ету (жүйелік бағдарламалар);
2. қолданбалы программалық қамтамасыз ету (қолданбалы бағдарламалар);
3. аспаптық программалық қамтамасыз ету (аспапты жүйелер).

Қолданбалы программалар – белгілі бір мамандық саласында берілген нақты есептерді шығара алатын әмбебап программалар жиынтығы (мәтіндік редакторлар, электрондық кесте, программалау тілдерінің программалары).

Жүйелік программалық қамтамасыз ету - программалық қамтамасыз етудің есептеуіш жүйемен орындала алатын компьютерлік бағдарламалардың жиынтығы.

Аспапты жүйелер - бұл жиынтық жүйелік программалық қамтамасыз ету үшін арналған программалық құралдардың жиынтығы.

Қазіргі компьютерлердегі бағдарламалардың алуантүрлілігін келесі түрмен классификациялауға болады. 2.3 – суретте көрсетілген.



2.3 – сурет. Пайданылған программалық қамтамалар

2.3 Суреттерді өңдеу технологиясына талдау жасау

Суреттерді өңдеу қазіргі заманғы есептеулерді қолданудың маңызды саласы болып табылады. Кескінді өңдеудің негізгі міндеттері - суреттерді

сүзгілеу және қалпына келтіру, бейнені сегменттеу, ақпаратты қысу құралы, кластерлеу. Кескіндегі белгілі бір кескіннің пішіндерін танудың классикалық тапсырмасынан басқа, кескінді тану мәселелері, кескіннің жиегін тани отырып, суреттегі сызықтар мен бұрыштарды тану үшін жаңа тапсырмалар жасайды.

Биомедициналық бейнелерді компьютерлік өңдеудің заманауи әдістері біз үшін жақсартылған суреттерді қамтамасыз етеді диагностиканың көрнекі қабылдауын, тиімді кескінді қысуды - байланыс арналары арқылы сенімді сақтау және деректерді жылдам беру үшін өте қолайлы болды.

Кескінді жақсарту әдістерімен түпнұсқалық кескінге ұқсас өзгерістерді жүзеге асыру керек, бұл белгілі бір қолданысқа қолайлы нәтижеге әкеледі. Кескіннің сапасын визуалды бағалау өте субъективті процесс болып табылады. Суреттерді өңдеу мақсаты олардың машина қабылдау жүйелерінде одан әрі қолданылуы болған жағдайда, түпнұсқалық кескінді өңдеу тиімділігінің критерийі машина танудың неғұрлым дәл нәтижелерін алу үшін қажет. Кескінді жақсартуға көптеген тәсілдер екі санатқа бөлінеді: кеңістіктегі домендік өңдеу әдісі және жиілік саласындағы өңдеу әдістері [1].

Цифрлық кескінді өңдеу саласында туындайтын проблемаларды шешу көптеген бейнелерді қамтитын мамандандырылған алгоритмдер мен көптеген сынақтарды пайдаланатын көптеген тәжірибелік жұмыстарды талап етеді. Сандық кескінді өңдеуде кең ауқымды қосымшалар - ультрадыбыстық суреттер, электронды микроскопияда түсірілген немесе жасанды түрде компьютер жасайтын суреттер бар [2].

MatLab-тың көмегімен суретті өңдеу.

MATLAB - жоғары деңгейлі тіл және интерактивті бағдарламалау, сандық есептеулер және нәтижелерді визуализациялауды қамтамасыз етеді. MATLAB пайдалану – деректерді талдау, алгоритмдерді әзірлеу, модельдер мен қосымшаларды жасау. Тіл, құралдар және кіріктірілген математикалық функциялар сізге әртүрлі тәсілдерді зерттеуге және C/C++ немесе Java сияқты электрондық кестелерді немесе дәстүрлі бағдарламалау тілдерін қолдануға карағанда тезірек шешім қабылдауға мүмкіндік береді. MATLAB сигналдарды өңдеу және байланыс, бейне және бейне өңдеу, басқару жүйелерін, сынау және өлшеуді автоматтандыру, қаржы техникасы, есептеуіш биология және т.б. сияқты аймақтарда кеңінен қолданылады. Әлемдегі миллионнан астам инженерлер мен ғалымдар MATLAB-ты техникалық есептеу тілі ретінде пайдаланады [3].

MATLAB деректерді талдау, алгоритмдерді әзірлеу және модель жасау үшін көптеген әдістерді ұсынады. MATLAB тілі инженерлік және ғылыми операциялар үшін математикалық функцияларды қамтиды. Кірістірілген математикалық функциялар вектор мен матрицалық есептеулерді жылдамдатуға арналған процессорлық-оңтайландырылған кітапханаларды қолданады.

MATLAB JPEG, JPEG-2000, TIFF, PNG, HDF, HDF-EOS, FITS, Microsoft® Excel®, ASCII және екілік файлдарды қоса стандартты деректер мен кескін пішімдерін қолдайды. Сондай-ақ, LANDSAT пайдаланатын Multi-band

ВІР және ВІЛ кескіндерінің форматтары да қолданылады. Төмен деңгейлі I/O операцияларын және еске көрсету функцияларын пайдалану кез-келген деректер пішімімен жұмыс істеудің реттелетін әдістерін жасауға мүмкіндік береді.

Image Processing Toolbox арнайы бейне файл пішімдерін қолдайды. Медициналық кескіндер үшін, DICOM файлдарға қолдау көрсетіледі, соның ішінде байланысты метадеректер, сондай-ақ 7.5 және Interfile пішімдерін талдау.

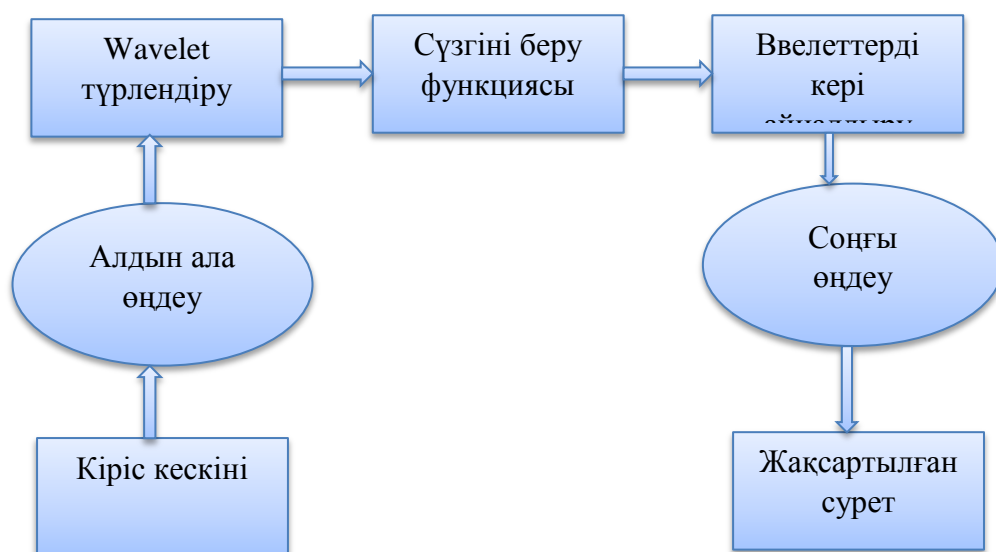
Image Processing Toolbox ішіндегі кескін сапасын жақсарту әдістемесі кескіннің түсіне немесе жарықтығын өзгерту арқылы сигналдан шуыл қатынасына дейін ұлғайтуға және суреттің ерекшеліктерін бөлуге мүмкіндік береді. Төмендегі операциялар орындалады:

- гистограмма теңестіру;
- декрелационды созылу;
- динамикалық ауқымдарды қайта бөлу;
- түс гаммасын, желілік, медиана немесе бейімделген сүзгілеуді реттеу.

Құралдың құрамында сүзгіштің арнайы процедуралары және толық сан алуан сурет түрлерімен жұмыс істейтін жан-жақты көпөлшемді сүзгілеу функциялары бар және шекаралық қосылымдарға арналған көптеген опцияларды пайдалануға, сондай-ақ, конволюция мен корреляцияны есептеуге мүмкіндік береді. Алдын ала анықталған сүзгілер мен функциялар, өз сызықтық сүзгілерін, толқындық сүзгілерді әзірлеуге және енгізуге арналған [3].

2.4 – суретте Жиіліктік домендегі кескінді сүзудің негізгі қадамдарын қоса алғанда, блоктық схема ұсынылған.

Контурларды таңдау алгоритмдері суреттегі нысанның шекараларын тануға мүмкіндік береді. Бұларға Sobel, Prewitt, Roberts, Canny және Gaussian әдістері және Лапласиан жатады. Мысалы, қуатты Canny әдісін қолданып, ешқандай шусыз, әлсіз контурларды дұрыс таңдауға болады.



2.4 – сурет. Жиіліктік домендегі суреттерді сүзудің негізгі кезеңдері

Суретті сегменттеу алгоритмдері кескіндегі аймақтың шекараларын анықтайды. Сурет сегменттелуіне, соның ішінде автоматты шекті таңдау, контур сызығы әдістеріне, байланысты объектілерді бөлуге жиі пайдаланылатын су бұру түріндегі трансформация сияқты морфологиялық операцияларға негізделген әдістерді қолдануға болады.

Магниттік резонансты суреттерді оқу және көру (көлденең тілім). Мидың магнитті резонанстық бөліктері MATLAB фигурасында көрсетілген (2.5 – сурет). 27 көлденең кесектер жиынтығы болып табылатын деректер кейіннен өңдеуге ұшырайды.

```
truesizewarning=iptgetpref('TruesizeWarning');  
iptsetpref('TruesizeWarning', 'off');  
load mri;  
figure;  
immovie(D, map);  
montage(D, map);  
title('Горизонтальные срезы');
```

D айнымалы D ішінде адамның бас сүйегінің өлшемі 128x128 болатын магниттік резонансты сканерлеудің 27 көлденең кескінін қамтиды.

D элементтерінің мәндері 0-ден 88-ке дейінгі ауқымда болады. Осылайша, бояғышты визуалды талдауға жарамды диапазонда сурет қалыптастыруға мүмкіндік береді. D ішіндегі деректердің өлшемі функцияның мәніне сәйкес келуі керек. Деректерді өңдеу үшін ipt-getpref функциясын қолданылады.



2.5 – сурет МРБ көлденең бөліктері

Wavelets, жарылыстар - деректердің әртүрлі жиілік компоненттерін талдауға мүмкіндік беретін математикалық функциялар.

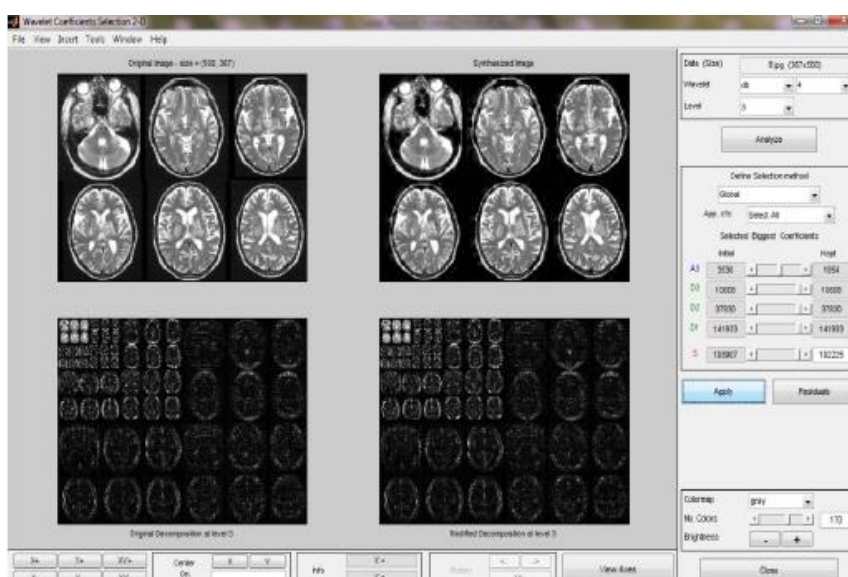
Дегенмен, бұл нақты анықтама - жалпы жағдайда сигналдарды талдау толқындық коэффициенттер жазықтықта орындалады (уақыт ауқымы) (Scale-Time-Amplitude). Wavelet коэффициенттері сигналды интегралдық түрлендірумен анықталады. Алынған толқындар спектрограммалары әдеттегі Фурье спектрінен ерекшеленеді, өйткені олар әр түрлі сигналдың спектрлерінің уақытқа дейін нақты ара-қатынасын береді [4].

Wavelets сигналдық және кескінді өңдеу әдістерінде кеңінен қолданылады, атап айтқанда оларды қысу және шудан тазарту үшін. Вавелет сигналының және кескінді өңдеудің интегралды схемалары жасалды.

Вавелеттерді анықтауға бірнеше тәсілдер бар: ауқымды сүзгі, масштабтау функциясы және толқындық функциясы арқылы. Wavelets ортогоналды, жартылай ортогоналды, биортогональды болуы мүмкін. Wavelet функциялары симметриялы, асимметриялық және асимметриялы болуы мүмкін, бұл ұғымның шағын доменімен, сондай-ақ басқа да тегістік деңгейіне ие.

Wavelet пакеттерін Кауфман, Мейер және Виеккераузер [90] көптеген масштабты жақындаулар мен толқындар арасындағы байланыстарды жалпылама ретінде енгізді. Көп қырлы аппроксимация кеңістігі V_j төменгі ажыратымдылық кеңістігі V_{j+1} мен бөлшек кеңістігінің W_{j+1} жиынына бөлінеді. Бұл кеңістіктің V_j ортогоналды негізін екі жаңа ортогоналды негізге $\{\phi_j(t - 2^j n)\}_{n \in \mathbb{Z}}$ бөлу арқылы жасалады.

Бинарлы ағаштан кез келген түйін ағаштан түйіннің $j - L \geq 0$ тереңдігі бар индекстермен (j, p) белгіленеді, ал p – сол $j - L$ тереңдіктегі түйіндердің саны. Әр түймені (j, p) ағаштан жылжыту кезінде ортонормальды негізге $\{\phi_j(t - 2^j n)\}_{n \in \mathbb{Z}}$ мүмкіндік беретін кеңістікпен W_j^p байланыстырамыз [4].



2.6– сурет Wobelet өңдеуде Добеши 4 МРБ суреттерін қолдану

2.4 Matlab ортасындағы белсенді контурлық модельдер

Белсенді контурлы модельдер принципі объектілердің шекараларын неғұрлым дәл анықтау үшін берілген шектеу бойынша контур эволюциясының теориясына негізделген. Қолданыстағы модельдер екі топқа негізделген, аймаққа және белсенді контурлық үлгілер ретінде жіктелуі мүмкін. Жиектерге негізделген модельдер нысан шектерін анықтау үшін сурет градиентін қолданады. Геодезиялық белсенді контур кросс-модельдердің арасында танымал болып табылады [12,13]. Шетіне негізделген тоқтату терминдері контурды қалаған нысан шегіне тоқтатуға көмектеседі. Дегенмен, бұл модельдер шу мен бастапқы контурға сезімтал. Аймаққа негізделген модельдер, негізінен, контур эволюциясын бағыттау үшін белсенді контур ішіндегі және сыртында статистикалық ақпаратты пайдаланады. Бұл модельдер әлсіз шекаралары бар сурет үшін жақсы өнімділікке ие және бастапқы контурдың орналасуына сезімталдығы аз. Жергілікті және ғаламдық ақпаратты пайдаланатын аймаққа негізделген модельдер сегменттеу өнімділігін жетілдіретіндігіне қарамастан, бұл модельдер нақты әлемдік қосымшаларда байқалған кең шу көріністеріне қолданылатын жеткілікті сенімділікке ие емес. Ең танымал өңірлік үлгілердің бірі C-V моделі болып табылады [14], бұл әр облыста сурет қарқындылығы әрдайым тұрақты болып қалатынын жақсы нәтижеге қол жеткізе алады. Көптеген аймақтарды бөлу үшін бұл модель куасс тұрақты тұрақты (PC) белсенді контурлық үлгілерге дейін кеңейтілді. Дегенмен, интенсивті қарқындылықты біртектіліктің болжамына сүйене отырып, ДК модельдері біркелкі емес қарқындылығы бар бейнелерді бөле алмайды. Осы кемшілікті еңсеру үшін Mumford-Shah функционалдығын барынша азайту шеңберінде екі кусочно-тегіс (PS) белсенді контурлық үлгілер [15, 16] әзірленді [17]. Күрделі модельдерді бағалау әдістеріне байланысты [17, 18], PS модельдері біркелкі емес қарқындылықпен жұмыс істей алады, бірақ көптеген есептеу ресорустарын қажет етеді.

Соңғы кездері, жергілікті қарқындылық туралы ақпарат шу мен қарқындылық біртектілігі бұзылған бейнелер үшін сегменттеудің дәлдігін жақсарту үшін белсенді контурлы үлгілерде кеңінен қолданылып жатыр. [19,20] жергілікті имидждік ақпаратқа шектеулер ретінде тартылатын жергілікті бинарлық модельді ұсынды және объектінің шекараларын қарқынды біркелкі емес дәлдікпен қалпына келтіруге мүмкіндік береді. LBF моделі компьютерлік және PS модельдерінде сегменттеу дәлдігі мен есептеу тиімділігінен асып түсті. Гаусс таратылуын әртүрлі тәсілдермен және жергілікті қарқындылықты сипаттайтын дисперсиялармен Ванг және т.б. LBF моделін жақсартты. Жергілікті қарқындылық статистикасы осы тұжырымда кеңістікте өзгергендіктен, LGDF моделі жақсартылған икемділікті көрсетеді. Чжан және басқалар жергілікті сурет имитациялық моделін ұсынды. Ол геймдік сүзгіні деңгейді орнату функциясын реттейді, бұл әлдеқайда тиімді есептеу болып

табылады. Дегенмен, барлық осы модельдер бастапқы контурларға сезімтал. Осы әдістердің есептеу құны күрделі рәсімдерге байланысты өте қымбат. Формаға байланысты модельдер бұрынғыға дейінгі пішінде ұқсас шекараларды табуға мүмкіндік береді және суреттерде қатты шу немесе әлсіз болған жағдайда пайдалануға болады.

Chan-Vese моделі

MS моделін жеңілдету арқылы Chan және Vese [14] белсенді контурлық моделі ұсынды, онда C контуры тиісінше (C) және сыртындағы (C) суретте көрсетілгендей ішкі және сыртқы аймақтарға бөлінеді. CV моделі төмендегідей анықталған энергия негізіндегі сегменттеуді азайтады:

$$F^{CV}(C, c_1, c_2) = \lambda_1 \int_{outside(C)} |I(x) - c_1|^2 dx + \lambda_2 \int_{inside(C)} |I(x) - c_2|^2 dx + \nu |C| \quad (3)$$

Мұнда c_1 және c_2 , C қисық сызығының ішкі және сыртқы орташа шамасын бейнелейтін тұрақты шама, λ_1, λ_2 екеуі оңтайлы тұрақты шама, $|C|$ – дегеніміз C қисық сызығының ұзындығы. Деңгейін орнату әдісінде дамып келе жатқан контур C Lipschitz функциясының нөлдік деңгей жиынтығымен берілген. Келесідей, $C = \{(x, y) \in \Omega : \phi(x, y) = 0\}$, мұнда ϕ C ішінде оңтайлы және C сыртында керісінше болады. Сосын жоғарыда келтірілген энергетикалық функцияны (3) келесіге ауыстыруға болады:

$$F^{CV}(\phi, c_1, c_2) = \lambda_1 \int H(\phi(x)) |I(x) - c_1|^2 dx + \lambda_2 \int (1 - H(\phi(x))) |I(x) - c_2|^2 dx + \nu \int |\nabla H(\phi(x))| dx \quad (4)$$

мұндағы $H(\cdot)$ - Heaviside қадамдық функциясы. Жоғарыда келтірілген энергетикалық функциясын (4) c_1 және c_2 бойынша ең төменгі деңгейде сақталуы және төмендеуі келесідей оңай шешіледі:

$$c_1 = \frac{\int I(x) H(\phi(x)) dx}{\int H(\phi(x)) dx} \quad (5)$$

$$c_2 = \frac{\int I(x) (1 - H(\phi(x))) dx}{\int (1 - H(\phi(x))) dx} \quad (6)$$

Градиентті түсіру әдісін қолданып, деңгейдің белгіленген функциясы бойынша энергия функционалын (4) азайту, градиентті түсу ағынын аламыз:

$$\frac{\partial \phi}{\partial t} = \delta(\phi) \left(-\lambda_1 (I(x) - c_1)^2 + \lambda_2 (I(x) - c_2)^2 + \text{div} \left(\frac{\nabla \phi}{|\nabla \phi|} \right) \right) \quad (7)$$

мұндағы $\delta(\cdot)$ Дирак функциясы.

Қисық эволюция әдістеріне және деңгей жинағының әдісіне негізделген CV моделі екі өңірдің кескін сегменттеуі үшін кеңінен қолданылатын модельдердің бірі болып саналады. c_1 және c_2 сыртқы аймақтардағы (C) және сыртындағы (C) сыртқы кластерлік орталықтары ретінде қарастырылуы мүмкін. c_1 және c_2 CV моделінің негізгі шектеулері негізінен контур ішіндегі және сыртында орналасқан аймақ ақпаратына негізделген жаһандық сипаттармен байланысты. Осылайша, CV моделі суретті интенсивтілікпен бөлуге қабілетсіз болуы мүмкін, себебі ол жергілікті кескін туралы ақпаратты ескермейді.

LBF моделі

CV моделіндегі кемшіліктерді еңсеру үшін, Li et al. [19, 20] біртектіліктің қарқындылығы мәселесін шешу үшін жергілікті аймақ ақпаратын пайдаланудың жергілікті моделін ұсынды. Берілген нүктенің $x \in \Omega$ үшін LBF моделінің қуат функциясы келесідей анықталады:

$$E_x^{LBF}(\phi, f_1(x), f_2(x)) = \lambda_1 \int K_\sigma(x-y) H(\phi(y)) |I(y) - f_1(x)|^2 dy + \lambda_2 \int K_\sigma(x-y) (1 - H(\phi(y))) |I(y) - f_2(x)|^2 dy \quad (8)$$

Мұндағы K_σ Гаусс ядросының функциясы (σ стандартты ауытқуы) локализация сипатымен азаяды және нөлге жақындайды, өйткені y және орталық нүктенің арасындағы қашықтық артады. $I(y)$ нүктенің сурет қарқындылығын білдіреді, $f_1(x)$ және $f_2(x)$ тиісінше, контур ішіндегі және сыртындағы суреттің қарқындылығына жақындауға арналған екі тегіс функциялар. Контур ұзындығының энергетикалық терминін біріктіре отырып, энергия функционалдығы келесідей болады:

$$E^{LBF}(\phi, f_1, f_2) = \int E_x^{LBF}(\phi, f_1(x), f_2(x)) dx + \nu \int |\nabla H(\phi(x))| dx \quad (9)$$

ϕ функциясының деңгейінің тұрақты эволюциясын қамтамасыз ету үшін, LBF моделі қашықтықты регламенттеу терминін қолданады:

$$P(\phi) = \int \frac{1}{2} (|\nabla \phi(x)| - 1)^2 dx \quad (10)$$

ϕ нөлдік деңгейдің контурын қалыпқа келтіру үшін, LBF моделінде ϕ нөлдік деңгейдің қисық сызығының ұзындығы қажет

$$L(\phi) = \int \delta(\phi(x)) |\nabla \phi(x)| dx \quad (11)$$

Енді барлық энергия функционалы

$$F(\phi, f_1, f_2) = E^{LBF}(\phi, f_1, f_2) + \mu P(\phi) + \nu L(\phi) \quad (12)$$

Мұндағы μ және ν оң тұрақтылар. $f_1(x)$ және $f_2(x)$ функцияларына қатысты (12) энергияның функционалдылығын барынша азайту арқылы $f_1(x)$, $f_2(x)$ келесідей болады

$$f_1(x) = \frac{\int K_\sigma(x-y)H(\phi(y))I(y)dy}{\int K_\sigma(x-y)H(\phi(y))dy} \quad (13)$$

$$f_2(x) = \frac{\int K_\sigma(x-y)(1-H(\phi(y)))I(y)dy}{\int K_\sigma(x-y)(1-H(\phi(y)))dy} \quad (14)$$

Стандартты градиентті түсіру (немесе ең төменге түсіру) әдісін қолданып, ϕ -ге қатысты функционалды $F(\phi, f_1, f_2)$ энергиясын барынша азайту бойынша, келесі деңгей жинағының тұжырымы алынған

$$\frac{\partial \phi}{\partial t} = \delta(\phi) \left(-\lambda_1 e_1 + \lambda_2 e_2 + \nu \operatorname{div} \left(\frac{\nabla \phi}{|\nabla \phi|} \right) \right) + \mu \left(\nabla \phi - \operatorname{div} \left(\frac{\nabla \phi}{|\nabla \phi|} \right) \right) \quad (15)$$

Мұндағы e_1 және e_2 төменде анықталған функциялар

$$e_i = \int K_\sigma(y-x) |I(x) - f_i(y)|^2 dy, i=1,2 \quad (16)$$

Ядролық функцияның енгізілуіне және жергілікті облыстың суреттің энергиясына сәйкес келетініне байланысты LBF моделі біркелкі емес қарқындылықты жеңе алады. Дегенмен, жергілікті аймақ ақпараты тиімді және дәл кескінді бөлуге жеткілікті емес. LBF моделі контурды инициализациялауға байланысты және жергілікті сурет қарқындылығын пайдалану энергия функционалында көптеген жергілікті минималды енгізе алады.

LGDF моделі

LGDF моделі [21] LBF моделінің жетіспеушілігін шешу үшін жергілікті қарқындылықты бөлу негізінде жасалынған белсенді контурлық модел болып табылады. Нысанның шекарасын дәл шығарып алу үшін жергілікті қарқындылық статистикасының статистикасы энергияның функционалды құрамына кірді. Көптеген сегменттеу әдістері әр аймақтың ықтималдығы үшін ғаламдық модельді қабылдайды, яғни ықтималдық тығыздығының функциясы тек аймаққа байланысты, бірақ бір аймақта өзгермейді. Демек, LGDF моделі жергілікті гаусс таратылуының орта және дисперсиясы кеңістікте өзгеретін параметрлер болып табылады. Әрбір пиксель x -ге қарай, оның төңірегіндегі жергілікті қарқындылық гаусс таралуын қадағалайды деп есептеледі.

$$p_{i,x}(I(y)|u_i(x), \sigma_i(x)^2) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma_i(x)} \exp\left(-\frac{(I(y)-u_i(x))^2}{2\sigma_i(x)^2}\right) \quad (17)$$

Мұндағы $u_i(x)$ және $\sigma_i(x)$ жергілікті аймақтағы қарқындылықтың орташа және стандартты ауытқуы болып табылады. Осы болжаммен, LGDF энергия функционалы келесідей анықталуы мүмкін

$$E(C, u_1, u_2, \sigma_1^2, \sigma_2^2) = -\int_{\Omega \text{ inside}(C)} \int K_\sigma(x-y) \log p_{1,x}(I(y)|u_i(x), \sigma_i(x)^2) dy dx - \int_{\Omega \text{ outside}(C)} \int K_\sigma(x-y) \log p_{2,x}(I(y)|u_i(x), \sigma_i(x)^2) dy dx \quad (18)$$

Heaviside функциясын H , (18)-теңдеудегі энергия $\phi, u_i(x), \sigma_i(x)$ тұрғысынан энергия ретінде білдіруі мүмкін

$$E^{LGDF}(\phi, u_1(x), u_2(x), \sigma_1(x)^2, \sigma_2(x)^2) = -\int K_\sigma(x-y) \log p_{1,x}(I(y)) H(\phi(y)) dy - \int K_\sigma(x-y) \log p_{2,x}(I(y)) (1-H(\phi(y))) dy \quad (19)$$

Регуляризациялау мерзімін және айыппұл санкцияларын қолданумен неғұрлым дәл есептеу үшін, барлық LGDF энергия функционалы келесідей болады

$$F(\phi, u_1, u_2, \sigma_1^2, \sigma_2^2) = E^{LGDF}(\phi, u_1, u_2, \sigma_1^2, \sigma_2^2) + \nu L(\phi) + \mu P(\phi) \quad (20)$$

Мұндағы $\nu, \mu > 0$ тұрақты шама. Іс жүзінде Heaviside функциясы H тегістеу функциясымен жуықталады

$$H_\varepsilon(x) = \frac{1}{2} \left[1 + \frac{2}{\pi} \arctan\left(\frac{x}{\varepsilon}\right) \right] \quad (21)$$

және H_ε туындысы келесі тегістеу функциясымен анықталады:

$$\delta_\varepsilon(x) = H'_\varepsilon(x) = \frac{1}{\pi} \frac{\varepsilon}{\varepsilon^2 + x^2} \quad (22)$$

CV моделі мен LBF моделі LGDF моделінің ерекше жағдайлары ретінде қарастырылуы мүмкін. Егер σ_1 және σ_2 екеуі де $\sqrt{0.5}$ тең болса, ол LBF моделімен бірдей болады.

$$u_i(x) = \frac{\int K_\sigma(y-x)I(y)M_{i,\varepsilon}(\phi(y))dy}{\int K_\sigma(y-x)M_{i,\varepsilon}(\phi(y))dy} \quad (23)$$

және

$$\sigma_i(x)^2 = \frac{\int K_\sigma(y-x)(u_i(x)-I(y))^2 M_{i,\varepsilon}(\phi(y))dy}{\int K_\sigma(y-x)M_{i,\varepsilon}(\phi(y))dy} \quad (24)$$

Мұнда $M_{1,\varepsilon}(\phi(y)) = H_\varepsilon(\phi(y))$ және $M_{2,\varepsilon}(\phi(y)) = 1 - H_\varepsilon(\phi(y))$. ϕ -ге қатысты энергияның функционалдығын теңдеуде (18) азайтуға градиентті түсу ағынының теңдеуін шешу арқылы қол жеткізуге болады

$$\frac{\partial \phi}{\partial t} = -\delta_\varepsilon(\phi)(e_1 - e_2) + \nu \delta_\varepsilon(\phi) \operatorname{div} \left(\frac{\nabla \phi}{|\nabla \phi|} \right) + \mu \left(\nabla^2 \phi - \operatorname{div} \left(\frac{\nabla \phi}{|\nabla \phi|} \right) \right) \quad (25)$$

мұнда

$$e_i(x) = \int_\Omega K_\sigma(y-x) \left[\log(\sigma_i(y)) + \frac{(u_i(y) - I(x))^2}{2\sigma_i(y)^2} \right] dy \quad (26)$$

Жергілікті қарқындылығы туралы ақпараттың бірінші және екінші тәртібіндегі статистиканы есептеу арқылы LGDF моделі біркелкі емес және шуыл қарқындылығын жеңе алады. Бірақ инициализациялау мәселесі әлі де шешілмей жатыр, ал айырмашылықты есепке алудың есебінен есептеу құны өте үлкен.

3 ПРОГРАММАЛЫҚ ҚАМТАМАНЫ ҚҰРУ

3.1 Программалау тілін таңдауды негіздеу

MATLAB-бұл жоғары деңгейлі бағдарламалау тілі, сандық есептеулерді және нәтижелерді визуализациялауға арналған интерактивті орта. MATLAB арқылы мәліметтерді талдауға және алгоритмдерді әзірлеуге, модельдер құруға болады.

C/C++ немесе Java дәстүрлі бағдарламалау тілдерімен салыстырғанда жылдам шешім алуға және түрлі тәсілдерді зерттеуге мүмкіндік береді.

MATLAB-ты кеңінен қолданатын салалар:

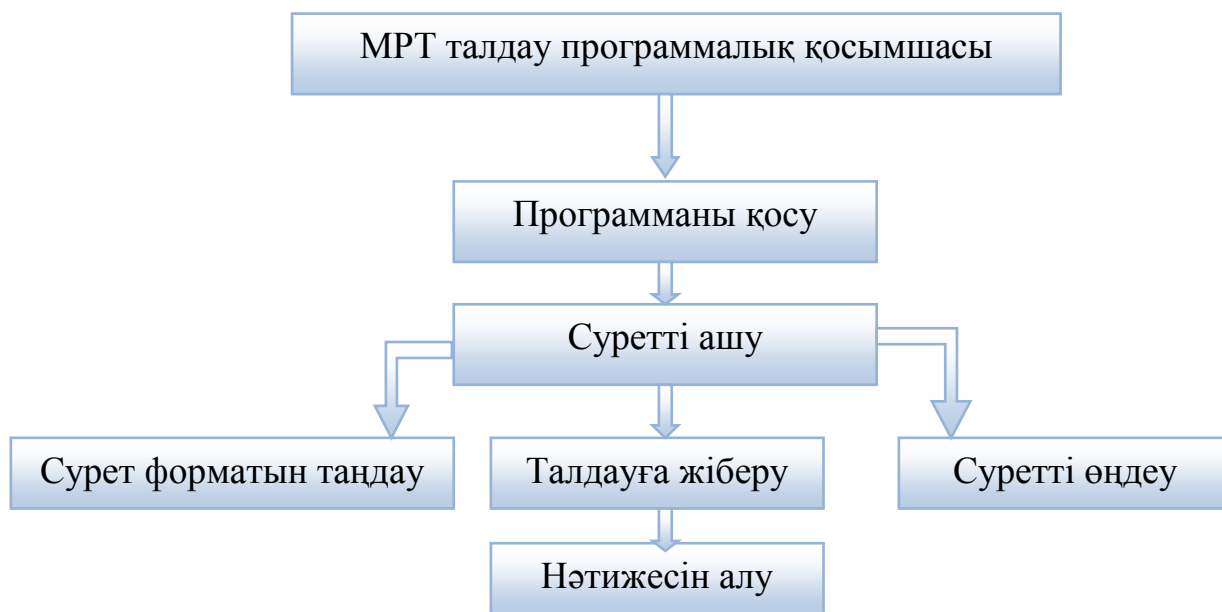
- сигналдарды өңдеу және байланыс,
- суреттер мен бейнелерді өңдеу,
- басқару жүйелері,
- тестілеу мен өлшеуді автоматтандыру,
- қаржы инжиниринг,
- есептеу биология және т. б.

MATLAB ядросы , аналитикалық және кешенді деректер типтерінің матрицаларымен және деректер құрылымдарымен және іздеу кестелерімен жұмыс істеуге мүмкіндік береді. MATLAB сызықтық алгебра (LAPACK, BLAS), Фурье (FFTW) жылдам түрленуі, полиномдармен жұмыс істеу үшін функциялар, базалық Статистика функциялары және дифференциалдық теңдеулерді сандық шешу; Intel MKL үшін кеңейтілген математикалық кітапханалар бар.

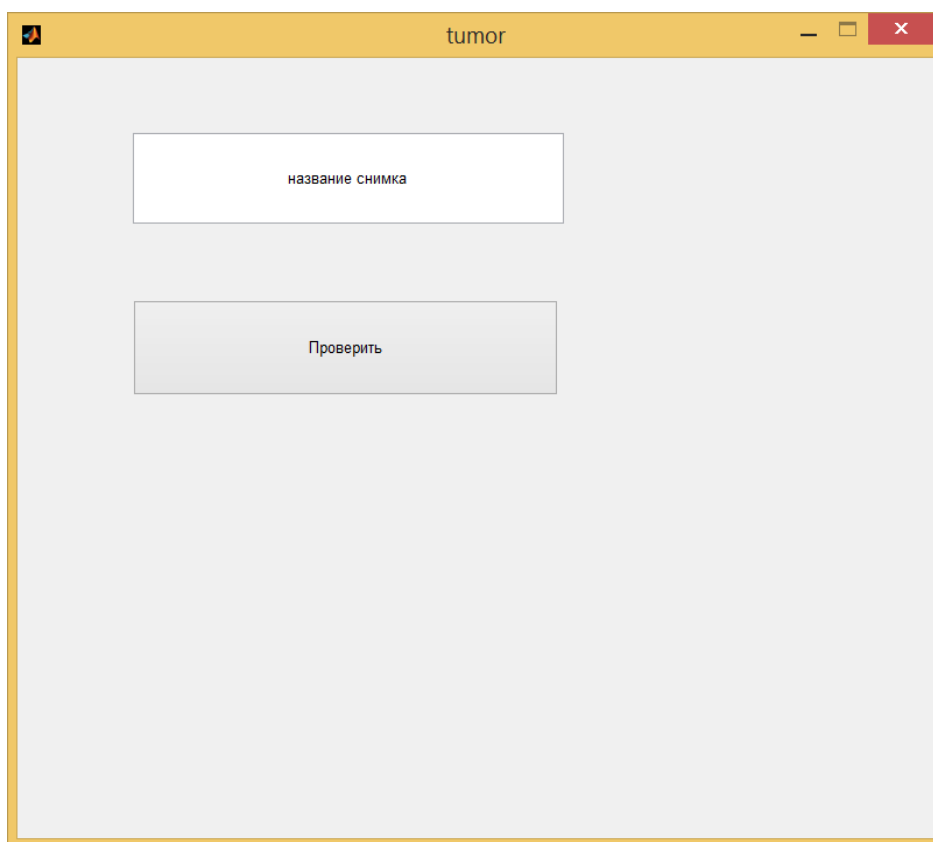
3.2 Программаның баяндалуы

3.2.1 Жалпы мағлұматтар

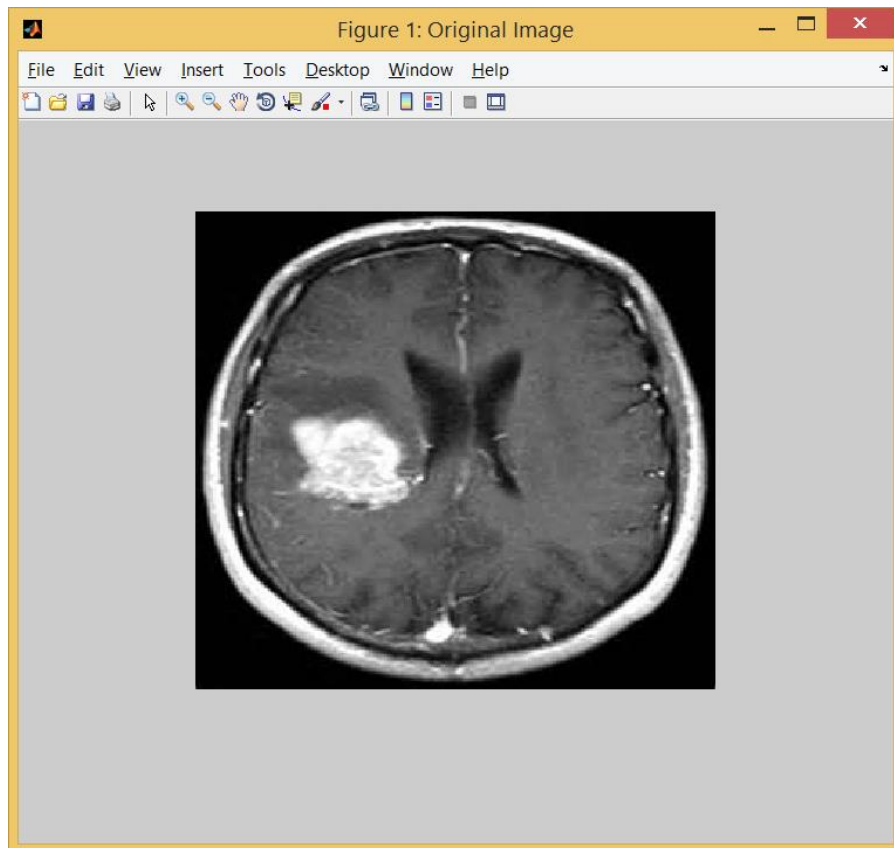
Бұл жобада сегменттеу және кластеризациялау негізінде ми ісіктерін анықтаудың тиімді алгоритмі ұсынылған. Алгоритмнің негізі ісік аймағы болып табылады. Аймақты тапқан уақытында ісіктің нақты шекараларын анықтап және оның кеңістіктік аймағын орналастырады. Келесі қадам табылған аймақты жолдар мен бағандар бойынша максималды жарықтықпен қамтамасыз етіледі.



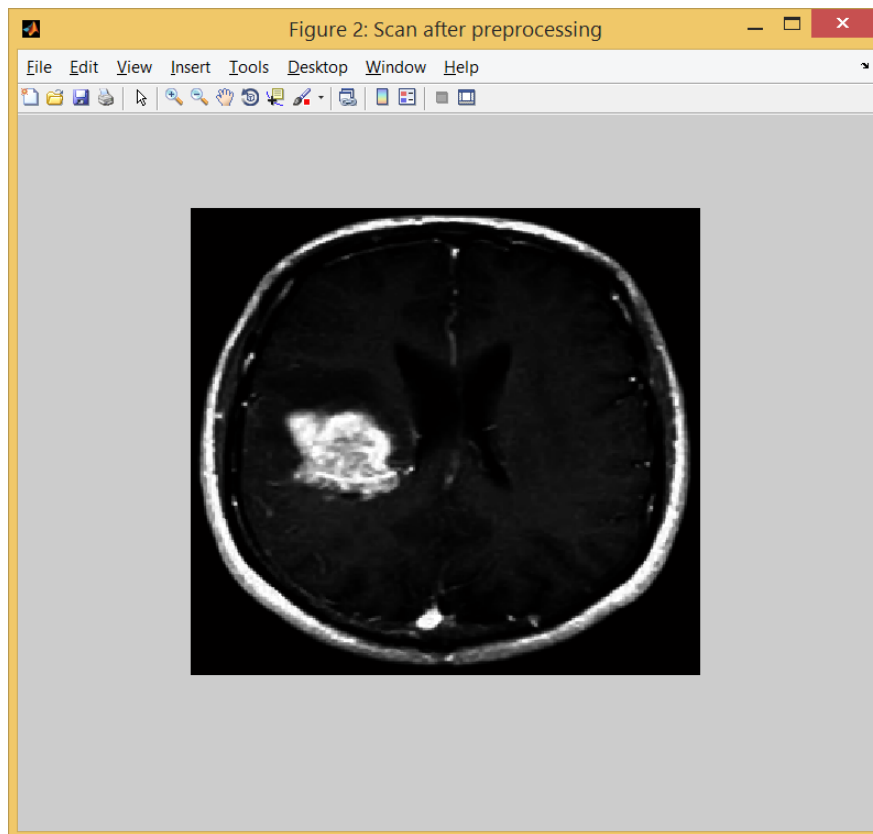
3.2-сурет – Программа жұмысының құрылымдық сұлбасы



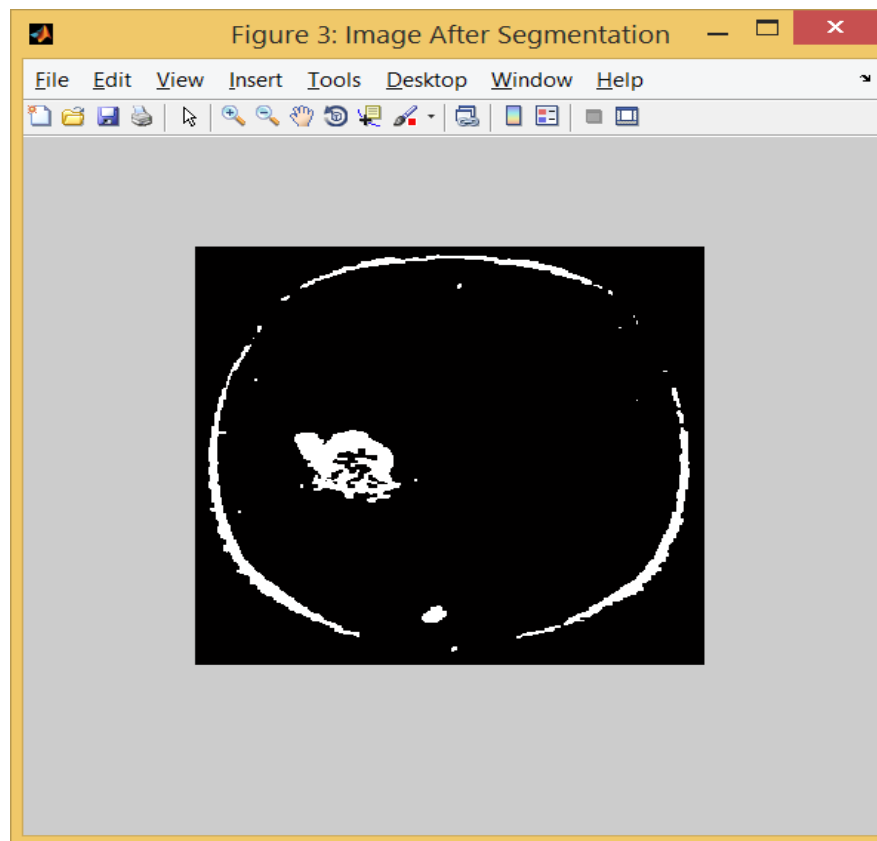
3.3-сурет – Бағдарламаның негізгі беті



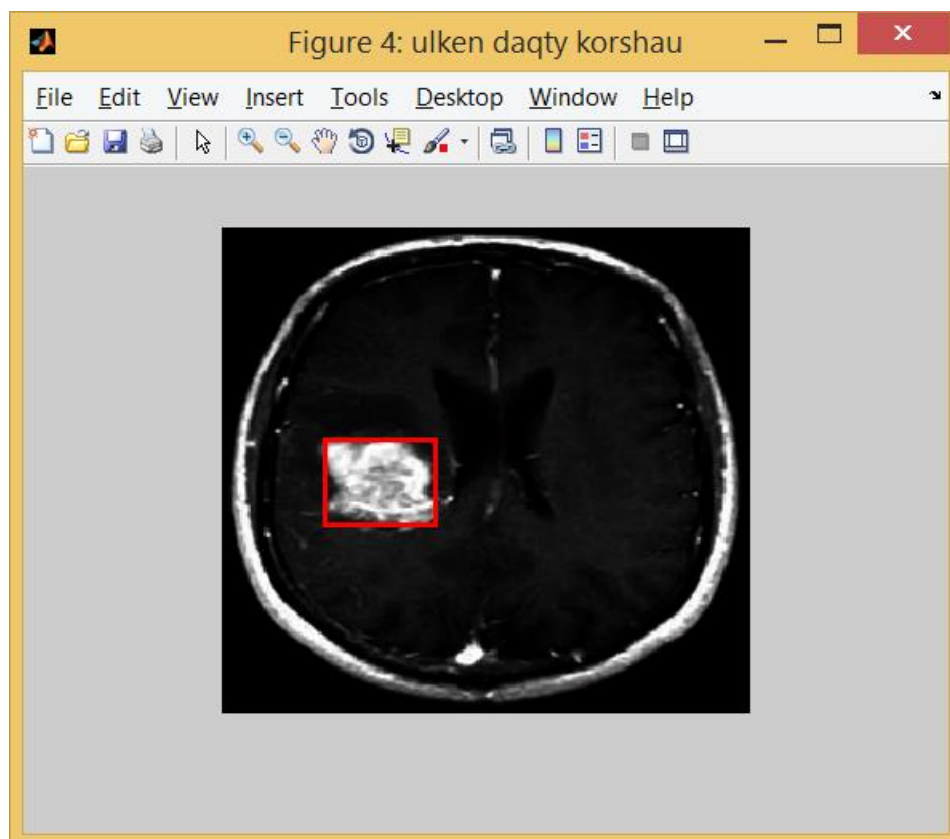
3.4-сурет –Бастапқы МРТ сурет



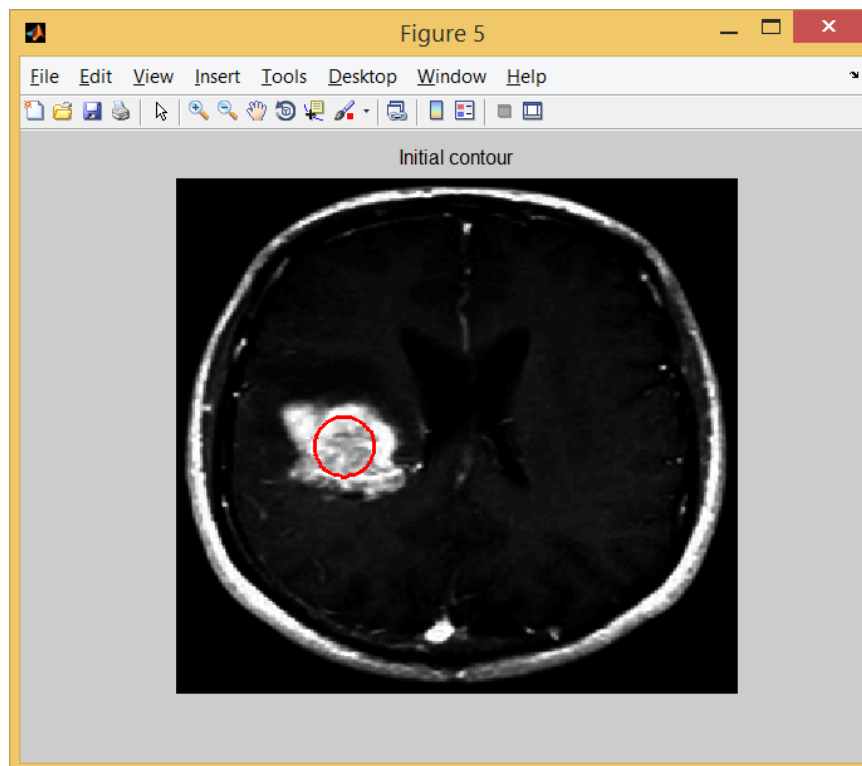
3.5-сурет - Алдын ала өңдеуден кейін сканерлеу



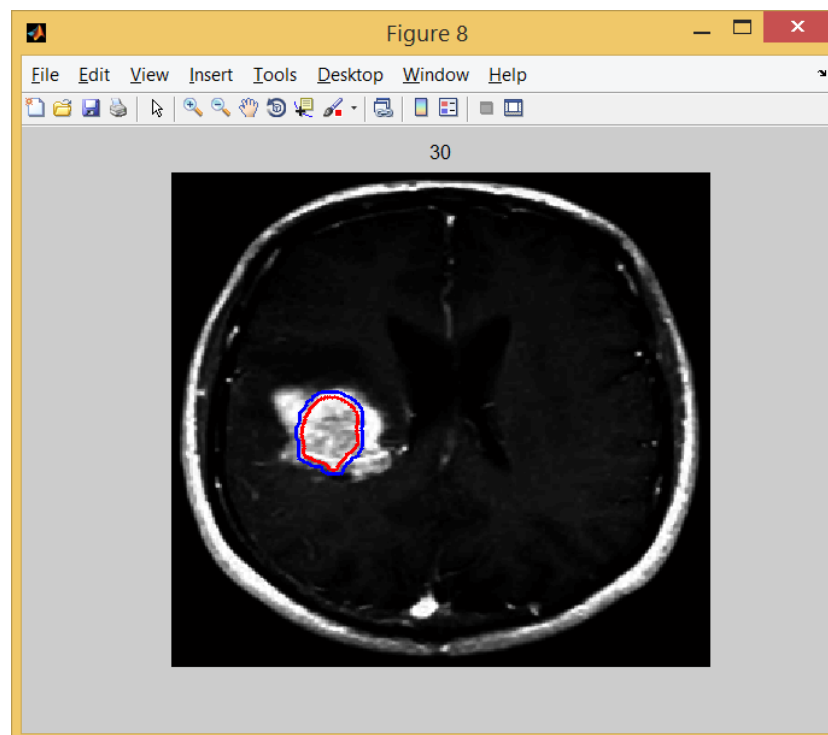
3.6-сурет -Сегменттеуден кейінгі сурет



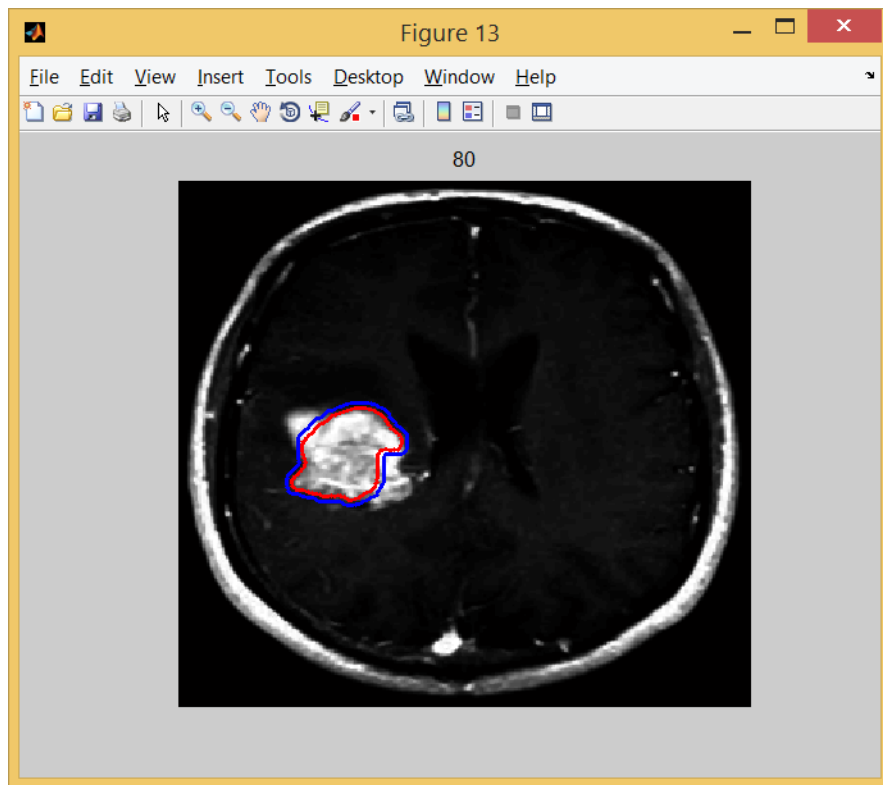
3.7-сурет –Үлкен дақты қоршау



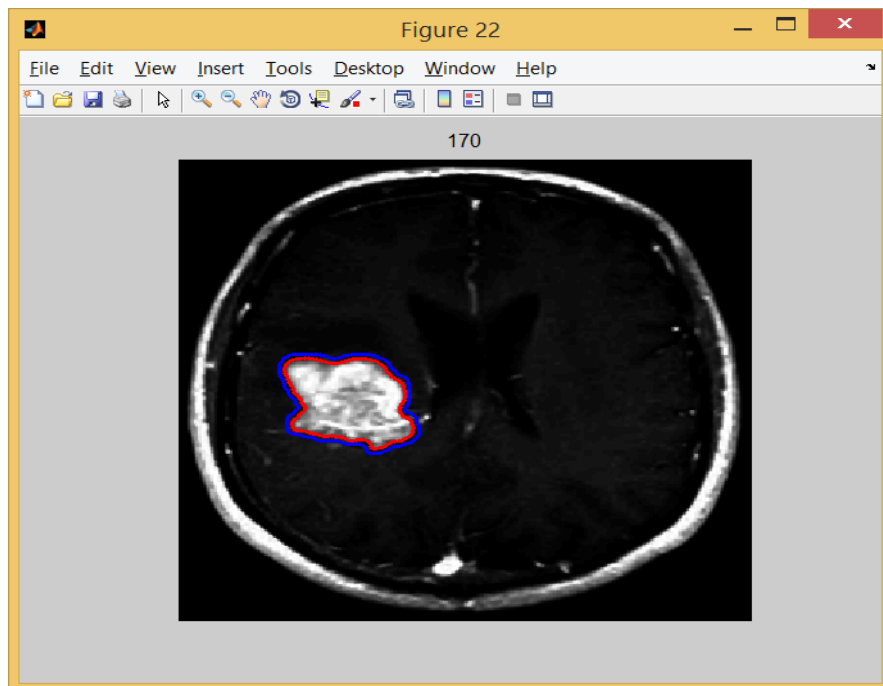
3.8-сурет –LGDF моделін қолдану



3.8-сурет –LBF моделін қолдану



3.9-сурет –Ми ісігінің аймағын қоршау



3.9-сурет –Нәтижесі ми ісігің МРТ-суретінде анықталуы

ҚОРЫТЫНДЫ

Дипломдық жұмысты орындау барысында адам денсаулығына пайдасыз тиетін программа жасадым.

Программа MATLAB бағдарламалау тілінде жасалды. MATLAB программасы арқылы MPT суретін сегментация жасау үшін 3 моделді пайдаландық:

1. Chan-Vese моделі
2. LBF моделі
3. LGDF моделі

Chan-Vese моделі арқылы MPT-суретті алғашқы сегменттеу жасадық. Келесі қадам LBF моделі қолданып ауытқу зонасын табу және қоршау жасадық. Суретті талдау сегменттеу барысында басқа зонаны алмау үшін LGDF моделі жүзеге асырдық. Моделдерді пайдалану арқылы бастапқы MPT-суреттен сегменттелген дайын сурет кескінің шығардық. Дипломдық жоба толығындай қазіргі MPT-суреттерін анализ жасауға арналған программаларды алмастырмайды.

Көрсетілген программада қазіргі кезде ми ауруларын уақтысында табу проблемасын шешуге болатын тапсырманың аз ғана бөлігі іске асырылды.

ПАЙДАЛАНЫЛҒАН ӘДЕБИЕТТЕР ТІЗІМІ

- 1 Никифоров Б.М., Мацко Д.Е.. Опухоли головного мозга. - СПб: Питер, 2003 г., 256 с.
- 2 Власов Е.А.. Опухоли мозга. КТ и МРТ – диагностика. - СПб: СпецЛит, 2018 г., 623 с.
- 3 Самойлов В.И.. Диагностика опухолей головного мозга. - СПб: Питер, 1985 г., 304 с.
- 4 Lee C.h., Schmidt M., Murtha A. Segmenting brain tumors with conditional random fields and support vector machines. // CVBIA. - 2005. - P. 469-478.
- 5 Doyle S., Vasseur F., Dojat M., Forbes F. Fully automatic brain tumour segmentation from multiple MR sequences using hidden markov fields and variational EM.//In: Procs. NCI-MICCAI BRATS. - 2013. - P. 18-22.
- 6 Kamnitsas K., Ledig C., Newcombe V.F.J., Simpson J.P., Kane A.D., Menon D.K., Rueckert D., Glocker B. Efficient multi-scale 3D CNN with fully connected CRF for accurate brain lesion segmentation.//Medical Image Analysis.- 2017. - Vol. 36. - P. 61-78.
- 7 Таһа А.А., Ханбурй А. Metrics for evaluating 3D medical image segmentation: analysis, selection, and tool. // BMC Medical Imaging. - 2015.
- 8 Рудаков П.И., Сафанов И.В.. Обработка сигналов и изображений . Matlab 5x. – М: ДИАЛОГ-МИФИ, 2000 г.

А қосымшасы

```
function [numberOfTumours maxDiameter position] = Project()
imagenname = 'th.jpeg';
orgim = imread(imagenname);
im = (orgim);
figure('Name','Original Image');
imshow(im);
1 shag
im = rgb2gray(im);
second step
im = im2double(im).^3;third step
im = medianfilter(im);
[row col] = size(im);
figure('Name','Scan after preprocessing');
imshow(im,[]);
fourth step
segmentation = thresholdsegment(uint8(im*255));
LPF = [1 1 1; 1 1 1; 1 1 1] * (1/9);
im = imfilter(im,LPF);
T = multithresh(im,1);
segmentation = zeros(row,col);
segmentation(im >= T) = 1;
ratio = 5.2941e-04 * 2;
[row col channel] = size(orgim);
radius = sqrt(ratio*row*col/pi);
figure('Name','Image After Segmentation')
imshow(segmentation,[]);
% 5 shag
surette ulken daqty tabady
imBw = im2bw(im);
imBwLabel = bwlabel(imBw);
s = regionprops(imBwLabel, 'Area');
area = cat(1, s.Area);
index = find(area == max(area));
img = ismember(imBwLabel, index);
= regionprops(img, 'BoundingBox');
bbx = vertcat(props.BoundingBox);
figure('Name','ulken daqty korshau');
imshow(im);hold on
rectangle('Position',bbx,'EdgeColor','r', 'linewidth',2);
s = regionprops(imBwLabel, 'Centroid');
```

А қосымшасының жалғасы

```

centroid = s(index,:);
idx = centroid.Centroid(1);
idy = centroid.Centroid(2);
% % LGDF
Img = im;
Img = double(Img(:,:,1));
NumIter = 300; %iterations
timestep=0.1;
mu= 2;% level set regularization term
sigma = 7;%size of kernel
epsilon = 1;
c0 = 2; % the constant value
lambda1=1.03;
lambda2=1.0;
if lambda1>lambda2; tend to inflate
if lambda1<lambda2; tend to deflate
nu = 0.001*255*255;%length term
alf = 20;%data term weight
figure,imagesc(uint8(Img),[0 255]),colormap(gray),axis off,axis equal
[Height Wide] = size(Img);
[xx yy] = meshgrid(1:Wide,1:Height);

initialLSF = ones(size(Img(:,:,1))).*c0;
initialLSF(190:240,80:240) = -c0;
phi = initialLSF;
phi = (sqrt(((xx - 48).^2 + (yy - 60).^2 )) - 11); phi = sign(phi).*c0;
[Height Wide] = size(Img);
[xx yy] = meshgrid(1:Wide,1:Height);
r = bbx(4)/3;
phi = (sqrt(((xx - idx).^2 + (yy - idy).^2 )) - r);
phi = sign(phi).*c0;
BinaryLS = phi;
BinaryLS(BinaryLS>0) = 0;
BinaryLS(BinaryLS<0) = 1;
NHOOD = ones(5,5);
ErodeImg = imerode(BinaryLS,NHOOD);
DilateImg = imdilate(BinaryLS,NHOOD);
Narrowband = DilateImg - ErodeImg;
Ksigma=fspecial('gaussian',round(2*sigma)*2 + 1,sigma); % kernel
ONE=ones(size(Img));
KONE = imfilter(ONE,Ksigma,'replicate');

```

А қосымшасының жалғасы

```
KI = imfilter(Img,Ksigma,'replicate');
KI2 = imfilter(Img.^2,Ksigma,'replicate');
figure,imagesc(im),colormap(gray),axis off,axis equal,
title('Initial contour');
hold on,[c,h] = contour(phi,[0 0],'r','linewidth',2); hold off
pause(0.5)
for iter = 1:NumIter
    [phi] =
evolution(Img,phi,epsilon,Ksigma,KONE,KI,KI2,mu,nu,lambda1,lambda2,timestep,a
lf, Narrowband);
    BinaryLS = phi;
    BinaryLS(BinaryLS>0) = 0;
    BinaryLS(BinaryLS<0) = 1;
    ErodeImg = imerode(BinaryLS,NHOOD);
    DilateImg = imdilate(BinaryLS,NHOOD);
    Narrowband = double(phi.*double(DilateImg-
BinaryLS)>0)+double(phi.*double(BinaryLS-ErodeImg)<0);
    if(mod(iter,10) == 0)
        figure,
        imagesc(im),colormap(gray),axis off,axis equal,title(num2str(iter))
        hold on,[c,h] = contour(phi,[0 0],'r','linewidth', 2); hold off
        hold on,[cc,hh] = contour(DilateImg,[0 0],'b','linewidth',2); hold off
    end
end
end
```