

НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»
Приладобудівний факультет
Кафедра приладів і систем неруйнівного контролю

До захисту допущено:
Завідувач кафедри

Анатолій

ПРОТАСОВ

«__» _____ 20__ р.

Дипломний проєкт
на здобуття ступеня бакалавра
за освітньо-професійною програмою «Комп'ютерно-інтегровані
системи та технології неруйнівного контролю і діагностики»
спеціальності 151 «Автоматизація та комп'ютерно-інтегровані
технології»
на тему: «Прилад для лікування хвороби Паркінсона з
використанням сфокусованого ультразвуку»

Виконала:

студентка IV курсу, групи ПК-71

Троцюк Катерина Миколаївна

Керівник:

К.т.н., доцент

Галаган Роман Михайлович

Рецензент:

К.т.н., доцент

Богомазов Сергій Анатолійович

Засвідчую, що у цьому
дипломному проєкті немає запозичень з
праць інших авторів без відповідних
посилань.

Студент (-ка) _____

Київ – 2021 року

ВІДОМІСТЬ ДИПЛОМНОГО ПРОЄКТУ

з/п	Формат	Позначення	Найменування	Кількість листів	П римітка
	4		Завдання на дипломний проєкт	2	
	4	ПК 71.170000.000 ПЗ	Пояснювальна записка	40	
	4	ПК 71.170000.000 Е1	Структурна схема	1	
	4	ПК 71.170000.000 Е2	Функціональна схема	1	
	1	ПК 71.170000.000 Е3	Схема електрична принципова	1	
	4	ПК 71.170000.000 СК	Складальний кресленик	1	
		П	П	ПК 7119 00.000.00	
		Б	ідп. ата		
бн.	Розробник			Відомість дипломного проєкту	Листів
н.	Керівник				1
ульт.	Конструктор				КПІ ім. Ігоря Сікорського Каф. ПСНК Гр. ПК-71
тр.	Н/конструктор				
ф.	Зав.ка				

**Пояснювальна записка
до дипломного проєкту
на тему: «Прилад для лікування хвороби
Паркінсона з використанням сфокусованого
ультразвуку»**

Київ – 2021 рік

**Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»**

Приладобудівний факультет

Кафедра приладів і систем неруйнівного контролю

Рівень вищої освіти – перший (бакалаврський)

Спеціальність – 151 «Автоматизація та комп'ютерно-інтегровані технології»

Освітньо-професійна програма «Комп'ютерно-інтегровані системи та технології неруйнівного контролю і діагностики»

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

Анатолій

ПРОТАСОВ

«__» _____ 20__ р.

ЗАВДАННЯ

на дипломний проєкт студенту

Троцюк Катерини Миколаївни

1. Тема проєкту «Прилад для лікування хвороби Паркінсона з використанням сфокусованого ультразвуку», керівник проєкту Галаган Роман Михайлович, к.т.н., доцент, затверджені наказом по університету від «26» травня 2021 р. № 1347-с

2. Термін подання студентом проєкту 2 червня 2021 року

3. Вихідні дані до проєкту: ОК – мозок, фокусна відстань – 70 мм, ширина лінзи – 1 мм, радіус перетворювача 3 мм.

4. Зміст пояснювальної записки:

Вступ

1) Аналітичний огляд

2) Розрахункова частина

3) Вибір та розрахунок елементів принципової схеми

4) Технологія та конструкція виготовлення датчиків

5) Технологія дослідження

Загальні висновки

Список використаних джерел

5. Перелік графічного матеріалу (із зазначенням обов'язкових креслеників, плакатів, презентацій тощо)

1) Схема електрична принципова

2)Схема функціональна

3) Складальний кресленик

6. Дата видачі завдання _____

Календарний план

з/п	Назва етапів виконання дипломного проєкту	Термін виконання етапів проєкту	Примітка
	Розгляд будови мозку	26.02.2021-30.04.2021	
	Розгляд методу сфокусованого ультразвуку	05.05.2021-06.05.2021	
	Розрахунок коефіцієнту акустичного тракту	17.05.2021-19.05.2021	
	Розробка структурної та функціональної схеми приладу	17.05.2021-24.05.2021	
	Розробка схеми електричної принципової	24.05.2021-30.05.2021	
	Вибір та розрахунок елементів принципової схеми	28.05.2021-31.05.2021	
	Розробка ультразвукового датчика	31.05.2021-01.06.2021	

Студент

Катерина ТРОЦЮК

Керівник

Роман ГАЛАГАН

АНОТАЦІЯ

Дипломний проєкт присвячений розробці пристрою для лікування хвороби Паркінсона з використанням сфокусованого ультразвуку.

Об'єм дипломного проєкту становить: розрахунково-пояснювальна записка – 40 сторінок та графічна частина, яка складається із 3 креслеників.

Завданням даного проєкту є розробка та розрахунок первинного перетворювача (а саме, рефрактора) для фокусування ультразвуку у визначеній області мозку пацієнта, розробка електричної принципової схеми приладу та опис методики застосування розробленого пристрою в медичних цілях. У проєкті приведені розрахунки коефіцієнту акустичного тракту, дані рекомендації по вибору напруги випромінювання. Також обґрунтовано вибір схеми, підібрані необхідні сучасні електронні компоненти для її реалізації.

В графічній частині курсового проєкту розроблена схема електрична принципова на форматі А1, специфікація на схему електричну принципову на форматі А4(3), складальний кресленик на форматі А4(4) та функціональна схема на форматі А3 (1).

Ключові слова: ультразвук, хвороба Паркінсона, фокусування, рефрактор

Об'єкт дослідження: взаємодія сфокусованого ультразвуку із головним мозком людини

Предмет дослідження: засоби для фокусування ультразвуку в заданій ділянці простору

.

SUMMARY

The diploma project is devoted to the development of a device for the treatment of Parkinson's disease using focused ultrasound.

The volume of the diploma project is: a calculation and explanatory note - 40 pages and a graphic part, which consists of 3 drawings.

The task of this project is to develop and calculate a primary transducer (namely, a refractor) for focusing ultrasound in a specific area of the patient's brain, to develop an electrical schematic diagram of the device and a description of the method of using the developed device for medical purposes. The project provides calculations of the coefficient of the acoustic path, gives recommendations for the choice of radiation voltage. The choice of the scheme is also substantiated, the necessary modern electronic components for its realization are selected.

In the graphic part of the course project the electric basic scheme on the A1 format, the specification for the electric basic scheme on the A4 format, the assembly drawing on the A4 format and the functional scheme on the A3 format are developed.

Key words: ultrasound, Parkinson's disease, focusing, refractor

Object of research: interaction of focused ultrasound with the human brain

Subject of research: means for focusing ultrasound in a given area of space

ЗМІСТ

ВСТУП	10
1. АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД	11
1.1. Опис об'єкту контролю	11
1.2. Хвороба Паркінсона.....	16
1.5. Існуючі системи	26
1.6. Висновок до розділу	27
2. РОЗРАХУНКОВА ЧАСТИНА.....	29
2.1. Розрахунок акустичних імпедансів та коефіцієнтів проходження	30
2.2. Розрахунок довжини хвилі.....	31
2.4. Додаткові розрахунки геометричних параметрів приладу.....	33
2.5. Коефіцієнт акустичного тракту	33
2.6. Висновок до розділу	34
3. ВИБІР ТА РОЗРАХУНОК ЕЛЕМЕНТІВ ПРИНЦИПОВОЇ СХЕМИ.....	35
3.1. Мікроконтролер STM32F4	36
3.2. Матрична клавіатура.....	37
3.3. Дисплей SSD1306.....	38
3.4. Генератор	38
3.5. Підсилювач потужності.....	39
3.6. Висновки до розділу	41
4. КОНСТРУКЦІЯ ТА ТЕХНОЛОГІЯ ВИГОТОВЛЕННЯ ДАТЧИКІВ	42
4.1 Опис конструкції та процес виготовлення	42

					ПК 71.170000.000ПЗ				
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата					
Розроб.		Троцюк К. М.			Прилад для лікування хвороби Паркінсона з використанням сфокусованого ультразвуку		Літ.	Арк.	Акрушіє
Перевір.		Галаган Р. М.							
							ПБФ, ПК-71		
Н. Контр.									
Затверд.		Галаган Р. М.							

4.2. Висновки до розділу	44
5. ОПИС ПРОЦЕСУ ДІАГНОСТИКИ.....	45
5.1 Процес діагностики.....	45
5.2. Висновок до розділу	45
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	47

					ПК 71.170000.000ПЗ	Арк.
						9
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

ВСТУП

Ультразвукові дослідження застосовуються в медицині повсюдно. Вивчення стану організму за допомогою ультразвуку є і порівняно нешкідливим. Однак можливості ультразвуку як медичного інструменту набагато ширше - з його допомогою можна не тільки обстежити, а й лікувати людей. Неінвазивне лікування - з використанням сфокусованих ультразвукових хвиль високої інтенсивності (HIFU) дозволяють ефективно боротися з доброякісними і невеликими злоякісними новоутвореннями і значно скоротити термін реабілітації.

І на сьогоднішній день вчені працюють над тим, щоб для лікування захворювань мозку були не потрібні ліки або інвазійна хірургія – тільки звукові хвилі.

З огляду на те, що переважна більшість пацієнтів не реагують на ліки, їм доводиться вдаватися до інших методів, які або інвазійні, або не мають достатнього фокусування. Ультразвукові хвилі позбавлені цих недоліків.

Саме тому вчені так налаштовані на пошук оптимального варіанту лікування психічних розладів, неврологічних розладів, таких як хронічний біль і епілепсія.

					ПК 71.170000.000ПЗ	Арк.
						10
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

1. АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД

1.1. Опис об'єкту контролю

Об'єктом контролю дипломного проекту є головний мозок людини (мал. 1.1). Головний мозок являє собою головний регулятор всіх функцій організму, який забезпечує вищу нервову діяльність людини. Цей орган складається з безлічі взаємозалежних між собою нервових клітин і їх відростків.



Мал. 1.1. Головний мозок людини

Людський мозок займає більшу частину черепа, який, в свою чергу, захищає мозок від зовнішніх механічних пошкоджень. Весь мозок ділиться на три великі частини: півкулі головного мозку; мозочок і стовбур мозку. Також мозок покритий трьома оболонками: м'якою, павутинною і твердою.

М'яка мозкова оболонка складається з пухкої сполучної тканини і прилягає до речовини мозку. У складі цієї оболонки розгалужуються

кровоносні судини, що живлять мозок. Від судинної оболонки відходять тонкі відростки сполучної тканини, які проникають глибше в масу головного мозку.

Паутинная оболонка головного мозку не має судин. Вона теж щільно прилягає до звивинах мозку, але не заходить в борозни, в результаті чого між судинною оболонкою і павутинною оболонкою утворюються субарахноїдальні цистерни, заповнені спинномозковою рідиною, завдяки якій відбувається харчування павутинної оболонки. [3]

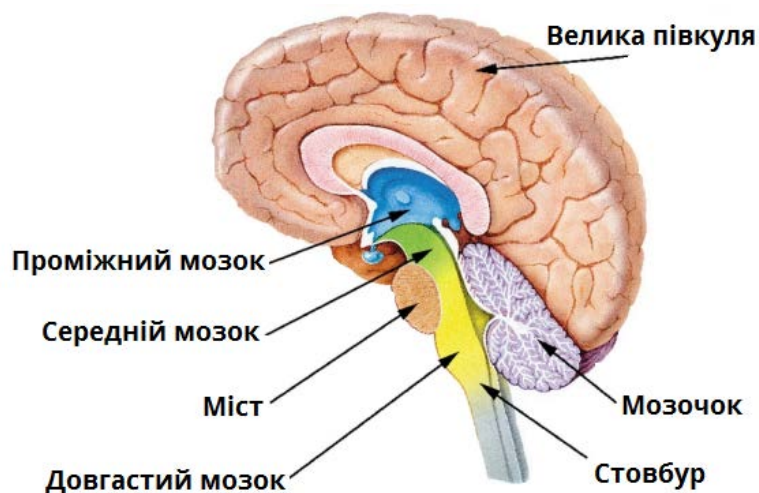
Тверда мозкова оболонка - це окістя внутрішньої мозкової поверхні кісток черепа, яка складається з щільної сполучної тканини, що вистилає зсередини плоскими зволженими клітинами. Тверда оболонка щільно зростається з кістками черепа в області його внутрішньої основи. У цій оболонці зосереджена найвища концентрація больових рецепторів в організмі людини, при цьому больові рецептори відсутні в самому мозку.

Між твердою і павутинною оболонками знаходиться простір, заповнений серозною рідиною.

У мозку є гліальні клітини, які забезпечують генерацію і передачу нервових імпульсів від однієї нервової клітини до іншої. Також гліальні клітини виконують частину метаболічних процесів нервових клітин. [3]

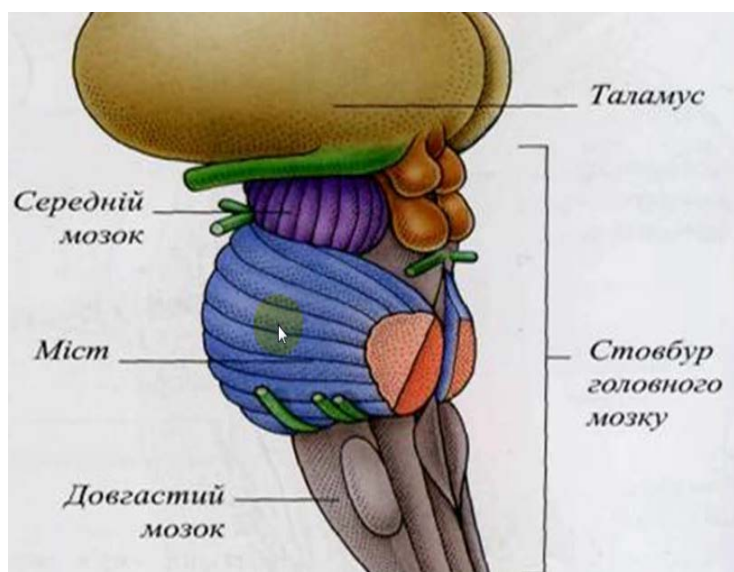
Можна виділити наступні структурні частини головного мозку (мал. 1.2.): довгастий мозок; задній, що включає в себе міст, мозочок і епіфіз; середній, проміжний і передній мозок, представлений великими півкулями.

					ПК 71.170000.000ПЗ	Арк.
						12
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		



Мал. 1.2. Будова головного мозку

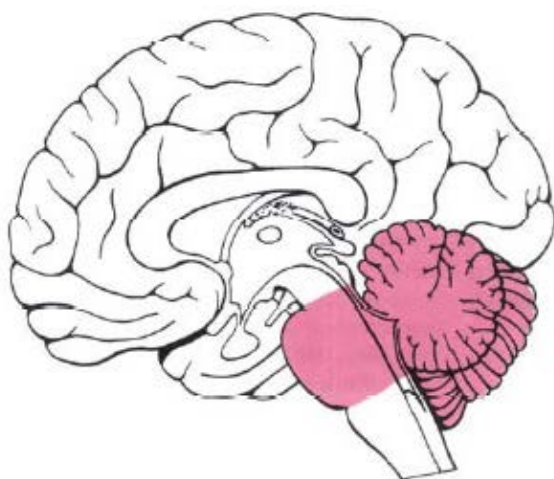
Стовбур головного мозку складається з моста, середнього мозку і проміжного мозку. Звідси виходять 12 пар черепно-мозкових нервів, які з'єднують мозок людини з органами почуттів, м'язами і залозами, розташованими в основному в області голови. (мал. 1.3.) [3]



Мал. 1.3. Стовбур мозку

Довгастий мозок є продовженням спинного мозку. Він виконує рефлекторну і провідникову функції.

Задній мозок складається з варолиєва моста і мозочка. (мал. 1.4.).



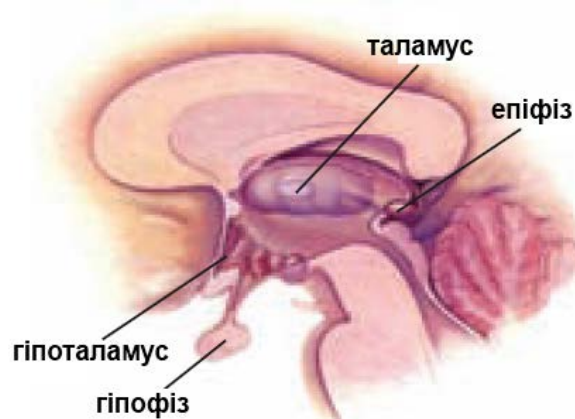
Мал. 1.4. Задній мозок (виділено кольором)

Мозочок відіграє основну роль в координації рухів. За контроль рівноваги, мішечний тонус і позу відповідає інформація, яка надходить від м'язів, сухожиль і рухових центрів кори великих півкуль. З огляду на, що ця частина мозку відповідає за координацію, то її пошкодження веде до порушення рухів: хода стає хиткою, а рухи рук і ніг - різкими. [3]

У середньому мозку знаходяться ядра, що регулюють напругу м'язів або м'язовий тонус. Співвідношення тону м'язів згиначів і розгиначів забезпечують імпульси, які йдуть від ядер. Через середній мозок проходять рефлекторні дуги орієнтовних рефлексів на зорові і звукові роздратування. Вони проявляються в поворотах голови і тіла в сторону світлових або звукових подразників.

Проміжний мозок складається з зорових горбів (таламус), надбугорної області (епіталамус), підбугорної області (гіпоталамус) і колінчастих тіл. (мал. 1.5.)

Таламус відповідає за всі види чутливості (крім нюхової) і координує міміку, жестикуляцію, інші прояви



Мал. 1.5 Проміжний мозок

Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата

ПК 71.170000.000ПЗ

Арк.

14

емоцій. Через таламус до кори великих півкуль проходять нервові імпульси від усіх органів. Велика частина складних рухів, таких як ходьба, біг, плавання, пов'язана з проміжним мозком. Зверху до таламуса прилягає епіфіз - залоза внутрішньої секреції. Ядра епіфіза беруть участь в роботі нюхового аналізатора. Знизу знаходиться інша залоза внутрішньої секреції - гіпофіз.[3]

Гіпоталамус контролює діяльність вегетативної нервової системи, бере участь у підтримці на оптимальному рівні обміну речовин і енергії, в терморегуляції, в регуляції діяльності травної, серцево-судинної, дихальної та ендокринної систем. Під його контролем перебувають такі залози внутрішньої секреції, як гіпофіз, щитовидна залоза, статеві залози, підшлункова залоза, надниркові залози.

У проміжному мозку перебувають підкіркові центри зору і слуху.

Права і ліва півкуля з'єднані мозолясті тілом і являють собою передній мозок.

Кора головного мозку утворена сірою речовиною, що складається з тіл нейронів. Тонким шаром товщиною в кілька міліметрів кора покриває весь передній мозок. Біла речовина утворює провідні шляхи півкуль. У білій речовині розсіяні ядра сірої речовини.

Кожна півкуля розділена на наступні частини: (мал. 1.6.)

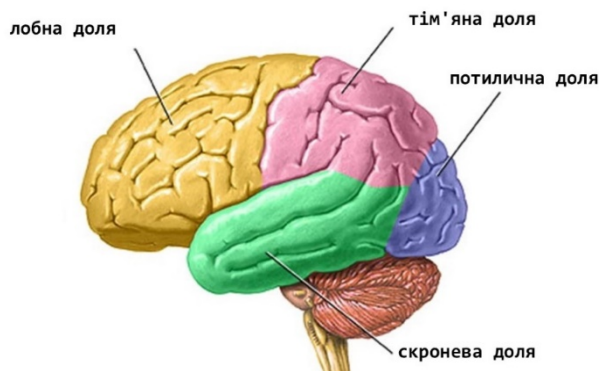
Лобова частка є центром управління і контролю мозку, тобто відповідає за Виконавчий функції: планування, міркування, рішення задач, контроль імпульсів, а також за регулювання таких емоцій, як співпереживання та щедрість, поведінку.

Скронева частка приймає участь в слуховому процесі й мові, а також пам'яті і управлінні емоціями.

Тім'яна частка відповідає за інтеграцію сенсорної інформації, в тому числі забезпечує взаємозв'язок між тактильними відчуттями і болем.

					ПК 71.170000.000ПЗ	Арк.
						15
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Потилична частка знаходиться між скроневої і тім'яної частками. Відповідає головним чином за зір. Іншими словами, приймає і обробляє все, що ми бачимо.



Мал. 1.6 Долі мозку

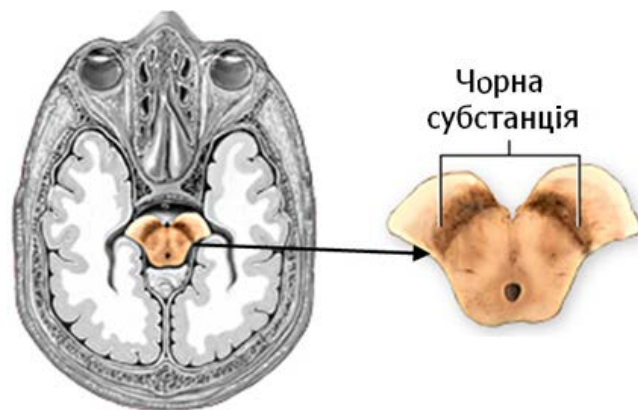
1.2. Хвороба Паркінсона

Мозок складається з різних структур, кожна з яких має свою функцію, але працюють вони скоординовано завдяки тисячам зв'язкам. Пошкодження зв'язків або структур веде до виникнення порушень функціонування мозку, що, в свою чергу, проявляється у вигляді пухлин, хвороб, які в подальшому ведуть до дезорієнтації, неможливості координувати свої рухи, тремору та інші порушення.

До найпоширеніших захворювань головного мозку відносяться атеросклероз, інсульт, пухлина, аневризма судин, хвороба Альцгеймера, хвороба Паркінсона. Небезпека захворювань головного мозку - в їх безсимптомності.

Хвороба Паркінсона відноситься до того типу захворювань, які на сьогоднішній день, на жаль, не надається можливим вилікувати, не дивлячись на прориви сучасної медицини. Це повільно прогресуюче хронічне нейродегенеративне неврологічне захворювання, яке проявляється в основному в осіб старшої вікової групи. Основна причина виникнення перших симптомів, а в подальшому і розвивається захворювання - прогресуюче руйнування і загибель нейронів, що виробляють дофамін.

При хворобі Паркінсона уражаються нейрони головного мозку, розташовані в чорній субстанції. Завдяки чорній субстанції здійснюються багато функцій. Пошкодження чорної субстанції людини, призводить до розвитку хвороби. (Мал. 1.7)



Мал. 1.7. Розташування чорної субстанції

Через дефіцит дофоміну активується вплив базальних гангліїв на кору головного мозку. Це проявляється в м'язовій ригідності, треморі і нестійкості. [4]

Захворювання зустрічається повсюдно. Його частота коливається від 60 до 140 осіб на 100 тисяч населення.

Точні причини виникнення хвороби Паркінсона не встановлені, але вчені змогли виділити провідні чинники, які впливають на розвиток нейродегенеративних процесів. До найбільш банальних, які, на жаль, не піддається людському впливу факторів можна віднести природні процеси старіння організму, що супроводжуються зниженням здатності тканин до регенерації, а також генетичну схильність. [5]

Як захист нейронів від патологічного впливу токсинів виступає вітамін Д, який теж часто зустрічається в дефіциті через хронічні схильності.

Безліч чинників, що впливають на розвиток хвороби, пов'язані безпосередньо з індивідуальними особливостями людини і її способом життя. Так, наприклад, люди, які курять, відчувають частий і тривалий стрес, втому, живуть в регіонах з поганою екологічною обстановкою, більше схильні до ризику захворіти.

Звичайно ж пухлини головного мозку і черепно-мозкові травми тягнуть за собою не найкращі наслідки у вигляді перших симптомів.

Варто також звертати увагу на такі фактори, як інтоксикація солями важких металів, пестицидами, алкоголем і прийом деяких лікарських засобів (наприклад, хлорпромазин).

Лікарі активно досліджують хворобу Паркінсона і в даний час виділили 5 стадій, які проявляються певними комплексами симптомів. [4]

На нульовій стадії немає ніяких клінічних проявів, тобто людина вважається здоровою.

На наступній, першій стадії, з'являються невеликі труднощі в рухах однієї руки, спостерігається невеликий тремор спочатку при хвилюванні, потім в спокої, в подальшому порушуються нюх і сон, з'являється втома і апатія.

На другій стадії друга рука теж починає погано функціонувати, з'являється тремтіння мови і нижньої щелепи. З'являється слинотеча, формується гіпокінезія, але здатність до самообслуговування зберігається.

На третій стадії з'являється все більше скутості в рухах, практично відсутня міміка, формується специфічна хода і поза, під час розмови хворий починає застрягати на одному й тому самому слові. На даному етапі самообслуговування утруднено, але можливо.

Передостання стадія супроводжується нестійкістю - хворий часто падає. Поступово страждає інтелект і наростає депресія, в цей час нерідкі спроби суїциду. Про самообслуговуванні вже не йдеться - людині потрібна допомога для виконання найпростіших дій.

І остання п'ята стадія полягає в апогеї всіх виявлених раніше симптомах: людина не в змозі самостійно сідати, вставати і ходити, прийом їжі утруднений через порушення ковтання; втрачається контроль над дефекацією і сечовипусканням. Хворий потребує постійного догляду.

Для того, щоб поставити діагноз необхідно скласти повну клінічну картину, яка включає в себе огляд невролога, який зазначає типові ознаки.

					ПК 71.170000.000ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		18

Лабораторна та інструментальна діагностика використовується для уточнення супутньої патології та виключення інших причин неврологічних порушень.

На даний момент успішно підібране лікування хвороби Паркінсона може призупинити процес деградації і знизити вираженість патологічної симптоматики. Хвороба починає прогресувати повільніше, що дозволяє пацієнтам довше залишатися в гарній формі.

1.3. Методи лікування хвороби

Як згадувалося раніше, на сьогоднішній день не існує способувилікувати цю хворобу. Застосовують лише методи для усунення або зниження деяких із симптомів.

Один із способів поліпшення стану при хворобі - медикаментозний. Лікування націлене на відновлення балансу дофаміну в центральній нервовій системі. Медикаментозне лікування доповнюється фізіотерапією, ЛФК та масажем. [6]

Фізіотерапія використовується для активації процесів метаболізму і посилення кровотоку в головному мозку. Масаж спрямований на поліпшення рухової активності. Інтенсивне розминка мускулатури і пасивна гімнастика знижує ригідність м'язів і має загальнозміцнюючу дію. Більшість вправ спрямовані на тренування почуття рівноваги. Комплекс підбирається індивідуально в залежності від стану пацієнта, його віку та супутніх захворювань. [6]

На останній стадіях розвитку захворювання вдаються до допомоги хірургів з метою встановлення стимулятора головного мозку. Втручання не вимагає розтину черепної коробки. У мозок вводяться тонкі електроди, а під шкіру ключиці поміщається невеликий стимулятор, який дозволяє скоротити дозування препаратів і тривалий час контролювати симптоми.[6]

Інші варіанти хірургічного лікування потребують роботи на відкритому мозку:

					ПК 71.170000.000ПЗ	Арк.
						19
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

- таламотомія: руйнування частини таламуса, що дозволяє позбутися від тремтіння, але зберігає іншу симптоматику;
- паллідотомія: часткове усунення однієї з ділянок мозку (бліда куля), що істотно знижує всі основні симптоми патології.

При хворобі Паркінсона зменшується інтенсивність кровотоку і знижується рівень обміну речовин, що є наслідком обмежених рухових процесів мускулатури. Вже на середніх стадіях розвитку захворювання значно підвищується ризик утворення тромбів. [7]

Прикуті до ліжка пацієнти нерідко стикаються з важкими ускладненнями, пов'язані з лежачим положенням:

- застійна пневмонія;
- аспіраційна пневмонія (через порушення ковтання їжа потрапляє в дихальні шляхи);
- інфікування пролежнів і сепсис.

З огляду на всю складність процедур і можливі наслідки, учені працюють над тим, щоб для лікування захворювань мозку були не потрібні ліки або інвазивна хірургія - тільки звукові хвилі.

1.4. Обґрунтування вибору методу контролю.

Найважливішим методом лікування рухових, больових, обсесивно-компульсивних і депресивних розладів є функціональні нейрохірургічні втручання на базальних гангліях. Вони включають як деструктивні операції, так і глибоку стимуляцію мозку з використанням імплантованих електродів. Застосування деструктивних операцій має ряд серйозних обмежень в силу більш високої частоти ускладнень, особливо при двосторонніх втручаннях. [8]

Новим неінвазивним підходом, запропонованим для деструкції певної точки мети в головному мозку, є застосування високоінтенсивного сфокусованого ультразвуку (ВФУЗ). Застосування фокусованого ультразвуку високої інтенсивності в медицині є швидко розвивається областю медичної акустики.

					ПК 71.170000.000ПЗ	Арк.
						20
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Ідея використання ультразвукових хвиль для такої терапії включає в себе звукові імпульси з високою нечутній частотою, спрямовані в мозок за допомогою ультразвукового перетворювача. Звукові імпульси націлені на нейронні ланцюги в головному мозку і змушують мембрани нейронів коливатися, таким чином активуючи нейрони і впливаючи на поведінку, яке ці нейрони контролюють. Ні болю або дискомфорту, і немає хірургічної техніки.[9]

Основною перешкодою при пошуку дегенеративних клітин мозку було утруднення проходження ультразвукового променя через кістки черепа через те, що будучи складною двухфазною структурою неправильної форми, кістка черепа відображає, розсіює і поглинає ультразвук, тому до кінця 1990-х рр. ВФУЗ використовувався при операціях на мозку тільки після трепанації.

Розроблені методи корекції фаз на елементах фазированной решітки можуть дозволити усунути фазові аберації після проходження ультразвуку через кістки черепа та відновити гарну якість фокусування. До недавнього часу не існувало математичної моделі описує проходження ультразвуку через череп. Однак був розроблений метод проникнення ультразвуку всередину черепа без трепанації, при якому ультразвукові хвилі з поздовжніх, що поширюються в скальпа, перетворювалися б в поперечні в кістки черепа, а потім назад в поздовжні в тканинах мозку. Потім, на основі цього методу був розроблений прилад для ультразвукового сканування мозку. [9]

Метод на сьогоднішній день не позбавлений недоліків з точки зору його використання у функціональній нейрохірургії, але він вже може конкурувати з традиційними методами хірургічного лікування - глибокої стимуляцією мозку, радіохірургії та стереотаксичної радіочастотної деструкцією.

Ультразвукові перетворювачі були створені на основі п'єзоелектричного ефекту. При перших дослідженнях можливостей ультразвуку вчені прагнули до «ідеального» хірургічного інструменту, який

					ПК 71.170000.000ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		21

міг би руйнувати заздалегідь обрану ціль, розташовану глибоко в тканини, при цьому не ушкоджуючи навколишні тканини і тканини по ходу цього інструменту. Зрештою плідна робота привів до впровадження ФУЗ в хірургії.

Існує кілька методів досягнення фокусування УЗ. [9]

Самий простий - використання перетворювача, с формою випромінюючої поверхні у вигляді увігнутої сферичну оболонки, виготовлену з п'єзоелектричного матеріалу. Фокус такого випромінювача лежить на його осі і розташовується поблизу центру кривизни оболонки.

Для середовища без поглинання теорія дифракції пророкує, що тільки 84% енергії випромінювача проходить через фокальну область. Однак в тканині завжди є поглинання, а значить ця частка стає ще менше. Саме в силу сильного поглинання різко обмежується використання ультразвуку з частотою, що перевищує кілька мегагерц. Хоча таким способом вдається впливати на області з чітко окресленими кордонами, регулювати глибину зони впливу в цьому випадку виявляється непросто. Використовуючи плоский випромінювач спільно з різними акустичними лінзами, можна домогтися зміни глибини області впливу. Так як акустичні лінзи зазвичай робляться з матеріалу, що має швидкість звуку більше, ніж у воді, то для створення сходиться пучка лінзи необхідно виготовляти увігнутими. Головне обмеження при використанні набору з таких лінз накладає поглинання ультразвуку в матеріалі самих лінз. Оптимальна передача енергії здійснюється в тому випадку, коли лінза і випромінювач розділені чвертьхвильовим шаром. Поява технології фазованих решіток в різних застосуваннях потужного ультразвуку призвело до розробки перетворювачів, які дозволяли електронним чином сканувати ультразвукової пучок і таким чином впливати на великі, в порівнянні з локалізованою фокальній областю, обсяги тканини.

Проходження фокусированного ультразвуку через кістки черепа викликало значне зниження сили ультразвуку і нагрівання кістки. За допомогою множинних синхронізованих джерел ультразвукового

					ПК 71.170000.000ПЗ	Арк.
						22
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

випромінювання, які розташовувалися рівномірно на півсфері навколо голови, ця проблема була вирішена. Кожен з джерел не викликав значного нагрівання черепа і тканин мозку по ходу променю. Крім цього, кожне джерело мав контролер, який регулював зрушення фази таким чином, щоб ультразвукові хвилі від усіх джерел досягали точки мети одночасно і діяли короткочасно. Додатково до цього для зменшення нагрівання шкіри і кісток черепа простір між шоломом з джерелами випромінювання і головою пацієнта, обмежене еластичної мембраною, стали заповнювати Потоком води з метою охолодження. Точковий і короткочасний нагрів тканини в зоні фокусу всіх променів до 60-90 ° С призводить до термічного некрозу в обмеженому обсязі тканини.

Головна перевага ВФУЗ полягає в його неінвазивності і, отже, у зменшенні ризику інфекційних ускладнень, частота яких при інвазивних стереотаксичних операціях складає близько 2%, а ризик розвитку стійкої неврологічної симптоматики при цьому - близько 1%. Згідно з літературними даними, ВФУЗ за багатьма параметрами ефективніше і безпечніше радіохірургії, причому ефект операції проявляється відразу після ультразвукового впливу. [10]

Процедура проведення ВФУЗ-абляції складається з наступних етапів:

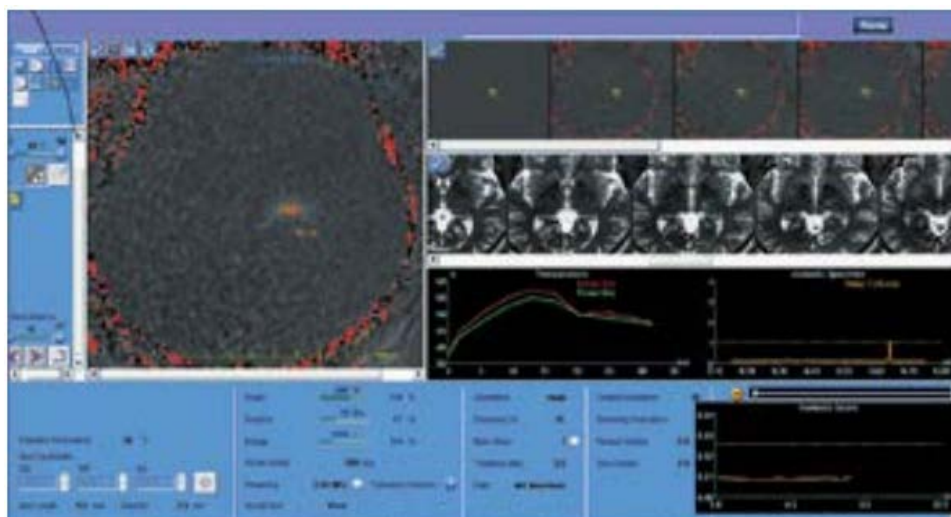
– після попереднього планування точки абляції по МРТ проводиться тестовий неабляційне ультразвуковий вплив в зоні майбутньої деструкції з верифікацією лікарем тимчасового клінічного (рухового) ефекту (Мал. 1.8.);

					ПК 71.170000.000ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		23



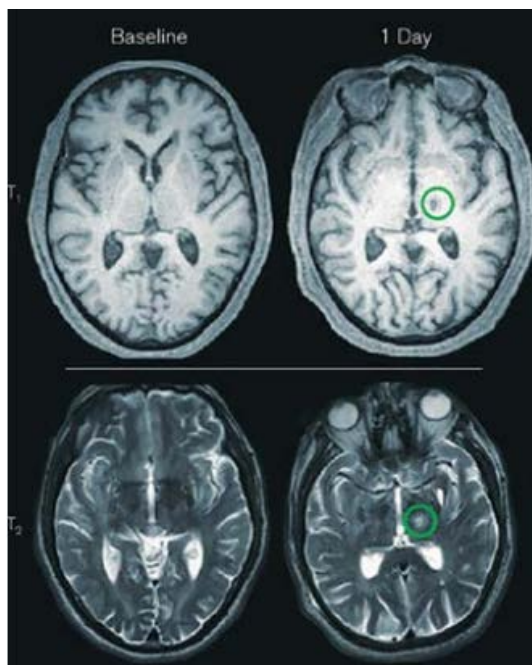
Мал. 1.8. Неабляційна верифікація точки наведення ультразвукової деструкції для виключення можливих ускладнень і підтвердження клінічного ефекту.

– подальше абляционное ВФУЗ-вплив ретельно документується електронним протоколом з відстеженням всіх параметрів ультразвукової деструктивної процедури (Мал. 1.9.)



Мал. 1.9. Електронний протокол ВФУЗ-процедури, контролюючий локалізацію, температуру та інші параметри впливу.

– ефект ВФУЗ-абляції фіксується в режимі реального часу як на МРТ-картині, так і за клінічними даними (зникнення «цільових» симптомів) (Мал. 2.9.;Мал. 2.10.).



Мал. 1.9. Зона деструкції в області таламуса (обведена кружком) без пошкодження навколишньої мозкової тканини після проведення ВФУЗ



Мал. 1.10. Підтвердження клінічного ефекту після проведеної операції.

На сьогодні в світі за технологією ВФУЗ прооперовано понад 300 пацієнтів, однак при всій привабливості і неінвазивності цей метод не

позбавлений ряду недоліків. ВФУЗ виключає інфекційні ускладнення і зменшує ймовірність геморагічних ускладнень, однак в ряді випадків його використання неможливе досягнення необхідної для деструкції речовини мозку температури. Обмеження пов'язані з товщиною кісток черепа у конкретних пацієнтів. Істотним недоліком неінвазивних деструктивних операцій є неможливість проведення мікроелектродної реєстрації (МЕР), а також мікро- і макростимуляції під час операції, що знижує ефективність операції і збільшує ймовірність ускладнень.

1.5. Існуючі системи

Застосування сфокусованого ультразвуку в медицині на сьогоднішній день не є новиною. Це стрімко розвивальний напрямок, актуальність якого полягає в розробці методу контрольованих руйнувань глибоких структур мозку через нерозкритий череп при лікуванні ряду неврологічних захворювань.

Вчені акцентують свою увагу на пошуку нових методів спрямованого транспортування лікарських речовин в потрібну ділянку організму за допомогою сфокусованого ультразвуку, нових способів соносенсібілізації і сонодінамічної терапії пухлин.

З огляду на необхідність в додаткових дослідженнях і вдосконаленні методу, Університетська клініка Бонна першої в Німеччині почала застосовувати в клінічній практиці спеціальну систему, яка дозволяє під контролем МРТ проводити внутрішньочерепний лікування високо сфокусованим ультразвуком.

Також існує комплексний неврологічний центр НМ CINAC, який є частиною НМ Hospitales. В даному центрі неврологи, що спеціалізуються на хвороби Паркінсона, використовують методи для лікування без будь-якого хірургічного втручання. Можливості обмежені через прояви паркінсонізму, але вже є пацієнти, які успішно пройшли і проходять лікування цієї унікальною методикою.

					ПК 71.170000.000ПЗ	Арк.
						26
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

За допомогою методики ультразвукового дослідження та медичної візуалізації з використанням МРТ, який так само є в НМ СІНАС, - цей процес включає в себе застосування ультразвукового лікування і створює локалізовану абляцію цільової області гіпертермії. [10]

З цим придбанням НМ СІНАС стає одним з небагатьох європейських центрів, де можна виконати цю процедуру. Іспанія є другою країною в Європі, поряд зі Швейцарією, яка володіє цим методом.

На частку Росії припадає всього 1% малоінвазивних операцій пацієнтам з хворобою Паркінсона. Поки що більшість операцій засновані на системі глибокої стимуляції головного мозку - що імплантуються в організм електродів для придушення гіперактивності уражених ділянок мозку. Уже з найближчим часом планують використання ультразвуку для боротьби з цією хворобою.

Незважаючи на те, що сфокусований ультразвук високої інтенсивності вже широко використовується в медицині, включаючи клінічну практику, метрологія подібних застосувань залишається на низькому рівні. Необхідна розробка стандартів, що забезпечують ефективне і безпечне застосування фокусованого ультразвуку високої інтенсивності в медицині.

1.6. Висновок до розділу

Майбутнє методу виглядає вельми перспективним і багатообіцяючим, але сьогодні знаходиться поки що в зародковому стані і потребує більш докладного вивчення. Вчені припускають, що з часом стане можливим використання сфокусованого ультразвуку для стимуляції і картування функцій головного мозку, що зробить цей метод лікування більш ефективним і безпечним.

Ключовим моментом в ефективності використання сфокусованого ультразвуку є точність і глибина, з якими промені проникають у мозок. Кістки черепа є серйозною перешкодою для поширення ультразвуку, тому пошук

					ПК 71.170000.000ПЗ	Арк.
						27
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

способів подолання цієї проблеми є одним з основних питань, яке потребує уваги з метою поліпшення методу в подальшому.

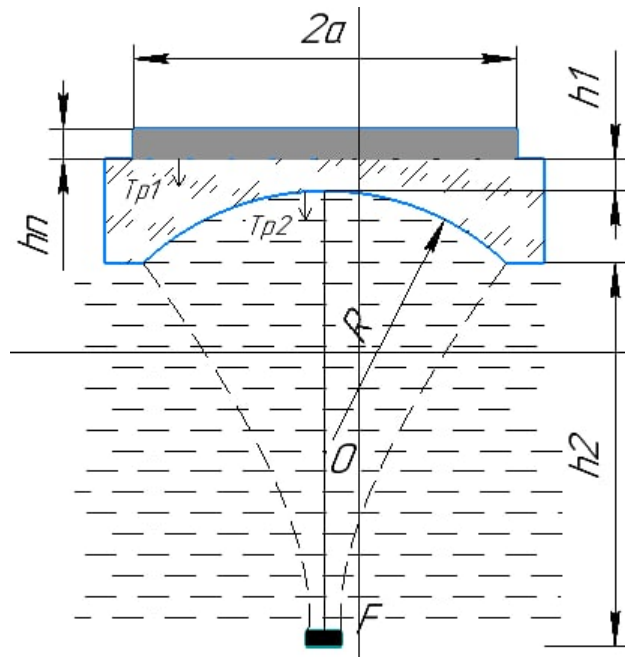
На сьогоднішній день багато нюансів ще в стадії вивчення, оскільки при високій інтенсивності впливу ультразвуку тканина нагрівається, а клітини можуть загинути. При цьому ефекти ультразвуку низької інтенсивності, швидше за все, будуть механічними, і їх складніше відокремити. Незважаючи на це метод активно використовується і дає свої результати.

					ПК 71.170000.000ПЗ	Арк.
						28
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

2. РОЗРАХУНКОВА ЧАСТИНА

Основним параметром для розрахунків є коефіцієнт акустичного тракту, який враховує характеристики направленості випромінювання-прийому. Існує багато факторів, які впливають на амплітуду прийнятого сигналу, наприклад, форма дефекту та його розміри, орієнтація дефекту в ОК. Ці фактори необхідно враховувати при контролі, тому що важливо визначити амплітуду корисного сигналу залежно від дефекту, перетворювача, акустичних властивостей матеріалу і частоти коливань. Саме з цих міркувань розраховуємо акустичний тракт.

Всі наступні параметри узгоджені з малюнком 2.1.



Мал. 2.1. Схематичне зображення рефрактора

Виходячи з довідникових даних маємо наступні акустичні властивості середовищ:

$$C_{цтс} = 3,3 \cdot 10^3 \frac{\text{м}}{\text{с}}$$

					ПК 71.170000.000ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		29

$$C_{\text{моз}} = 1,541 * 10^3 \frac{\text{м}}{\text{с}}$$

$$C_{\text{орг}} = 2,65 * 10^3 \frac{\text{м}}{\text{с}}$$

$$\rho_{\text{цтс}} = 7,2 * 10^3 \frac{\text{кг}}{\text{м}^3}$$

2.1. Розрахунок акустичних імпедансів та коефіцієнтів проходження

З конструктивних міркувань обираємо товщину оргскла 1 мм, тому що це крихкий матеріал, тому недоцільно робити його ще тоншим, а занадто широка лінза заважатиме ультразвуковим промінням проходити скрізь неї та чітко сфокусуватися.

$$h_1 = 0,001 \text{ м}$$

Глибина залягання дегенеративних клітин, де утворюється хвороба Паркінсона, була обрана на основі побудови мозку, тому що дана хвороба пов'язана із загибеллю особливих нервових клітин - дофамінових нейронів, які в свою чергу, розташовані у чорній субстанції головного мозку.

$$h_2 = F = 0,07 \text{ м}$$

Використовуючи наведені параметри, можемо розрахувати акустичні імпеданси, які залежать від властивостей середовища:

$$Z_{\text{цтс}} = C_{\text{цтс}} * \rho_{\text{цтс}} = 7,2 * 10^3 \frac{\text{м}}{\text{с}} * 3,3 * 10^3 \frac{\text{кг}}{\text{м}^3} = 2,376 * 10^7 \frac{\text{кг}}{\text{м}^2 * \text{с}}$$

$$Z_{\text{орг}} = 3 * 10^6 \frac{\text{кг}}{\text{м}^2 * \text{с}}$$

$$Z_{\text{моз}} = 1,6 * 10^6 \frac{\text{кг}}{\text{м}^2 * \text{с}}$$

Між датчиком та головою людини будемо використовувати гель, який за своєю структурою наближений до води, тому задаємося табличним значенням імпедансу води:

$$Z_{\text{гел}} = 1,48 * 10^6 \frac{\text{кг}}{\text{м}^2 * \text{с}}$$

Розрахуємо коефіцієнти проходження по тиску для матеріалів:

					ПК 71.170000.000ПЗ	Арк.
						30
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

$$T_{p_1} = \frac{2 * Z_{\text{орг}}}{Z_{\text{цтс}} + Z_{\text{орг}}} = \frac{2 * 3 * 10^6 \frac{\text{КГ}}{\text{М}^2 * \text{с}}}{2,376 * 10^7 \frac{\text{КГ}}{\text{М}^2 * \text{с}} + 3 * 10^6 \frac{\text{КГ}}{\text{М}^2 * \text{с}}} = 0,224$$

$$T_{p_2} = \frac{2 * Z_{\text{гел}}}{Z_{\text{орг}} + Z_{\text{гел}}} = \frac{2 * 1,48 * 10^6 \frac{\text{КГ}}{\text{М}^2 * \text{с}}}{3 * 10^6 \frac{\text{КГ}}{\text{М}^2 * \text{с}} + 1,48 * 10^6 \frac{\text{КГ}}{\text{М}^2 * \text{с}}} = 0,661$$

Діаметр акустичного променю в точці фокусу (де він є найменшим) називають діаметром фокальної плями.

Обираємо радіус перетворювача з наступних міркувань: оскільки ми маємо встановити його в потиличній частині в акустично прозорому вікна, то його розмір є обмежений фізіологічними характеристиками цієї частини тіла. Для середньостатистичної людини можна прийняти, що радіус перетворювача має становити:

$$a = 0,003 \text{ м}$$

Розрахуємо ширину перетворювача:

$$h_{\text{п}} = \frac{C_{\text{цтс}}}{2 * f} = \frac{3,3 * 10^3 \frac{\text{М}}{\text{с}}}{2 * 15 * 10^6 \text{Гц}} = 0,11 \text{ мм}$$

2.2. Розрахунок довжини хвилі

Важливо пам'ятати, що в багатьох видах м'яких тканин ультразвук згасає однаково, тому частотна залежність виглядає наступним чином:

$$\text{Маємо апроксимацію: } \delta = A f^m$$

Через те, що частотна залежність коефіцієнта згасання ультразвуку в кістковій і м'яких біологічних тканинах різна, можна вважати, що показник степені $m \approx 1,2$, а для кісткової тканини $m \approx 2$

Аналіз літературних джерел показує, що частоти, які використовуються для діагностики головного мозку лежать в межах 7,5-15 МГц. Це пов'язано із тим, що зі збільшенням частоти дуже швидко зростає згасання, і на частотах понад 15 МГц майже неможливо «доставити» необхідну енергію УЗ променя в точку фокусу. З іншого боку необхідно підвищувати частоту, щоб зменшити

діаметр променя в точці фокусування. Тому із цих міркувань обираємо частоту 15 МГц.

Знаючи частоту, можемо розрахувати довжину хвилі:

$$\lambda_{\text{ок}} = \frac{c_{\text{моз}}}{f} = \frac{1,541 \cdot 10^3 \frac{\text{м}}{\text{с}}}{15 \text{ МГц}} = 1,027 \cdot 10^{-4} \text{ м}$$

2.3. Пошук коефіцієнтів згасання

Знаючи довжину хвилі, глибину фокусування та радіус перетворювача, знайдемо діаметр променя в точці фокусування:

$$d_r = 1,22 \cdot \frac{F \cdot \lambda_{\text{ок}}}{a} = 1,22 \cdot \frac{0,07 \text{ м} \cdot 1,027 \cdot 10^{-4} \text{ м}}{0,003 \text{ м}} = 2,924 \cdot 10^{-4} \text{ м}$$

Вибір частоти є важливим, тому що коефіцієнт згасання в томі чи іншому матеріалі буде залежати від робочої частоти.

За довідниковими даними знаємо, що при $f = 1 \text{ МГц}$ коефіцієнт згасання $\alpha_{\text{рмоз}} = 0,9 \frac{\text{дБ}}{\text{см}} = 10,3 \frac{\text{Нп}}{\text{м}}$

$$\alpha_{\text{рмоз}}' = \frac{\alpha_{\text{рмоз}} \cdot f_{\text{моз}}}{f} = \frac{10,3 \frac{\text{Нп}}{\text{м}} \cdot 15 \text{ МГц}}{1 \text{ МГц}} = 154,5 \frac{\text{Нп}}{\text{м}}$$

Відомо, що оргскло має лінійну залежність, тому за довідниковими даними маємо, що наступній частоті відповідає певний коефіцієнт згасання:

$$f_{\text{орг}} = 2,5 \cdot 10^6 \text{ Гц} = 2,5 \text{ МГц} \Rightarrow \alpha_{\text{порг}} = 25 \frac{\text{Нп}}{\text{м}}.$$

Оскільки частота нам відома, знайдемо показник $\alpha_{\text{порг}}'$:

$$\alpha_{\text{порг}}' = \frac{f}{f_{\text{орг}}} \cdot \alpha_{\text{порг}} = \frac{15 \text{ МГц}}{2,5 \text{ МГц}} \cdot 25 \frac{\text{Нп}}{\text{м}} = 150 \frac{\text{Нп}}{\text{м}}.$$

Тому маємо наступні параметри для розрахунків:

$$\alpha_{\text{порг}} = 150 \frac{\text{Нп}}{\text{м}}$$

$$\alpha_{\text{рмоз}} = 154 \frac{\text{Нп}}{\text{м}}$$

2.3. Додаткові розрахунки геометричних параметрів приладу

Площа елементарної площадки, яка озвучується в точці фокусу:

$$S = \frac{\pi * d_r^2}{4} = \frac{3,14 * (2.924 * 10^{-4} \text{ м})^2}{4} = 1,767 * 10^{-6} \text{ м}^2$$

Площа перетворювача:

$$S' = \pi * a^2 = 3,14 * (0,003 \text{ м})^2 = 2,827 * 10^{-5} \text{ м}^2$$

Фокусування є ефективним в межах ближньої зони акустичного поля.

Тому повинна виконуватись умова:

$$F < r_{\text{бл}}$$

$$r_{\text{бл}} = \frac{a^2}{\lambda_{\text{ок}}} = \frac{(0,003 \text{ м})^2}{1,027 * 10^{-4} \text{ м}} = 0,088 \text{ м}$$

Порівнявши значення $r_{\text{бл}}$ та F , бачимо, що умова виконана.

Радіус кривизни лінзи:

$$F = \frac{R}{1 - n_{12}} = \frac{R}{1 - \frac{C_{\text{моз}}}{C_{\text{орг}}}} \Rightarrow R = F * \left(1 - \frac{C_{\text{моз}}}{C_{\text{орг}}}\right) = 0,07 \text{ м} * \left(1 - \frac{1,541 * 10^3 \frac{\text{м}}{\text{с}}}{2,65 * 10^3 \frac{\text{м}}{\text{с}}}\right) = 0,029 \text{ м}$$

2.4. Коефіцієнт акустичного тракту

Через те, що прилад повинен тільки випромінювати, але не повинен приймати сигнал, модифікуємо стандартну формулу коефіцієнту акустичного тракту до наступного вигляду:

$$K_{\text{АТ}} = (T_{p_1} * T_{p_2}) * e^{-(h_1 * \alpha_{\text{порг}} + h_2 * \alpha_{\text{пмоз}})} = (0,224 * 0,661) * e^{-(0,001 \text{ м} * 150 \frac{\text{Нп}}{\text{м}} + 0,07 \text{ м} * 154 \frac{\text{Нп}}{\text{м}})} = 2,654 * 10^{-6}$$

Для розрахунку загального коефіцієнту послаблення необхідно також врахувати, що в точці фокусування відбуватиметься підсилення акустичного сигналу. Коефіцієнт підсилення розраховується наступним чином:

					ПК 71.170000.000ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		33

$$K_f = \frac{S'}{2 * \lambda_{ок} * R} * \left(1 - \frac{C_{моз}}{C_{орг}}\right)$$

$$= \frac{2,827 * 10^{-5} \text{ м}^2}{2 * 1.027 * 10^{-4} \text{ м} * 0,029 \text{ м}} * \left(1 - \frac{1,541 * 10^3 \frac{\text{м}}{\text{с}}}{2,65 * 10^3 \frac{\text{м}}{\text{с}}}\right) = 1,966$$

Тому загальний коефіцієнт послаблення матиме наступний вигляд:

$$K_{ЗАГ} = K_{АТ} * K_f = 2,654 * 10^{-6} * 1,966 = 5,217 * 10^{-6}$$

Отримане значення коефіцієнту послаблення вказує на те, що необхідно для збудження перетворювача використовувати високі значення напруг (в межах 100В).

2.5. Висновок до розділу

Були розраховані параметри для побудови приладу, а також коефіцієнт акустичного тракту. Протягом розрахунків виникали труднощі з підбором частоти через те, що занадто велику використовувати недоцільно, щоб не знищити клітини мозку, а невелика частота не дає необхідних результатів. Було прийняте рішення використовувати частоту 15МГц за аналізами літературних джерел.

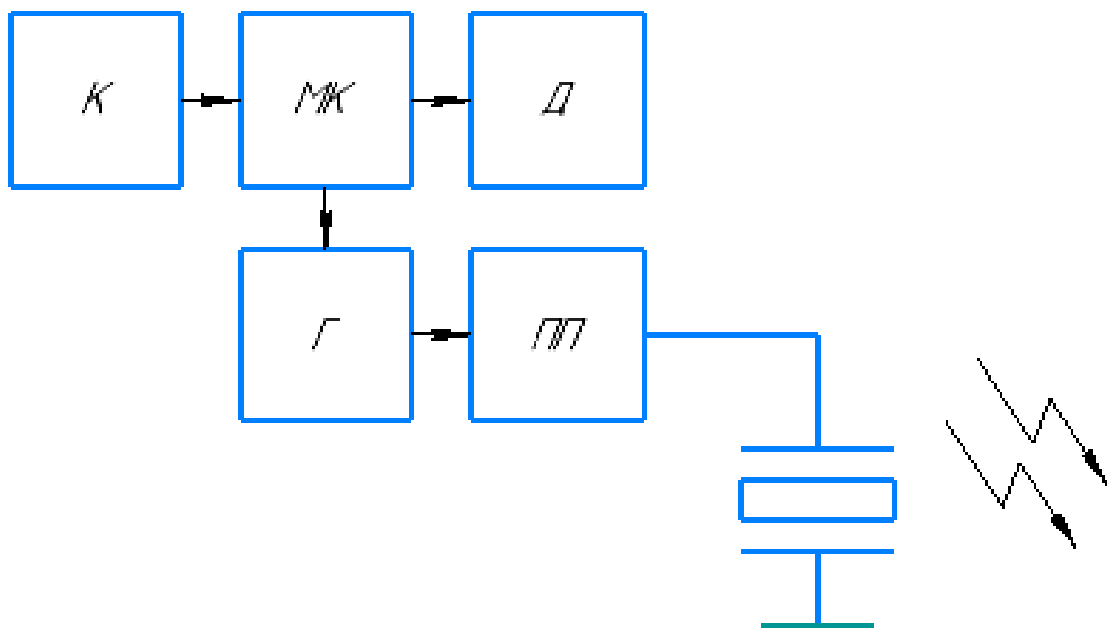
Знайдений коефіцієнт виявився малим, що потребує використовувати додаткову напругу для підсилення сигналу.

3. ВИБІР ТА РОЗРАХУНОК ЕЛЕМЕНТІВ ПРИНЦИПОВОЇ СХЕМИ

Генератор збуджує перетворювач, який, в свою чергу, випромінює коливання в об'єкт контролю. Генератор керується мікроконтролером. В схемі присутній регульований підсилювач потужності, щоб за допомогою різної потужністю опромінювати необхідну площу. Існує експозиція – час витримки, яку можемо коригувати.

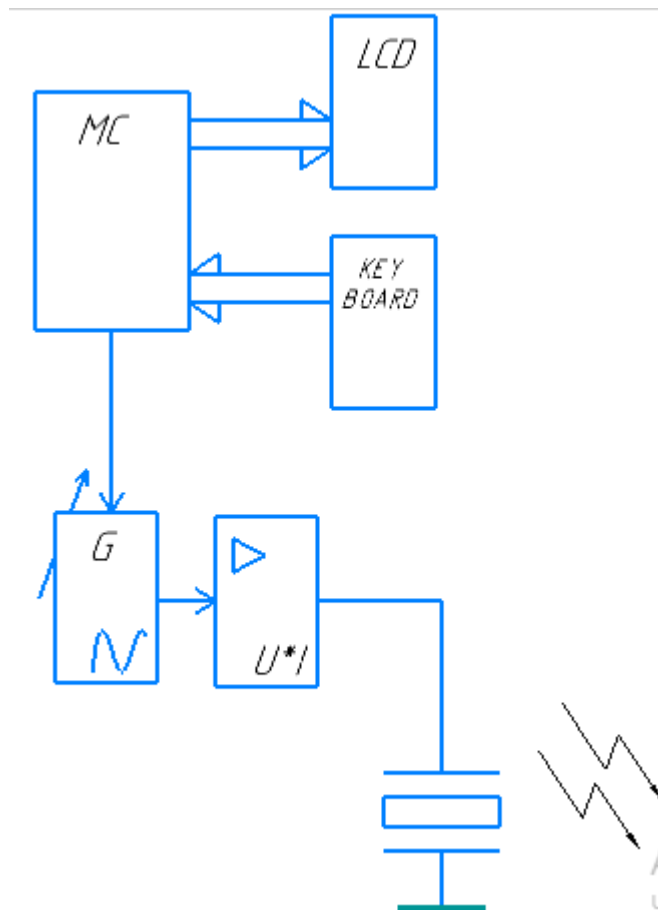
Генератор гармонійних коливань створюватиме коливання, з яких будемо виділяти періоди коливань. Синтезатор частоти дозволяє створювати сигнали в цифровій формі і видавати їх в аналоговій.

На основі цих даних була розроблена структурна схема. (мал. 3.1.)



Мал. 3.1. Структурна схема приладу

Зі структурної схеми була розроблена функціональна схема (мал. 3.2.) та описані елементи системи.



Мал. 3.2. Функціональна схема приладу

3.1. Мікроконтролер STM32F4

Мікроконтролер (Мал. 3.3.) був підібраний на підставі результатів розрахунків. Важливим параметром є частота. Прилад працює в діапазоні 7 - 15 МГц, а мікроконтролера STM32F4 ARM 32-bit Cortex -M4 з математичним співпроцесором володіє частотами до 168 МГц, що повністю задовольняє потреби. У STM32F4 1 Мб флеш-пам'яті, 196 Кб оперативної пам'яті, що теж важлива характеристика, враховуючи необхідність контролювати згасання і коригувати його.

Є триколірний світлодіод, дякую якому можна виводити стан контролю об'єкта: високочастотний HSE (16 МГц для тактування ядра) і низькочастотний LSE (32.7680 кГц для годин реального часу) кварци.



Мал. 3.3. Мікроконтролер STM32F4

3.2. Матрична клавіатура

У схемі була підключена стандартна матрична клавіатура (Мал. 3.4.), за допомогою якої в мікропроцесор надходить різна інформація, яка використовується для зміни алгоритму роботи програми. Для підключення шістнадцяти клавіш використовується вісім виводів МК. Принцип роботи дуже простий: на PB4...PB7 подається сигнал логічної одиниці. Виводи портів PB0...PB3 налаштовані на введення. Контролер періодично опитує стан клавіш шляхом зміни сигналів на виводах PB4...PB7 і зчитування сигналу з PB0...PB3. [12]

Діоди VD1...VD4 служать для захисту від короткого замикання при натисканні декількох клавіш в різних стовпчиках. Захисні діоди перешкоджають протіканню струму, тим самим вводячи всі стовпці, окрім опитуваного, в високоімпедансний стан. Діоди VD1...VD4 необхідно вибирати з умови мінімального падіння напруги на переході, тому що при натисканні клавіш це напруга буде на реєструючих виводах МК.



Мал. 3.4. Мікроконтролер STM32F4

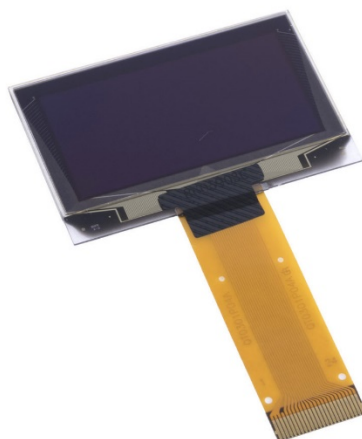
					ПК 71.170000.000ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		37

3.3. Дисплей SSD1306

До мікроконтролеру підключається графічний дисплей (Мал. 3.5), на якому буде відображено меню керування приладом, мінімальний функціонал для роботи.

SSD1306 це однокристальний CMOS драйвер матричних індикаторів OLED / PLED, поєднаний з графічним контролером. Він обробляє матрицю з 128 сегментів і 64 загальних сигналів.[13]

Дисплей має вбудоване управління контрастністю, ОЗУ екрану і генератор. Все це зменшує кількість необхідних зовнішніх компонентів і загальне енергоспоживання.



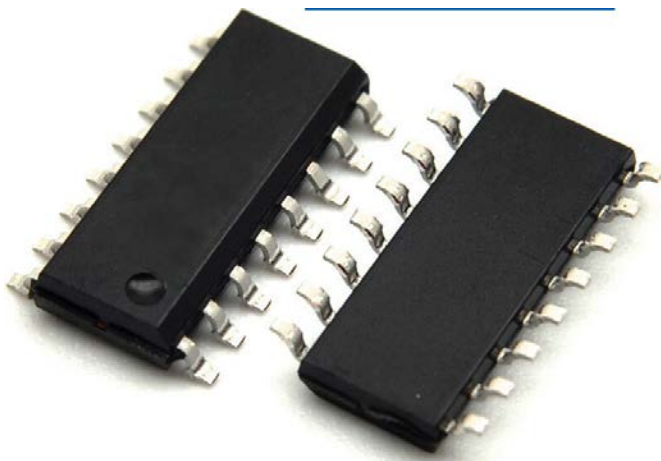
Мал. 3.5. Мікроконтролер SSD1306

3.4. Генератор

Як генератор була взята мікросхема MC145170-2, призначена для побудови сучасних цифрових частотних синтезаторів.[14] Універсальний синтезатор частоти з діапазоном частот 5 - 185 МГц зображений на малюнку 3.6.

Пристрій має повністю програмовані лічильники, вбудовану підтримку зовнішнього кристала, програмований опорний вихід, а також одно- та двосторонній фазові детектори з лінійними передавальними функціями. Регістр конфігурації дозволяє конфігурувати деталь, щоб відповідати різним потребам. Запатентована функція дозволяє реєстру відключати невикористані виходи, тим самим мінімізуючи шум та перешкоди.

Щоб зменшити час блокування та запобігти завантаженню помилкових даних у лічильники, включена запатентована функція завантаження. Щоразу, коли новий коефіцієнт поділу завантажується в N-регістр, лічильники N і R завантажуються зі своїми відповідними значеннями і починають відлік разом.



Мал. 3.6. Синтезатор частоти MC145170-2

3.5. Підсилювач потужності

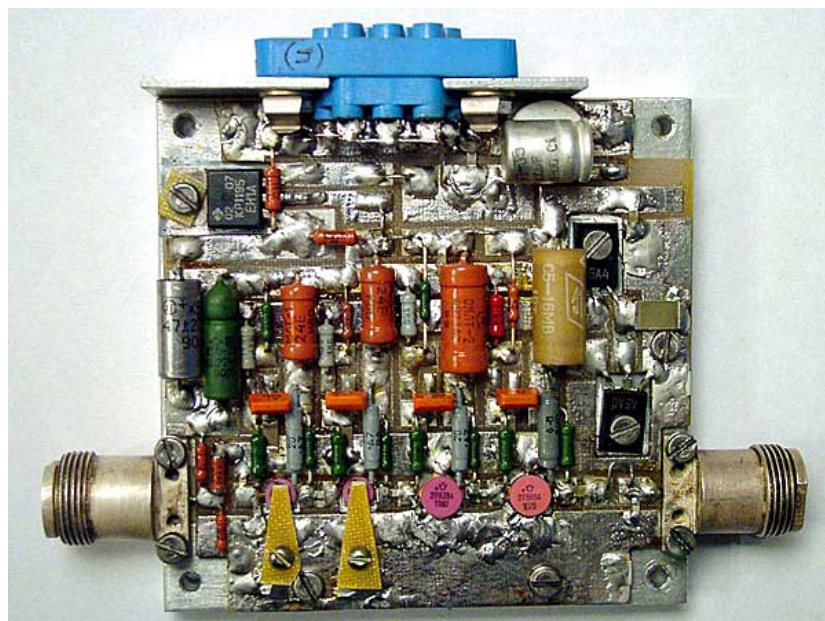
Потрібно враховувати, що в мозку дуже велике загасання сигналу через перешкоди у вигляді черепа і в цілому через біологічні властивості. З цих міркувань був підібраний підсилювач потужності (Мал. 3.7.) діапазону 10 ... 1050 МГц, який містить чотири каскади посилення на транзисторах, включених по схемі із загальним емітером. Токи спокою транзисторів

встановлюються підбором номіналів резисторів, зменшення яких призводить до зменшення струмів спокою і навики. [15]

Підключення конденсаторів обов'язково, щоб вирівняти амплітудно-частотну характеристику (АЧХ) в області частот 700 ... 1000 МГц, так як в зворотному випадку АЧХ буде рівномірна до частот 600 ... 700 МГц з подальшим повільним спадом, що становить на частоті 1000 МГц близько 7 ... 10 дБ.

Через те, що вихідна ємність транзисторів включена паралельно навантаженню, максимальне значення вихідної напруги зменшується, а частота зростає. Для усунення зазначеного недоліку на виході підсилювача встановлені котушка і конденсатор, які утворюють разом з вихідною ємністю транзистора фільтр нижніх частот, тому за допомогою варіювання в невеликих межах значенням ємності конденсатора можна домогтися вирівнювання максимальної величини вихідної потужності підсилювача в верхній частині робочого діапазону частот.

Схема була заздалегідь розрахована і запозичена, тому номінали елементів відомі. Значення елементів відповідають трансформатору з коефіцієнтом трансформації рівним 2,5 рази і відносної смугою пропускання $\frac{f_v}{f_n} = 1,5$, де f_v і f_n верхня і нижня робочі частоти трансформатора.



					ПК 71.170000.000ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		40

3.6. Висновки до розділу

Продумавши суть роботи приладу були розроблені структурна і функціональні схеми. Все елементи схеми були подобрані на підставі розрахунків і по стандартам. Було проаналізовано літературні джерела з метою виявити найбільш потужні мікросхеми, які задовольняють потреби. Зіставивши всі дані було зроблено принципова схема приладу із зазначенням номіналів всіх елементів

					ПК 71.170000.000ПЗ	Арк.
						41
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

4. КОНСТРУКЦІЯ ТА ТЕХНОЛОГІЯ ВИГОТОВЛЕННЯ ДАТЧИКІВ

4.1 Опис конструкції та процес виготовлення

Весь прилад має досить просту конструкцію. Сам датчик в форматі олівця поміщений в гумову ручку, щоб було зручніше тримати при дослідженні. Датчик виконаний невеликих габаритів виходячи з розмірів сліпої для УЗ зони на потилиці. Корпус і кришка виготовлені з алюмінію, проклеєні між собою.

Акустичний вузол, що включає п'єзоелемент, демпфер і протектор, збирають окремо, а потім закріплюють в корпусі за допомогою заливки якою-небудь відповідною заливальною масою. [2]

Знизу кріпиться на клей увігнута лінза з оргскла, на якій поміщений перетворювач. Розміри лінз були підібрані з конструктивних міркувань, враховуючи матеріал та його особливості, тобто крихкість. Порожнина залита епоксидною смолою з метою фіксації в корпусі перетворювача.

Після склеювання акустичного вузла і його фіксації в корпусі виконується притирання протектора. Необхідність цієї операції обумовлена тим, що при полімеризації компаунда за рахунок усадки відбувається деформація тонкого протектора, в результаті якої його поверхня стає неплоскою, що приводить до появи додаткового шару контактного середовища між перетворювачем і виробом, що впливає на акустичне поле перетворювача.

Безпосередньо при контакті с ОК прилад змазується гелем, склад якого близький до води, для більш вдалого контролю.

З урахуванням реальних розмірів, була розроблена 3D модель (Мал. 4.1., Мал. 4.2)

					ПК 71.170000.000ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		42



Мал. 4.1. 3D модель приладу



Мал. 4.2. 3D модель приладу

4.2. Висновки до розділу

Отриманий прилад був продуманий до найменших деталей, включаючи зручність у використанні. Для стійкого положення в руках використовується гумова насадка, завдяки якій датчик не ковзає, так як корпус виконаний з алюмінію. Розміри дозволяють помістити його на потилиці для якісного контролю. Кабель розробляється спеціально для приладу в індивідуальному порядку, тому отвір з кабелями відображені умовно.

					ПК 71.170000.000ПЗ	Арк.
						44
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

5. ОПИС ПРОЦЕСУ ДІАГНОСТИКИ

5.1 Процес діагностики

При проведенні лікування необхідно спочатку виконати первинну діагностику об'єкта контролю. У нашому випадку об'єктом контролю виступає мозок, а причина досліджень - дегенеративні клітини в чорної субстанції головного мозку. Перш, ніж приступити до випромінювання ультразвуку, необхідно вивчити досліджувану область, тому лікар спочатку отримує перші дані на МРТ, після чого вже можна зробити якісь висновки.

Коли патологія підтверджена і є більш детальна інформація про хворобу, можемо приступити до першого тестування - необхідно перевірити реакцію пацієнта на випромінюванні промені, тим самим скорегувати потужність в разі потреби.

Коли прилад остаточно налаштований виходячи з індивідуальних особливостей організму, можемо подавати напругу і безпосередньо виконувати лікування.

Ультразвук досягає глибоких тканин мозку і руйнує небажані структури, наприклад, нейронні ланцюги, що викликають тремор.

Під час всієї процедури пацієнт знаходиться в свідомості, а процес займає не більше 4 годин.

У більшості випадках лікування призводить до негайних поліпшень. Однак залишаються питання, чи можна таким чином перемогти хворобу Паркінсона, яка в даний час вважається невиліковною.

5.2. Висновок до розділу

Розроблено прилад, який дозволяє позбавити пацієнта від багатьох симптомів хвороби, покращити його стан. Процес лікування не займає багато часу, не потребує хірургічних втручань або медикаментів.

					ПК 71.170000.000ПЗ	Арк.
						45
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ

У дипломному проекті був розроблений прилад для лікування хвороби Паркінсона з використанням сфокусованого ультразвуку. Важливо звернути увагу, що на сьогодні хвороба невиліковна, тому основні вимоги до датчика - зменшити або навіть усунути симптоми у вигляді тремору.

При розробці були вивчені літературні джерела, розглянуті вже існуючі системи та проаналізовані всі переваги і недоліки даного методу лікування. Перешкода у вигляді черепа все також актуально, що є головним напрямком для розвитку і вдосконалення приладу. Варто відзначити, що існує багато способів обійти цю перешкоду, що трохи позначається на результатах. Наприклад, пошуки найбільш оптимальної зони для досліджень або варіювання напругою, але необхідно ретельно підходити до вибору величина, щоб не пошкодити клітини мозку і не викликати незворотні побічні ефекти.

Важливо також звертати увагу на робочу частоту, так як вона впливає на коефіцієнт акустичного тракту, який, в свою чергу показує згасання. Необхідно працювати в певних діапазонах, інакше сигнал просто не дійде до об'єкта контролю.

Дана тема зараз все ще на стадії активного розвитку, багато вчених плідно працюють над тим, щоб можна було лікувати і більш серйозні захворювання. Однак те, що є сьогодні, вже великий прогрес, тому що не потрібні хірургічні втручання і медикаменти.

					ПК 71.170000.000ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		46

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Галаган Р. М. Теоретичні основи ультразвукового неруйнівного контролю: підручник / Р. М. Галаган. – Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2019. – 263 с.
2. Цапенко В. К. Основи ультразвукового неруйнівного контролю / В. К. Цапенко, Ю. В. Куц. – Київ: НТУУ "КПІ", 2009. – 436 с.
3. Отделы головного мозга. Анатомия головного мозга [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://www.cognifit.com/ru/brain-parts>.
4. Холявин А. І. Технические, клинические и экономические аспекты лечебного транскраниального фокусированного ультразвука / А. І. Холявин // НОВЫЕ ТЕХНОЛОГИИ / А. І. Холявин. – Санкт-Петербург: ФГБУН “Институт мозга человека им. Н.П. Бехтеревой” РАН, 2019. – С. 17–24.
5. Слезкина Л.А., Евдокимова Г.А., Лапина Г.М. Клинические особенности опухолей головного мозга // Неврологический вестник. / Тверь /- 2004. - Т. 26, # 1-2. - С.86-89.
6. Болезнь Паркинсона [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://www.msmanuals.com/ru>
7. Диагностика и лечение заболеваний головного мозга [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://expertclinics.ru/services/antivozrastnaya-medicina/lechenie-zabolevaniy-golovnogo-mozga/>.
8. Тюрников В. М. Високоінтенсивний фокусований ультразвук у функціональній нейрохірургії / В. М. Тюрников, А. О. Гуца. – Москва: ФГБНУ (Науковий центр неврології), 2016. – (4; т. 10).
9. Remote control for brain cells: scientists use ultrasound waves to activate neurons [Електронний ресурс]. – 2019. – Режим доступу до ресурсу: <https://theconversation.com/remote-control-for-brain-cells-scientists-use-ultrasound-waves-to-activate-neurons-114901>.
10. Ultrasound Waves Could Be Fired At the Brain for Mood-altering Precision Therapy [Електронний ресурс] // Original story from the University of Utah. –

					ПК 71.170000.000ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		47

2020. – Режим доступа до ресурсу:
<https://www.technologynetworks.com/neuroscience/news/ultrasound-waves-could-be-fired-at-the-brain-for-mood-altering-precision-therapy-335138>.

11. Ultrasound for the brain [Электронный ресурс]. – 2017. – Режим доступа до ресурсу: <https://www.nature.com/articles/d41586-017-05479-7>.

12. Микропроцессорная техника - клавиатура [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <https://gendocs.ru/v256/?cc=4>.

13. SSD1306: контроллер/драйвер для дисплеев OLED/PLED [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <http://microsin.net/adminstuff/hardware/ssd1306-oled-controller.html>.

14. Универсальный синтезатор частоты [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <http://www.cqham.ru/unsyn.htm>.

15. Титов А. А. Усилитель мощности диапазона 10...1050 МГц / А. А. Титов // Радиодело / А. А. Титов. – Томск: Томский государственный университет систем управления и радиоэлектроники, 2005. – С. 40–43.