

Міністерство освіти та науки України
Харківський національний університет радіоелектроніки

Факультет _____ електронної та біомедичної інженерії
(повна назва)

Кафедра _____ біомедичної інженерії
(повна назва)

АТЕСТАЦІЙНА РОБОТА
Пояснювальна записка

рівень вищої освіти _____ другий (магістерський)

_____ Система хірургічної віртуальної реальності

(тема)

Виконав:
студент 2 курсу, групи БМІм-18-1
_____ Наконечний І.М.
(прізвище, ініціали)

Спеціальність _____ 163-Біомедична інженерія

(код і повна назва спеціальності)

Тип програми _____ освітньо-професійна
(освітньо-професійна або освітньо-наукова)

Освітня програма _____ біомедична інженерія

(повна назва освітньої програми)

Керівник _____ проф. Аврунін О.Г.

Допускається до захисту

Зав. кафедри _____ Аврунін О.Г.

2019 р.

Харківський національний університет радіоелектроніки

Факультет електронної та біомедичної інженерії
(повна назва)
Кафедра біомедичної інженерії
(повна назва)
Рівень вищої освіти другий (магістерський)
Спеціальність 163 Біомедична інженерія
(код і повна назва)
Тип програми освітньо-професійна
(освітньо-професійна або освітньо-наукова)
Освітня програма біомедична інженерія
(освітньо-професійна або освітньо-наукова)

ЗАТВЕРДЖУЮ:

Зав. кафедри _____
(підпис)

« ____ » _____ 2019 року.

ЗАВДАННЯ НА АТЕСТАЦІЙНУ РОБОТУ

студентові Наконечному Ігорю Михайловичу
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Система хірургічної віртуальної реальності.

затверджена наказом по університету від «28 жовтня 2019 року №1554 Ст

2. Термін подання студентом роботи до екзаменаційної комісії . _____

3. Вихідні дані до роботи _____

3.1 Кількість ступенів свободи 2.

3.2 Сполучення з шоломом віртуальної реальності Oculus Rift.

3.3 Напрямок живлення 5 В.

3.4 Використання датчика прискорення.

3.5 Розташування датчиків на кисті руки.

3.6 У якості інтерфейсу використати асинхронний інтерфейс UART.

3.7 Розробка на базі компонентів Arduino.

4. Перелік питань, що потрібно опрацювати в роботі _____

4.1. Медико-технічне обґрунтування.

4.2 Синтез структурної схеми пристрою.

4.3 Розробка та розрахунок електричної принципової схеми.

4.4 Розробка алгоритму управління.

4.5 Формування основних медико-технічних вимог до пристрою

4.6 Розробка алгоритму опитування датчиків.

5. Перелік графічного матеріалу із зазначенням креслеників, схем, плакатів, комп'ютерних ілюстрацій (слайдів) _____

5.1 Медико-технічне обґрунтування роботи (плакат, арк. А4).

5.2 Система хірургічної віртуальної реальності. Схема електрична структурна. (кресл., арк. А4).

5.3 Система хірургічної віртуальної реальності. Схема електрична принципова. (кресл., арк. А4).

5.4 Система хірургічної віртуальної реальності. Алгоритм управління (кресл., арк. А4)

5.5 Система хірургічної віртуальної реальності. Алгоритм опитування (кресл., арк. А4)

6. Консультанти розділів роботи

Найменування розділу	Консультант (посада, прізвище, ім'я, по батькові)	Позначка консультанта про виконання розділу	
		підпис	дата
Спеціальна частина	проф. Аврунін О.Г.		

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

	Назва етапів роботи	Терміни виконання етапів роботи	Примітка
1	Огляд медико-технічної літератури	02.10 – 10.10.19	
3	Медико-технічне обґрунтування	10.10 – 26.10.19	
4	Синтез структурної схеми	27.10 – 01.11.19	
5	Синтез принципової схеми	02.11 – 10.11.19	
6	Розробка алгоритмів, та написання програмного коду	11.11 – 01.12.19	
7	Оформлення графічного матеріалу	02.12 – 07.12.19	
8	Оформлення пояснювальної записки	08.12 – 12.12.19	
9	Підготовка до захисту	13.12 – 17.12.19	

Дата видачі завдання 01.10.2019 р.

Студент _____
(підпис)

Керівник роботи _____
(підпис)

проф. Аврунін О.Г.
(посада, прізвище, ініціали)

РЕФЕРАТ

Пояснювальна записка атестаційної роботи: 97 с., 1 табл., 23 рис., 6 дод., 66 джерел.

АКСЕЛЕРОМЕТР, ГИРОСКОП, ХІРУРГІЯ, НАВЧАННЯ, ARDUINO, РЕАЛЬНІСТЬ ВІРТУАЛЬНА

Об'єкт розробки – використання віртуальної реальності у медицині.

Предмет розробки – засоби та методи відстеження зміни положення кистей руки у просторі.

Мета роботи – розробка системи віртуальної реальності для використання при навчанні у хірургії.

У роботі розглянуті конструкції сучасних систем віртуальної реальності. Обґрунтований вибір типу датчика. Обґрунтований вибір елементної бази, для технічної реалізації системи датчиків.

Розроблений пристрій разом з комплексом віртуальної реальності та спеціальним програмним забезпеченням можливо використовувати у навчанні хірургів, з метою покращення практичних навичок проведення хірургічних втручань.

Інноваційність роботи полягає обґрунтуванні типу датчика для даної прикладної задачі, та розробка апаратно-програмного засобу.

Актуальність роботи – удосконалення методів навчання хірургів

ABSTRACT

Explanatory note of attestation work 97 p., 1 table, 23 pics, 6 ap., 66 sources.

ACCELEROMETER, GYROSCOPE, SURGERY, EDUCATION, ARDUINO, REALITY VIRTUAL

The object of the study – using of virtual reality in medicine.

The subject of the study – means and methods of tracking changes in the position of the hands in space.

The purpose of the work – development of a virtual reality system for use in training in surgery.

In the work considers the design of modern virtual reality systems. Reasonable choice of sensor type. The choice of the element base for the technical implementation of the sensor system is justified.

The developed device together with a virtual reality complex and special software can be used in the training of surgeons in order to improve the practical skills of surgical interventions.

The innovation of the work - consists of justification of the type of sensor for this application, and the development of hardware and software.

Actuality of work – improvement of training methods for surgeons

ЗМІСТ

ВСТУП	8
1 МЕДИКО-ТЕХНІЧНЕ ОБГРУНТУВАННЯ РОБОТИ	9
1.1 Аналіз сучасного стану хірургії	9
1.2 Актуальність використання віртуальної реальності у хірургії	14
1.3 Технічні принципи віртуальної реальності	17
1.4 Висновки	22
2 РОЗРОБКА ЕЛЕКТРИЧНОЇ СТРУКТУРНОЇ СХЕМИ СИСТЕМИ ХІРУРГІЧНОЇ ВІРТУАЛЬНОЇ РЕАЛЬНОСТІ	23
2.1 Анатомічні відомості про предмет дослідження	23
2.2 Технічні реалізації систем віртуальної реальності	28
2.3 Розробка електричної структурної схеми	36
2.4 Висновки	39
3 РОЗРОБКА ЕЛЕКТРИЧНОЇ ПРИНЦИПОВОЇ СХЕМИ СИСТЕМИ ХІРУРГІЧНОЇ ВІРТУАЛЬНОЇ РЕАЛЬНОСТІ	40
3.1 Синтез та обґрунтування блоків електричної принципової схеми	40
3.2 Опис схеми електричної принципової	49
3.3 Висновки	51
4 РОЗРОБКА АЛГОРИТМУ УПРАВЛІННЯ СИСТЕМИ ХІРУРГІЧНОЇ ВІРТУАЛЬНОЇ РЕАЛЬНОСТІ	52
4.1 Аналіз та обґрунтування алгоритму	52
4.2 Опис протоколів передачі даних	54
4.3 Опис алгоритму управління	60
4.4 Опис алгоритму програми	61
4.5 Опис схема програмного коду	62
4.6 Висновки	63

ВИСНОВКИ	64
ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ	66
Додаток А	73
Додаток Б	75
Додаток В	77
Додаток Г	79
Додаток Д	82
Додаток Е	96

ВСТУП

Стрімкий розвиток науки і техніки суттєво впливає на хірургію і медицину в цілому. Наука постійно доповнює хірургічний процес сучасними інноваціями у вигляді нових пристроїв, які повинні полегшити роботу хірурга. Розвиток науки і техніки також сприяє розвитку суспільства, а також соціальних і юридичних доктрин, що ускладнює впровадження наукових винаходів в медицину. Дані аспекти введуть до того, що як би стрімко не йшов розвиток технологій, повна автоматизація медицини неможлива, оскільки йдеться про безпосереднє хірургічне втручання. Альтернативою є автоматизування хірургії, в якому лікар буде використовувати сучасні технології у вигляді медичного обладнання, але прийняття рішень і юридична відповідальність буде лежати безпосередньо на лікарю. Таким чином робота хірурга-практика, не втрачає своєї цінності, оскільки лікар отримує лише додатковий інструмент [1-3]. Юридична доктрина також створює проблему в процесі навчання хірургів. Під час навчання майбутні хірурги можуть практикуватися тільки на макетах, якість яких прямо пропорційна фінансовим витратам на них. Хірургічні стажування необхідні для досягнення оперативної компетентності [4].

Одним з рішень розв'язання проблеми є використання комплексу віртуальної реальності з тактильними маніпуляторами для навчання і отримання практичного досвіду. Завдяки багаторазовим повторенням віртуальних хірургічних операцій, майбутній хірург зможе отримати потрібну йому хірургічну практику [5].

1 МЕДИКО-ТЕХНІЧНЕ ОБГРУНТУВАННЯ РОБОТИ

Хірургія є одною з провідних і найбільш активних галузей медичної науки і найважливіша частина практичної діяльності лікарів. Сучасний етап розвитку хірургії характеризується безперервним впровадженням новітніх технологій і все більш вузькою спеціалізацією. Безперечна перевага такого розвитку – це розширення технічних можливостей хірургічних втручань.

1.1 Аналіз сучасного стану хірургії

Між Другою світовою війною і початком сучасних конфліктів в Іраку і Афганістані було зроблено декілька покращень в області бойової медицини. Практика, що проводилась на полях битв під час конфліктів в Європі, не відрізнялась від процедур, що проводилась в джунглях В'єтнаму. Фактично, смертельні випадки від неконтрольованого крововиливу в кінцівки під час війни у В'єтнамі забирали життя 7,9% жертв. Багато з уроків, витягнутих при наданні допомоги постраждалим, включаючи використання турнікетів, анальгетиків і плазми, не були реалізовані в передовій практиці і стандартах догляду для постачальників послуг на полі бою.

У 1993 році з дозволу Командування спеціальних операцій Сполучених Штатів було проведено дослідження до шпитальної практики щодо постраждалих. Три роки по тому результати цього дослідження привели до революції в бойовій медицині завдяки створенню Tactical Combat Casualty Care, або ТССС. У звіті зроблено висновок про те, що корекція крововиливів в кінцівки, напруженого пневмотораксу і обструкцій дихальних шляхів була не тільки можливою в бойовій обстановці, а й успішною в пом'якшенні запобігання смертей.

Реалізація принципів ТССС була дуже ефективною. У 1996 році полковник Стенлі Маккрістал, тодішній 75-й командир полка рейнджерів,

дав вказівку провести навчання по ТССС для всього персоналу, призначеного в полк. В результаті, жоден з убитих в бою рейнджерів не загинув в результаті умов, передбачених в протоколах запобіжної смерті ТССС. Спираючись на ці досягнення, з'явилася можливість удосконалити використання медиків під час військових дій, а також в області діагностики і лікування важких травм.

Підготовка хірургів на кадаверному матеріалі сама по собі не нова та є традиційною формою придбання і вдосконалення мануальних навичок. Однак в останні роки доступ до цієї форми навчання обмежений через ряд об'єктивних і суб'єктивних причин. Проблема обмеження використання даного методу доповнює безліч проблем і завдань в медицині, які потребують вирішення.

Різні галузі взяли і вдосконалили методики навчання на основі моделювання, намагаючись максимально точно відтворити робоче середовище, щоб підготувати студентів і фахівців до критичних подій, які можуть зустрітися на практиці. Наприклад, в авіаційній промисловості льотні тренажери згодом покращилися, оскільки комп'ютерні технології стали більш досконалими і доступними. У медичному закладі імітація медичного сценарію стала стандартним компонентом медичного навчання і безперервної освіти, зазвичай покладаючись на фізичні «фіктивні» апарати, що представляють «пацієнтів» або «суб'єктів» симуляції.

Системи навчання на основі моделювання, які є як недорогими, так і повністю імерсивними, значно обмежені або відсутні у багатьох галузях. Крім того, сучасні інструменти моделювання недостатньо тісно інтегровані з комп'ютерними системами, які дозволяють створювати сценарії моделювання для поширення і повторного використання або зберігати і редагувати для оцінки та аналізу. Що стосується медицини, то велика частина моделювання, що має місце в медичній освіті, сьогодні включає використання повномасштабних комп'ютерних манекенів, які здатні зобразити фізіологію людини і навколишнього середовища, чим відтворити

реалістичну клінічну середу. У цьому сенсі тренажери-манекени унікально підходять для сценаріїв навчання, здатних задовольнити вимоги до обладнання, навколишнього середовища та психологічного аспекту, або здатності викликати у слухачів емоції, які вони можуть відчутти на практиці.

Однак в здатності манекена залишається недоліки, які представляють широкий спектр демографічних або візуально важливих клінічних сценаріїв. Крім того, існують значні логістичні проблеми, пов'язані зі збором учнів з обмеженими робочими годинами з досить частими інтервалами, щоб сприяти підтримці клінічної компетентності з використанням моделювання манекена. Заробітна плата інструкторів, зарплати техніків і альтернативні витрати, пов'язані з оснащенням і обслуговуванням сучасного засоби моделювання, що використовує такі манекени, представляють значні витрати і накладають значні обмеження на здатність моделювання манекенів повністю інтегруватися в існуючі навчальні програми.

Медичні манекени добре розроблені для конструктивних заходів для медичного навчання, в тому числі для ТССС. Виробники медичних манекенів продовжують додавати нові функції, щоб забезпечити манекени реалістичними функціями. Проте, підвищення реалістичності медичних манекенів не може вирішити проблему кращої медичної підготовки для практичних втручань. Наприклад, медичні манекени не можуть показати зрушення в тонусі шкіри з медичними умовами, через матеріали, які використовуються для шкіри манекенів. Аналогічним чином, медичні манекени не можуть показати зміни, такі як зміни очей або рота при зміні стану здоров'я. Наприклад, очі манекена не можуть сигналізувати про плутанину з-за встановленого основного захворювання.

Існує постійна неврегульована потреба в системах, способах і пристроях для уявлення стажеру медичного манекена, який може демонструвати тонкі візуальні, звукові і / або тактильні сигнали щодо зміни стану здоров'я. Також існує постійна неврегульована потреба в системах, способах і пристроях для подання медичного стажисту медичного манекена в

поєднанні з периферійним медичним обладнанням, корисним для медичного стажера при прийнятті медичних рішень. Крім того, існує неврегульована потреба в системах, методах і пристроях для медичного навчання манекенів, які можна легко транспортувати, вводити, контролювати і аналізувати [6, 7].

Сучасні інноваційні технології спрямовані у напрямку автоматизації людської праці, у тому числі і в галузі медицини. Даний розвиток спричинило те, що оперувати може не тільки людина (лікар), але і автоматичний комплекс. Даний напрямок розвитку технологій зіткнувся з етичними та юридичними аспектами у галузі медицини, та особливо хірургічних втручань. Проблема полягає в об'єкті, який безпосередньо виконує хірургічне втручання і його відповідальності за результат втручання [8-12].



Рисунок 1.1 — Зовнішній вигляд робот-асистуючої хірургічної системи «da Vinci» у стані функціонування

У розвинених країнах дана проблема вирішується способом не повної автоматизації медицини, а лише її автоматизацією. Таким чином впровадження сучасних технологій у медицину не замінюють лікарів і

робітників у сфері медицини, а тільки надають їм нове обладнання або програмне забезпечення, що полегшує їх роботу і розширюють спектр завдань, які можна виконати. Прикладом такої автоматизованої системи є робот-асистуюча хірургічна система «da Vinci» (рис.1.1), на даний момент дана система є вінцем технологій у медицині [13-15].

Ключовим словом є те, що дана система виконує роль асистента. При використанні даної системи хірургічне втручання виробляє лікар, але з використанням технічних засобів і програмного забезпечення даної системи, як показано на рисунку 1.2 [16–19].

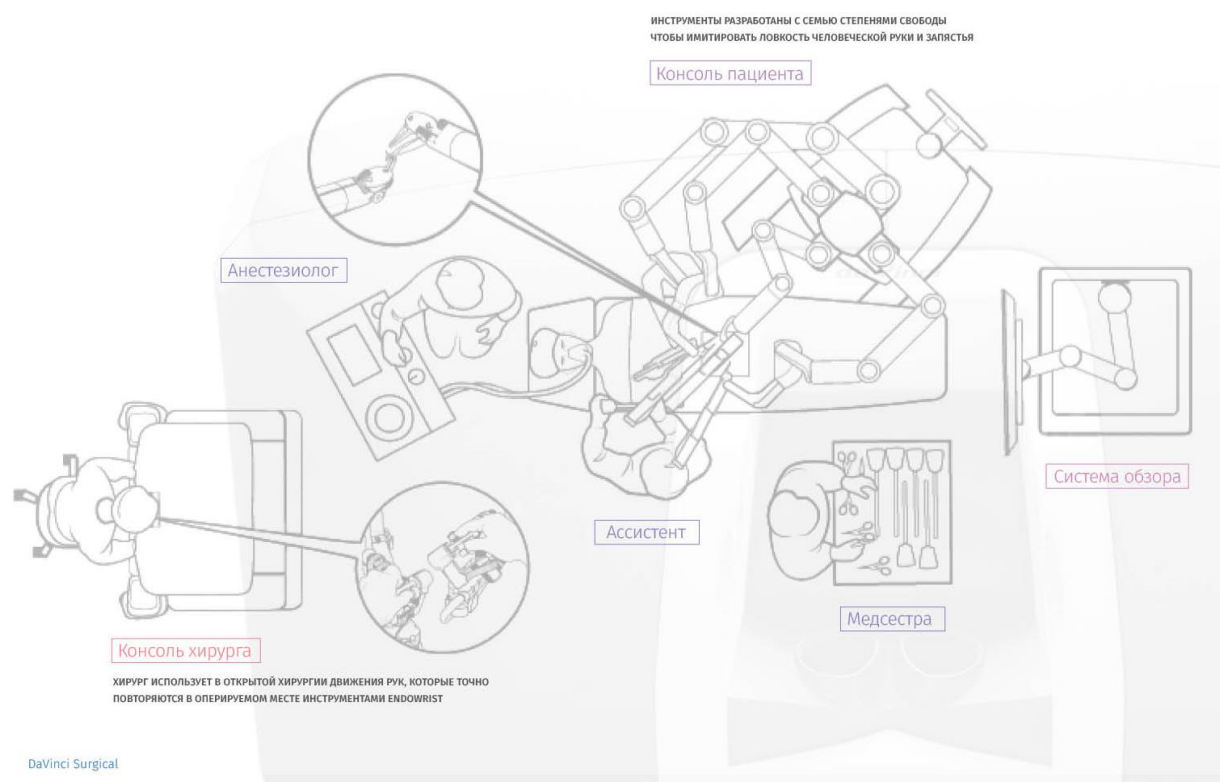


Рисунок 1.2 — Схема організації робот-асистуючої хірургічної системи «da Vinci»

У сучасних умовах безперервного науково-технічного прогресу обсяг знань стає дедалі більшим, які повинен опанувати фахівець. При цьому неминуче загострюються протиріччя між стрімко зростаючим обсягом

актуальної інформації, яку повинен засвоїти майбутній лікар, і обмеженим проміжком часу, відведеним на навчання. Провідним методичним принципом вирішення цієї проблеми є використання інформаційних технологій у процесі професійної підготовки [20–24].

Складне обладнання та інструментальне оснащення операційних дозволяють вирішувати раніше неможливі задачі, у ряді випадків з мінімальною травматичністю і порівняно низьким хірургічним ризиком для пацієнтів. Тож не дивно, що підготовка хірургів для роботи в таких умовах вимагає більше часу. Для роботи з новим хірургічними інструментами і допоміжним обладнанням потрібно пройти спеціальне, досить тривале навчання.

У той же час такий розвиток хірургічних спеціальностей має одну, але дуже істотну негативну сторону. Маючи інтенсивну вузькоспеціалізовану хірургічну практику, фахівці досягають експертного рівня кваліфікації в своїх областях, але при цьому все далі відходять від базової хірургії.

Практичні навички хірургічних втручань або не отримуються в обсязі, необхідному для самостійної роботи, або втрачаються з часом [25–28].

1.2 Актуальність використання віртуальної реальності у хірургії

Концепція симуляції критичних подій для відточування навичок, на відміну від простої практики, довгий час була основою методології навчання людини. За своєю суттю мета симуляції полягає в тому, щоб по-справжньому імітувати фізичний і психологічний досвід події, таким чином використовуючи силу емоційного контексту і психологічного стресу, щоб зберегти як фізичні, так і інтелектуальні навички та вміння і з більшою надійністю, ніж може дати одна тільки практика.

Віртуальна реальність генерується за допомогою електронно-обчислювального пристрою тривимірне середовище, з яким користувач може взаємодіяти. Віртуальна реальність володіє набором властивостей. Повний

набір зустріти можна дуже рідко. Нижче перераховані ті особливості, на які слід орієнтуватися при створенні системи віртуальної реальності:

- правдоподібність – підтримання у користувача відчуття реальності того, що відбувається;
- інтерактивність – забезпечення взаємодії із середовищем;
- машинно-генерований – базування на потужному апаратному забезпеченні;
- доступність для вивчення – надання можливості досліджувати великий деталізований світ;
- створювання ефекту присутності – залучення до процесу як мозок, так і тіло користувача, впливаючи на максимально можливу кількість органів почуттів.

Віртуальна реальність буває різних типів. Віртуальна реальність з ефектом повного занурення на увазі наявність трьох чинників:

- правдоподібна симуляція світу з високим ступенем деталізації;
- високопродуктивний комп'ютер, здатний розпізнавати дії користувача і реагувати на них в режимі реального часу;
- спеціальне обладнання, поєднане з комп'ютером, яке забезпечує ефект занурення в процесі дослідження середовища.

Технічна реалізація технології віртуальної реальності є саме комплекс або система, оскільки включає в себе кілька пристроїв, пов'язаних між собою в єдину систему.

Шоломи й окуляри віртуальної реальності (рис. 1.3) складаються з двох невеликих екранів, розташованих навпроти кожного ока, що запобігають потраплянню зовнішнього світла, і стерео навушників. Екрани показують злегка зміщені один щодо одного стереоскопічні зображення, забезпечуючи реалістичне 3D-сприйняття. У шоломах також містяться вбудовані акселерометри і датчики положення. Здебільшого просунуті VR-шоломи досить громіздкі, але останнім часом з'явилася тенденція до створення

спрощених легковажних варіантів (в тому числі картонних, як на картинці вище), які зазвичай призначені для смартфонів з VR-додатками.



Рисунок 1.3 — Шоломи віртуальної реальності Oculus Rift

Крім шоломів віртуальної реальності також існують більш масивні симулятори реальності такі, як кімнати VR [29-30].

Хірургічне планування по своїй суті є тривимірною завданням. Використовуючи традиційні алгоритми планування, нейрохірург використовує двовимірну інформацію від комп'ютерної томографії (КТ) або магнітно-резонансної томографії (МРТ), щоб побудувати свою власну інтелектуальну тривимірну модель анатомії і патології пацієнта. Система VR може дозволити хірургу репетирувати майбутню процедуру з використанням моделювання VR, навантаженого зображеннями, специфічними для пацієнта. Розширене планування може надати хірургам почуття знайомого під час операції і скоротити час, необхідний для того, щоб орієнтуватися у хірургічному полі.

Моделювання віртуальної реальності стає потужним інструментом навчання, який може прискорити придбання навичок. Він пропонує потенційне рішення проблеми, з якою стикаються керівники програм в забезпеченні ефективної хірургічної підготовки. Моделювання VR ніколи не замінить роль реального життєвого досвіду. Проте, воно допускає необмежене повторення, краще розуміння хірургічної анатомії і може також полегшити хірургічне планування.

Важливість VR в освіті зростає через її особливості. Її застосування може сприяти творчому та боковому мисленню, прискорювати процес навчання і мотивувати співробітників на стійке особистий розвиток і розвиток навичок, необхідних для успіху та інновацій організацій [31].

1.3 Технічні принципи віртуальної реальності

Існують різні принципи і підходи використання VR для практики у медицині. У даному підрозділі будуть коротко описані різноманітні підходи до створення систем VR, тим самим буде показано їх різноманіття.

Спосіб і пристрій для симулятора доповненої реальності для професійної та освітньої підготовки. Імітатор надає навчальне середовище, що охоплює одну або більше фізичну місць, в яких один або кілька віртуальних аватарів, які представляють чисто віртуальні об'єкти чи людей, або реальні фізичні об'єкти або людей, які знаходяться в іншому фізичному місці, проектується в фізичний простір. Аватари взаємодіють з іншими аватарами і реальними об'єктами або людьми і оновлюються з плином часу або у відповідь на дії, вжиті іншими реальними або віртуальними елементами, або з використанням заданих параметрів інструкцій. Датчики і пристрої використовуються для виявлення місць розташування та дій, що вживаються реальними людьми або реальними об'єктами, і ці вимірні дані використовуються для зміни стану симуляції і аватарів на основі визначених інструкцій і програм та оновлення подання всіх учасників [32]

Система і спосіб, що можуть включати в себе спосіб навчання студента визначення стану здоров'я і безпосередньо втручання. Таким чином, система і спосіб допомагають в навчанні не тільки ідентифікації візуальних сигналів у пацієнта, але також дозволяють виконувати кроки фізичного втручання у відповідь на сприйняття візуальних сигналів. Сигнали можуть бути візуальним поданням користувачеві стану здоров'я, стану або властивості і можуть бути заздалегідь визначені для цілей оцінки навчання як «критичні сигнали». У цьому розкритті система і спосіб описані з посиланням на «учня», якого тут по черзі називають «студентом», «учнем» або тому подібним. Аналогічним чином, система і метод можуть бути використані тренером, який може бути вчителем, інструктором, оцінювачем і т.д. Один або кілька фідуціальних маркерів, розміщених в заданому положенні на поверхні фізичного об'єкта. При цьому одне з переносного пристрою перегляду змішаної реальності і обчислювального пристрою містить постійний машино зчитуваний носій, який має в пам'яті виконувані інструкції. Збереження фіксованого місця розташування в просторі, причому фіксоване місце розташування знаходиться у видимому взаємозв'язку з одним або декількома фідуціальними маркерами. Переклад однієї або декількох точок з одного або декількох опорних маркерів в точці огляду камери без глибини, з переносного пристрою перегляду змішаної реальності, в одну або кілька опорних точок, що пов'язані з тривимірною просторовою картою, створеної пристроєм перегляду змішаної реальності. Прив'язка віртуального зображення, щонайменше, частини віртуального пацієнта до фіксованого розташування, причому віртуальне зображення можна переглядати як на портативному пристрої перегляду змішаної реальності, так і на обчислювальному пристрої. Збереження сценарію в пам'яті першого процесора, причому сценарій містить параметри для візуалізації медичного стану у віртуального пацієнта і містить безліч етапів, причому кожен етап представляє засноване на часі стан медичного стану. Збереження сценарію в пам'яті другого процесора [33].

Насамперед технічні та програмні принципи побудови віртуальної реальності полягають у правильному проектуванні або виборі шолому віртуальної реальності та програмного забезпечення.

Віртуальне середовище, за допомогою спеціалізованої гарнітури, відстежує положення голови. Так, гарнітура рухає зображення згідно з тим, в які зі сторін і коли користувач повертає свою голову – в бік, вниз або вгору. Така система офіційно називається шістьма ступенями свободи. Ще одним основним у віртуальній реальності є датчик, який аналізує той напрямок, в якому дивляться очі. Завдяки цьому програма може робити правильне фокусування на зображенні. У дорогих модифікаціях технічного забезпечення відстежуються рухи користувача, при цьому віртуальна картинка буде рухатися згідно з ними.

Людині незручно фокусуватися на об'єктах ближче ніж півметра (рис.1.4). А все, що далі 20 метрів, втрачає ефект глибини, «тривимірності».



Рисунок 1.4 — Ідеальний діапазон відстаней для розміщення елементів інтерфейсу, згідно Майку Елгеру

Екрани й оптика сучасних VR-пристроїв найкраще дозволяють фокусуватися в діапазоні 2-10 метрів.

Алекс Чу, розробник з компанії Samsung, провів дослідження і виявив оптимальні діапазони руху голови:

- вліво або вправо: комфорт – до 30 °, максимум – 55 °;
- вгору: комфорт – до 20 °, максимум – 60 °;
- вниз: комфорт – до 12 °, максимум – 40 °.

Схема зон розміщення різних видів контенту, згідно Майку Елгеру (рис.1.5).

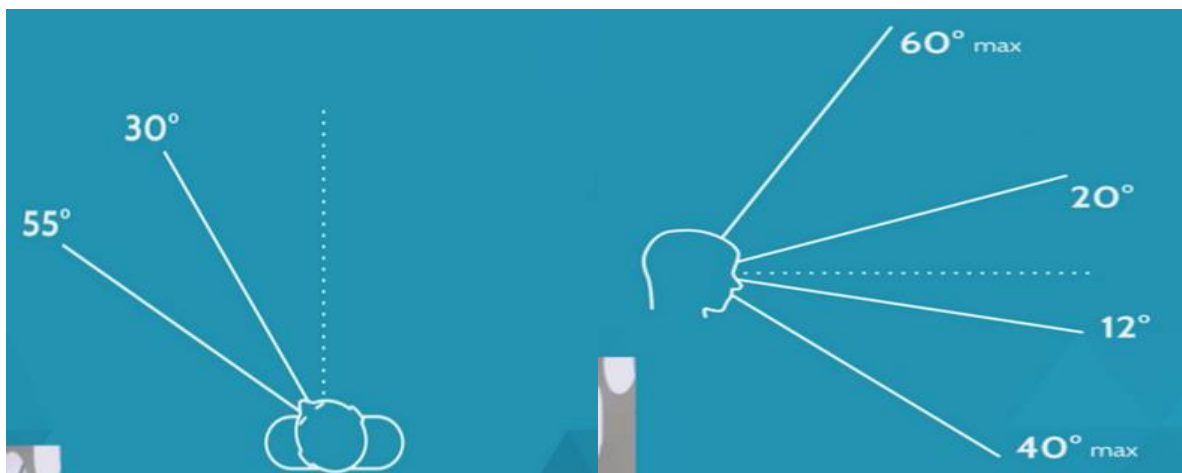


Рисунок 1.5 — Схема зон комфортності розміщення віртуальних об'єктів, згідно Майку Елгеру

Розробляючи систему віртуальної реальності необхідно звернути увагу на наступні питання.

Оптимізування продуктивності. Вкрай важливо зберігати частоту кадрів стабільної і вище 60 fps.

Зручність в пріоритеті. У VR закон Фітса діє щосили. Переконайтеся, що користувачі можуть економити руху: об'єднуйте дії, які часто виконуються разом, прив'яжуйте переміщення об'єктів до сітки і так далі. З

самого початку визначитеся, як краще користуватися вашим додатком – стоячи або сидячи, потрібно чи повертатися на 360 градусів.

Простота навчання. Поки немає правил, як люди повинні взаємодіяти з речами в VR, так що можна робити невеликі спрощення інтерфейсу. У будь-яких ситуаціях користувач повинен отримувати ясну зворотний зв'язок.

Особливості взаємодій краще пояснювати на практичних прикладах, а не текстом. Ключові поняття додатки потрібно пояснювати своєчасно.

Уникання надмірної буквральності. Більша частина цього десятиліття пройшла під знаком скевоморфізму. Багато розробники інстинктивно хочуть зробити так, щоб в VR все було як в реальному світі. Але не завжди потрібно знову створювати кожен дрібниці повсякденного життя. Там, де це корисно, можна використовувати орієнтири реального світу, але не треба відмовлятися від переваг гнучкості фізики і характеру VR-середовища.

Важливість звукового оформлення. Грамотне звукове оформлення допомагатиме орієнтуватися і зосереджуватися на вирішенні поточної задачі. Це ще один з ключових способів дати користувачам зворотний зв'язок. Слух доповнює дані про навколишній світ, які ми отримуємо завдяки очам, та дає повне уявлення про нього.

Проте найважливішим залишаються вимоги до частота оновлення зображення. У VR використовуються параметри: «частота кадрів» (Frame Rate) для програмного забезпечення, «частота оновлення» (Refresh Rate) для дисплея і «частота дискретизації» (Sampling Rate) для відстеження положення в просторі, руху і орієнтації пристрою і контролерів.

Частота кадрів повинна бути мінімум 60 fps, в ідеалі 120 fps. Цей параметр показує скільки кадрів в секунду формує додаток. Це не константа, параметр сильно залежить від процесора і графічного чіпа. Але потрібно прагнути до того, щоб на будь-якому пристрої ваш продукт забезпечував не менше 60 кадрів.

Частота дискретизації повинна бути мінімум 100 Гц, в ідеалі більше 1000 Гц. Цей параметр показує скільки разів на секунду зчитується

положення в просторі. Низьке значення цього параметра є одною з головних причин відчуття нудоти при використанні VR. Усі сучасні платформи забезпечують мінімальне значення.

«Час до фотонів» (Time to Photons / Motion to Photons) повинна бути мінімум 50 мс, рекомендується 20 мс, в ідеалі 2 мс. Комбінація частоти кадрів, оновлення та дискретизації дає нам величину, яку можна назвати загальною системною затримкою, або «часом до фотонів»: це проміжок між дією користувача і відображенням його результату на дисплеї. Якщо він більше 50 мс, це може викликати дезорієнтацію. Затримка в 2 і менше мілісекунд вже не помічається [34-35].

1.4 Висновки

У даному розділі було проаналізовано сучасний стан хірургії. Було розглянуто питання навчання та практики хірургів. Було виявлено, що хірургія постійно оновлюється науковими інноваціями. Однак впровадження технологій сповільнюється юридичними та етичними факторами. Під час, було виявлено що використання технології віртуальної реальності для здобуття практичних навичок є актуальним.

Розглянуті різні принципи та підходи використання та розробки систем віртуальної реальності для використання у медицині. Були розглянуті технічні та програмні аспекти побудови системи віртуальної реальності.

2 РОЗРОБКА ЕЛЕКТРИЧНОЇ СТРУКТУРНОЇ СХЕМИ СИСТЕМИ ХІРУРГІЧНОЇ ВІРТУАЛЬНОЇ РЕАЛЬНОСТІ

2.1 Анатомічні відомості про предмет дослідження

Важко переоцінити роль кисті в повсякденній і професійній діяльності людини. Іноді кисті більшою мірою, ніж у звичайних людей, грають роль зв'язку людини з навколишнім середовищем, виконуючи функцію спілкування за допомогою мови знаків і жестів. Функція кисті полягає у виконанні захоплень і переміщенні предметів. Крім її неперевершеною здатності виконувати захоплення, кисть стоїть в одному ряду з органом зору, виконуючи функцію основного механізму сенсорного сприйняття, яке набагато перевершує будь-яку іншу частину людського тіла. На рисунку 2.1 представлений скелет кисті людини [36].

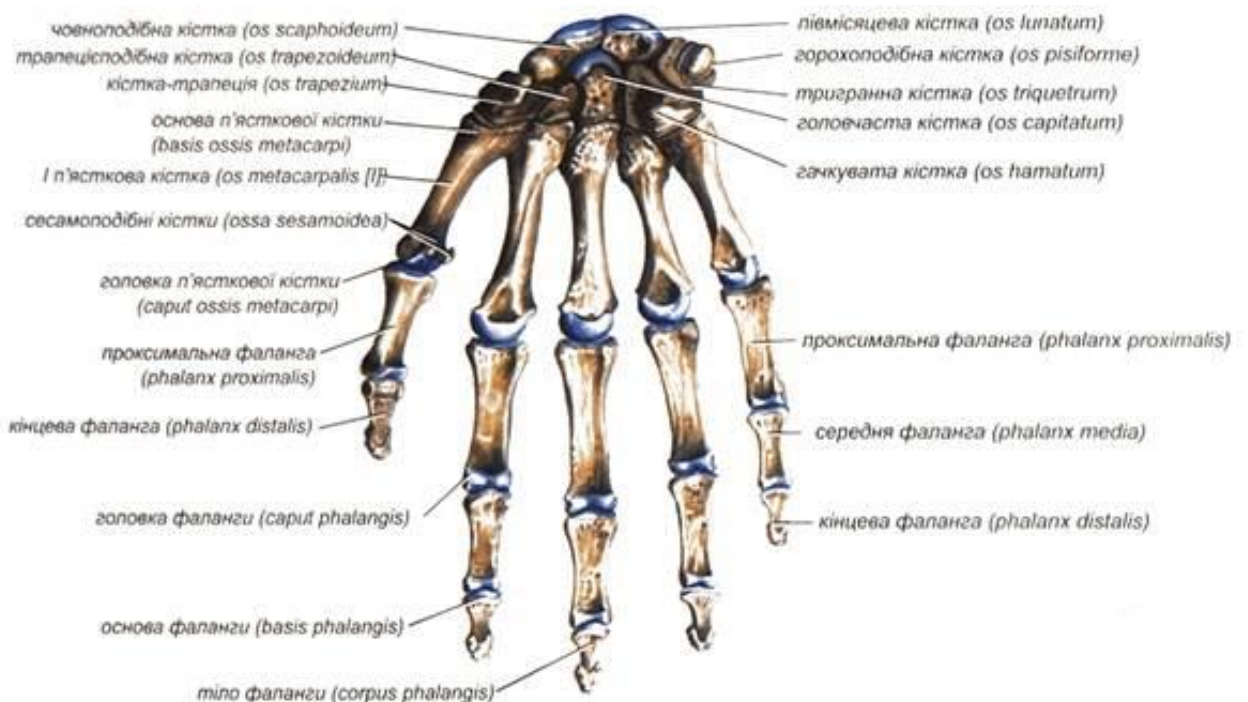


Рисунок 2.1 — Скелет кисті людини

Кістки зап'ястя, п'ясткові кістки і фаланги пальців складають скелет кисті. Ці кісткові структури сполучаються один з одним за допомогою різних типів суглобів. До кісткових утворень кисті через сухожилля прикріплюються довгі і короткі м'язи кисті, забезпечуючи виконання унікальних рухів пальці кисті у цілому. Діапазон рухів в суглобах пальців показується на рисунку 2.2 [37].

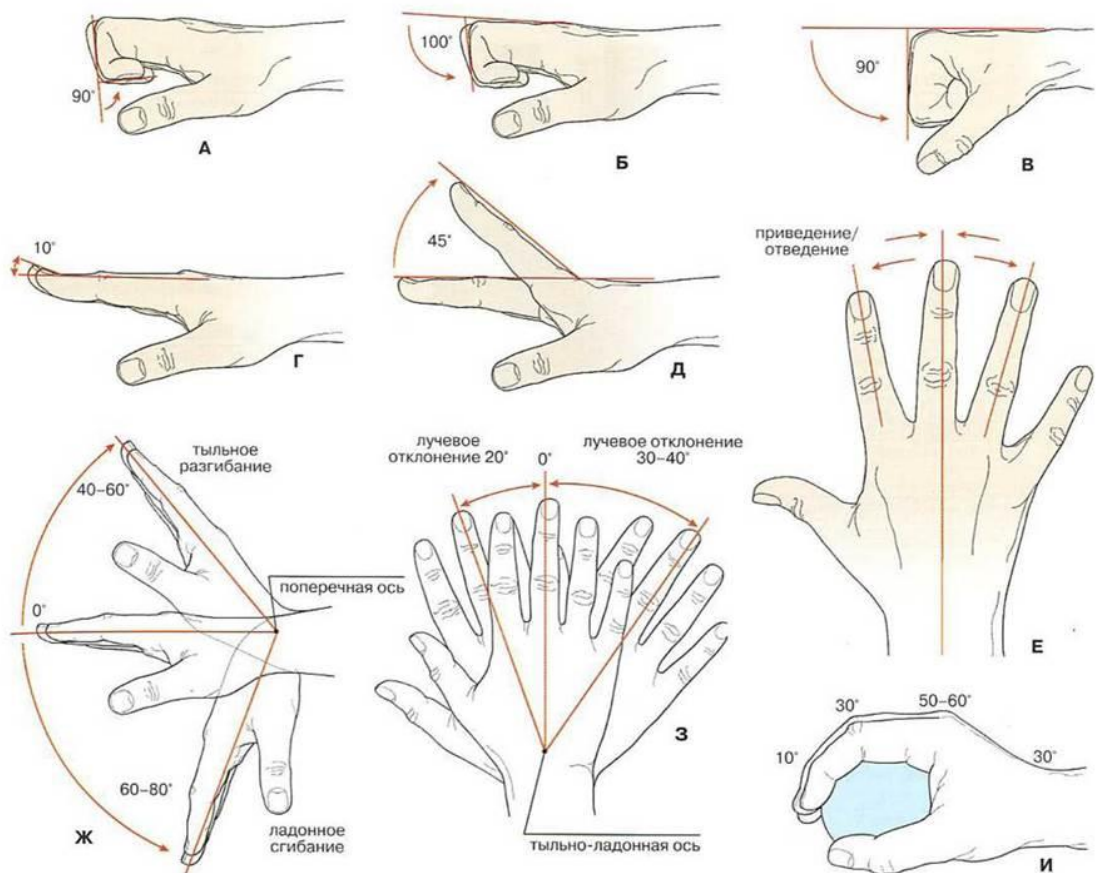


Рисунок 2.2 — Амплітуда рухів у променево-зап'ястковому суглобі і пальців кисті

Проксимальні і дистальні міжфалангові суглоби є шарнірними суглобами, в них здійснюється один тип руху (згинання-розгинання). П'ястково-фалангові суглоби з другого по п'ятий палець кулястої форми. Теоретично в них можуть відбуватися три типи рухів, але обертальний рух

обмежується колатеральних зв'язками, тому в цих суглобах здійснюються тільки два типи рухів: згинання-розгинання і відведення-приведення.

Розрізняють такі види специфічних рухів в суглобах пальців:

- згинання в дистальному міжфаланговому суглобі (рис.2.2, а);
- згинання в проксимальному міжфалангові суглобі (рис.2.2, б);
- згинання в п'ястно-фалангові суглобі (рис.2.2, в);
- розгинання в дистальному міжфаланговому суглобі (рис.2.2, г);
- розгинання в п'ястково-фаланговому суглобі (рис.2.2, д);

- відведення і приведення в п'ястково-фалангових суглобах (поширюється на пальці, приводячи і відводячи їх навколо тильно-долонній осі, що проходить через головки п'ясткових кісток).

Рухи відведення-приведення описуються щодо середнього пальця: руху з віддаленням від середнього пальця класифікуються як відведення, рух наближення до середнього пальця - як приведення.

Починаючи з нейтральної позиції (0°), згинання та розгинання відбуваються навколо поперечної осі (рис.2.2, ж), тоді як повороти в променево і ліктьову сторони відбуваються навколо тильно-долонній осі (рис.2.2, з). Поперечна вісь проходить через півмісяцева кістка променево-зап'ясткового суглоба і через головчату кістка середньо-зап'ястного суглоба. Тильно-ладонная вісь проходить через головчату кістку. Таким чином, згинання та розгинання може відбуватися і в променево-зап'ястковому суглобі, і в середньо-зап'ястковому суглобах, а променевої та ліктьової повороти можуть відбуватися тільки в променево-зап'ястковому суглоб суглобі. П'ястково-фалангові суглоби еліпсоїдні двовісні, утворені округлими суглобовими поверхнями головок п'ясткових кісток і еліпсоїдними підставами проксимальних фаланг. Вільні суглобові капсули прикріплюються по краях суглобових поверхонь. Суглоби укріплені натягнутими між підставами основних фаланг і головками п'ясткових кісток бічними колатеральних зв'язками і долонними зв'язками [38]. На рисунку 2.3 можна побачити рухи великого пальця кисті.

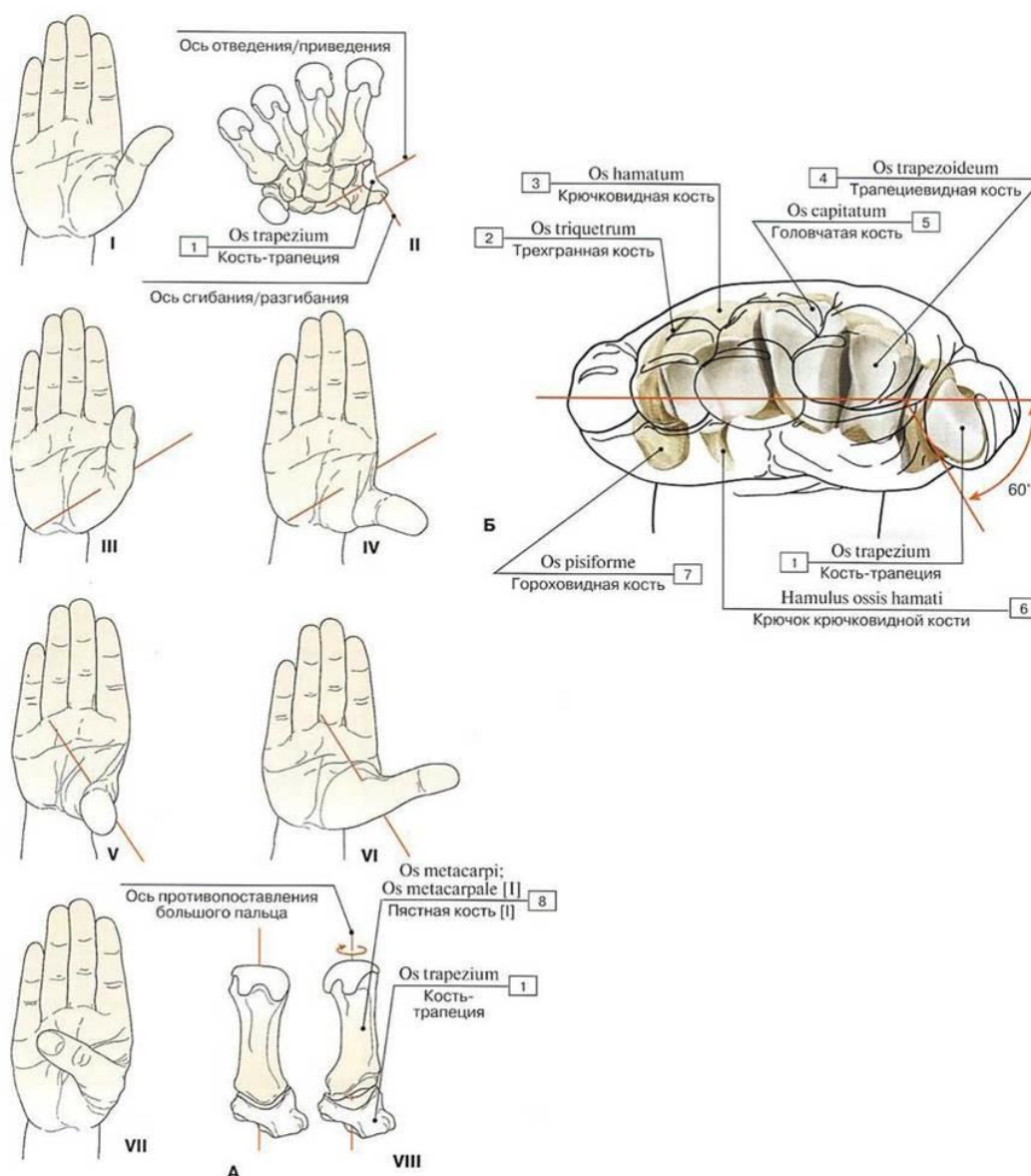


Рисунок 2.3 — Великий палець кисті (А - руху великого пальця в зап'ястково-п'ястковим суглобах, права рука, вид з долоні, Б - відношення великого пальця до решти пальців в нейтральному положенні (0°), права рука, дистальний вид):

1—Trapezium; 2 – Triquetrum; 3 –Hamate; 4 – Trapezoid; 5 – Capitate; 6 – Hook of hamate; 7 – Pisiform; 8 – Metacarpal; I – нормальний (нейтральне) положення (0°); II – осі руху в зап'ястково-п'ясткових суглобах першого пальця; III – приведення; IV – відведення; V - згинання; VI - розгинання; VII – протиставлення; VIII - вісь протиставлення великого пальця

У той час як перша п'ясткова кістка обертається, зона її контакту з суглобовою поверхнею кістки трапеції сильно зменшується.

П'ястково-фалангові суглоби II-V пальців укріплені також поперечно розташованими між головками п'ясткових кісток глибокими поперечними п'ястковими зв'язками. У п'ястково-фалангових суглобах можливі руху навколо фронтальної і сагітальної осей. Згинання та розгинання навколо фронтальної осі проводиться в межах 90° . Відведення і приведення навколо сагітальної осі відбуваються на $45-50^\circ$.

Внаслідок дугоподібної угнутості кісток зап'ястя у човноподібної кістки і кістки-трапеції є помітна променево-долонна орієнтація. В результаті цього п'ясткова кістка не розташована на одній осі з іншими пальцями, а повернута приблизно на 60° до долоні [39]. Розрізняють чотири типи захоплення (рис.2.3).

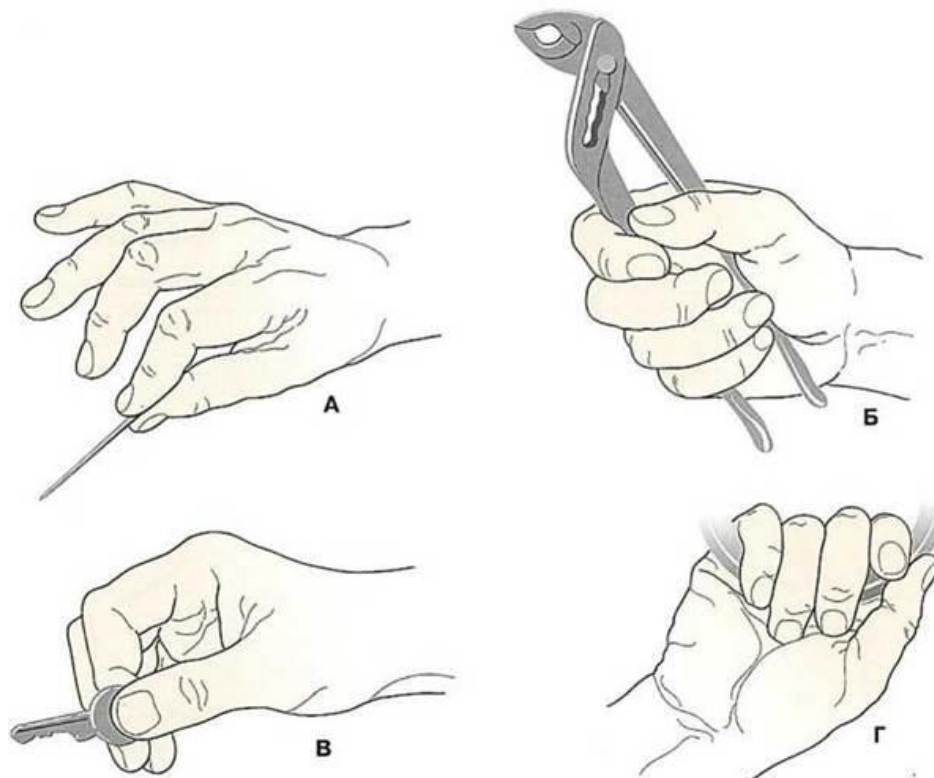


Рисунок 2.4 — Типи захоплення за допомогою кисті:

а – стискаюче захоплення; б – сильне захоплення; в – захоплення ключа; г – захоплення гака

При клінічному огляді функціонування руки слід приділяти особливу увагу порушення тонких моторних навичок і грубої сили. Це дозволяє оцінити захоплення. Стискаюче захоплення між великим і вказівним пальцями має велике значення у функціонуванні кисті. Тому відсутність великого або вказівного пальців позначається на професійних здібностях більше, ніж відсутність інших пальців.

Міжфалангові суглоби утворені підставами і головками сусідніх фаланг. Це типові блоковидної суглоби, суглобові капсули яких укріплені бічними колатеральних зв'язкам. Долонна сторона цих капсул укріплена долонними зв'язками. Рухи навколо фронтальної осі (згинання та розгинання) в цих суглобах можливо в межах 90° .

Отже, кістки зап'ястя міцно з'єднані між собою численними зв'язками, тильні зв'язки слабші, ніж долоні. Кістки, розташовані в дистальному ряду зап'ястя (трапецієподібна, головчата, гачкувата), з'єднані між собою і з II-V п'ястковими кістками та суглобами, формують тверду і дуже міцну основу кисті.

Особливо важливий сідлоподібний двовісний зап'ястково-п'ястковий суглоб великого пальця кисті. Протиставлення великого пальця іншим відіграє велику роль у трудовій діяльності [40].

2.2 Технічні реалізації систем віртуальної реальності

Відстеження положення (positional tracking) являє собою поєднання апаратних засобів і програмного забезпечення, яке дозволяє визначити абсолютне положення об'єкта в просторі. Дана технологія є критично важливою для досягнення ефекту занурення у віртуальну реальність. У поєднанні з відстеженням орієнтації стає можливим вимірювати і передавати в VR все 6 ступенів свободи (6-DoF) реального світу.

Невелика класифікація. Сукупність методів і підходів до вирішення даного завдання можна поділити на кілька груп:

- акустичні;
- радіочастотні;
- магнітні;
- оптичні;
- інерційні;
- гібридні.

Людське сприйняття пред'являє високі вимоги до точності (~ 1 мм) і затримок (<20 мс) в VR обладнанні. Оптичні і інерційні методи найбільш близькі до даних вимог, і найчастіше використовуються спільно, доповнюючи один одного. Розглянемо базові принципи, на яких побудовані перераховані вище методи.

Акустичні прилади спостереження використовують ультразвукові (високочастотні) звукові хвилі для вимірювання положення і орієнтації цільового об'єкта. Для визначення положення об'єкта вимірюється час прольоту (time-of-arrival) звукової хвилі від передавача до приймачів, або різниця фаз синусоїдальної звукової хвилі при приймально-передачі. Акустичні трекери, як правило, мають низьку швидкість оновлення, викликану низькою швидкістю звуку в повітрі. Інша проблема полягає в тому, що швидкість звуку в повітрі залежить від таких факторів зовнішнього середовища, як температура, барометричний тиск і вологість.

Тривимірним переміщенням тіла з комп'ютерним інтерфейсом; являє собою систему для відстеження тривимірного положення об'єкта в тривимірній області з підтримкою методів триангуляції для генерації сигналів, відповідних таким чином тривимірним положенням. Сигнали можуть використовуватися для управління системою з перемінною функціональністю для створення систем віртуальної реальності. Середня триангуляція може містити, за менше мірою, три ультразвукових випромінювача, взаємодіючих з ультразвуковою призми, розташованими на тілі, рухаючись в тривимірній області.

Методів заснованих на радіочастотах безліч. Багато в чому за принципами визначення положення вони схожі з акустичними методами відстеження (відмінність лише в природі хвилі). Найбільш перспективними на даний момент є UWB (Ultra-Wide Band) методи, але навіть в кращих рішеннях на основі UWB точність досягає лише близько сантиметрів. Однак поки UWB рішення для відстеження позиції неспроможні для віртуальної реальності.

Магнітний трекінг заснований на вимірюванні інтенсивності магнітного поля в різних напрямках. Як правило, в таких системах є базова станція, яка генерує змінне або постійне магнітне поле. Так як сила магнітного поля зменшується зі збільшенням відстані між точкою вимірювання і базовою станцією, можна визначити місце розташування контролера. Якщо точка вимірювання обертається, розподіл магнітного поля змінюється за різними осях, що дозволяє визначити орієнтацію. Точність даного методу може бути достатня висока в контрольованих умовах, однак магнітне відстеження схильне до погіршення якості від струмопровідних матеріалів поблизу випромінювача або датчика, від магнітних полів, створюваних іншими електронними пристроями і феромагнітними матеріалами в просторі відстеження [41-46].

Оптичні методи являють собою сукупність алгоритмів комп'ютерного зору і відстежують пристроїв, в ролі яких виступають камери видимого або інфрачервоного діапазону, стерео-камери і камери глибини.

Залежно від вибору системи відліку виділяють два підходи для відстеження положення (рис.2.5).

Outside-in підхід має на увазі присутність нерухомого зовнішнього спостерігача (камера), що визначає положення рухомого об'єкту по характерних точках. Використовується в Oculus Rift (Constellation), PSVR, OSVR і безлічі Motion Capture систем.

Inside-out підхід передбачає наявність на об'єкті, що рухається оптичного сенсора, завдяки якому можливо відслідковувати рух щодо

нерухомих точок в навколишньому просторі. Використовується в Microsoft Hololens, Project Tango (SLAM), SteamVR Lighthouse (гібридний варіант, тому що є базові станції) [47-49].

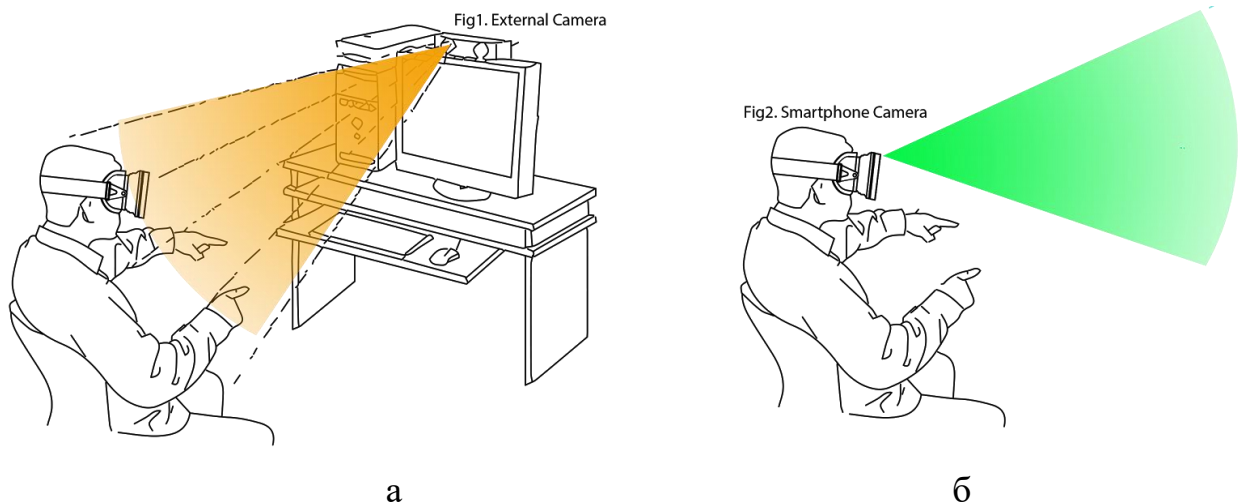


Рисунок 2.5 — Підходи для відстеження положення:
а – Outside-in; б – Inside-out

Також в залежності від наявності спеціальних оптичних маркерів виділяють окремо ще декілька підходів.

Без маркерний трекінг як правило будується на складних алгоритмах з використанням двох і більше камер, або стерео камер з сенсорами глибини.

Трекінг з використанням маркерів передбачає заздалегідь задану модель об'єкта, яку можна відстежувати навіть з однією камерою. Маркерами зазвичай служать джерела інфрачервоного випромінювання (як активні, так і пасивні), а також видимі маркери на кшталт QR-кодів. Такий вид трекінгу можливий тільки в межах прямої видимості маркера [50].

Завдання Perspective-n-Point (PnP). При оптичному відстеженні для визначення положення об'єкта в просторі вирішується так звана задача PnP (Perspective-n-Point), коли по перспективній проекції об'єкта на площину сенсора камери необхідно визначити положення об'єкта в 3D-просторі.

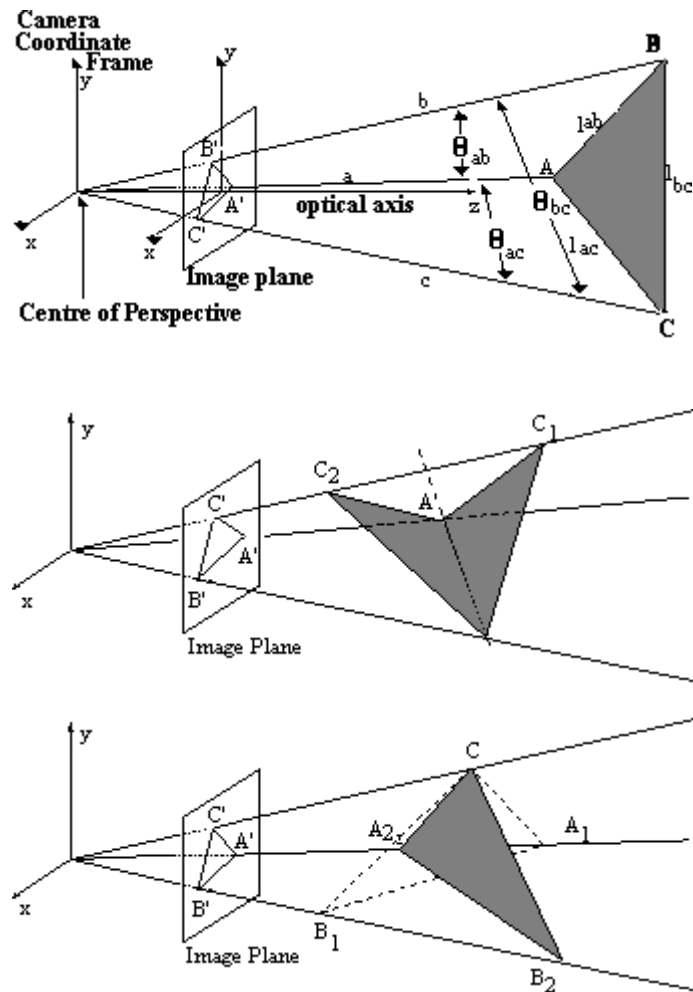


Рисунок 2.6 — Схема Perspective-n-Point

Для заданої 3D-моделі об'єкта і 2D-проекції об'єкта на площину камери вирішується система рівнянь. В результаті чого виходить безліч можливих рішень. Кількість рішень залежить від числа точок в 3D-моделі об'єкта. Однозначне рішення для визначення 6-DoF положення об'єкта можна отримати як мінімум при 4 точках. Для трикутника виходить від 2 до 4 можливих рішень, тобто положення не може бути визначено однозначно.

Рішення пропонується досить великою кількістю алгоритмів, реалізованих у вигляді бібліотек [51]:

- POSIT;
- Posest;
- OpenCV (solvePnP).

Метод одночасної локалізації і побудови карти (SLAM – Simultaneous Localization and Mapping) - це найбільш популярний спосіб позиціонування в робототехніці (і не тільки), який застосовується для відстеження положення в просторі.

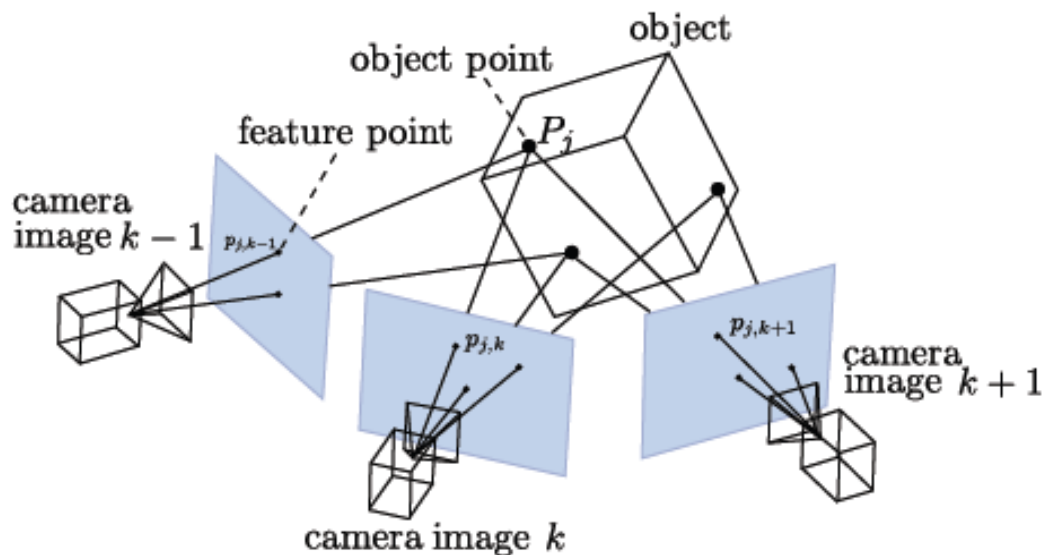


Рисунок 2.7 — Схема SLAM

Алгоритм складається з двох частин: перша – складання карти невідомого навколишнього простору на основі вимірів (дані з одометра або стерео-камери), друга – визначення свого місця розташування (локалізація) в просторі на основі порівняння поточних вимірювань з наявною картою простору. Даний цикл безперервно переобчислюють, при цьому результати одного процесу беруть участь в обчисленнях іншого процесу. Найбільш популярні методи розв'язання задачі включають в себе фільтр частинок і розширений фільтр Калмана. SLAM є не тільки один певний алгоритм, а сукупністю багатьох алгоритмів.

SLAM зручний для мобільних рішень віртуальної і доповненої реальності. Однак недоліком даного підходу є велика обчислювальна

складність, що в купе з вимогливими ВР/ДР додатками буде сильно завантажувати продуктивні ресурси апарату [52-53].

Сучасні інерційні вимірювальні системи (IMU) на основі MEMS-технології дозволяють відслідковувати орієнтацію (roll, pitch, yaw) в просторі з великою точністю і мінімальними затримками (рис.2.8).

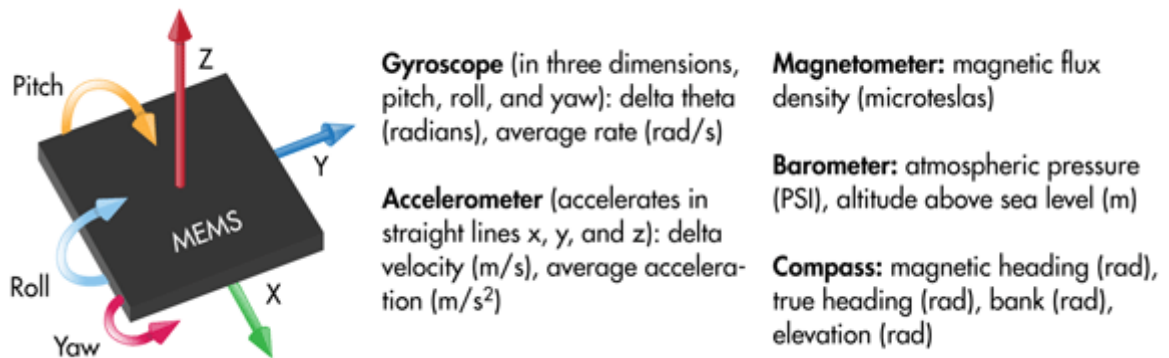


Рисунок 2.8 — Інерційна вимірювальна система (IMU)

Завдяки алгоритмам «sensor fusion» на основі комплементарного фільтра або фільтра Калмана дані з гіроскопа і акселерометра успішно коректують один одного і забезпечують точність як для короткочасних вимірювань, так і для тривалого періоду.

Однак визначення координат (переміщення) за рахунок подвійного інтегрування лінійного прискорення (dead reckoning), обчисленого із сирих даних з акселерометра, не задовольняє вимогам по точності на тривалих періодах часу. Акселерометр сам по собі дає сильно зашумлені дані, і при інтегруванні помилка з часом збільшується квадратично.

Вирішити дану проблему допомагає комбінування інерційного підходу до трекінгу з іншими методами, які періодично коригують, так званий, дрейф акселерометра.

Так як ні один з методів не є бездоганим, і всі вони мають свої слабкі місця, найбільш розумно комбінувати різні методи відстеження. Так

інерційних трекінг (IMU) може забезпечити високу частоту оновлення даних (до 1000 Гц), в той час як оптичні методи можуть дати стабільну точність в тривалі періоди часу (коригування дрейфу) [54-57].

Гібридні методи відстеження засновані на алгоритмах "Sensor Fusion", найбільш популярним з яких є розширений фільтр Калмана (ЕКФ – Extended Kalman Filter).

Система трекінгу HTC Vive складається з двох базових станцій, оптичних сенсорів і інерційних вимірювальних блоків (IMU) в контролерах і шоломі. Базові станції складаються з двох обертових лазерів і масиву інфрачервоних світлодіодів. Один з лазерів обертається вертикально, другий – горизонтально. Таким чином лазери по черзі «сканують» навколишній простір. Базові станції працюють синхронно: в певний момент часу тільки один з чотирьох лазерів «сканує» простір трекінгу. Для синхронізації роботи всієї системи між кожними включенням лазерів все навколишній простір висвітлюється інфрачервоним світловим імпульсом.

Сенсори на контролерах і шоломі фіксують всі оптичні імпульси з базових станцій і вимірюють час між ними. Так як частота обертання лазерів заздалегідь відома (60 Гц), за часом між імпульсами можна обчислити кути повороту кожного з променів. Що дає нам 2D-координати оптичного сенсора, знаючи взаємне розташування сенсорів на контролері можна легко відновити 3D-положення контролера в просторі (завдання PnP). При одночасній видимості двох базових станцій 3D-положення контролера може бути обчислено з перетину двох променів, що дає більш точні результати і при цьому вимагає менше обчислень. Більш наочно процес трекінгу продемонстрований нижче.

Система комп'ютерного збору для контролю положень в трьох вимірах з використанням некопланарних джерел світла, прикріплених до наявного об'єкта; взуття сенсорної системи для контролю положень та орієнтації твердого об'єкта. За меншою мірою, 4 точних джерела світла встановлені на достовірності об'єкта в некопланарній конструкції. Одна електронна камера

охоплює зображення точних джерел світу. Розташовуючи зображених джерел світу, виявляються у кожному відео-зображенні, а комп'ютер запускає завдання, використовуючи ці місця, пропонуючи близькі наближені матриці вражень і вектори переміщення об'єкта в системі, що координують камери на швидкості відеосигналу. Об'єктом управління є оператор для управління тривимірним курсором та взаємодією з сценами віртуальної реальності на комп'ютерних дисплеях, а також для дистанційного інтерактивного управління телеуправляючими механізмами.

2.3 Розробка електричної структурної схеми

У процесі аналізу аналогічних пристроїв були проаналізовані три патенти [58-60]. Патенти, які були проаналізовані мали різні принципи дії та конструкції. Під час проектування структурної схеми були взяті до уваги переваги та недоліки проаналізованих пристроїв.

Після аналізу було виявлено, що пристрій, який розробляється, має включати у себе блоки, які будуть описані нижче.

Буде доцільно поділити кінестетичну систему керування віртуальною реальністю на декілька блоків. Пропонується поділити її на три блоки, а саме: інтерфейс, блок управління та систему датчиків. Інтерфейс виконує сполучення ЕОМ та зовнішнім пристроєм. Таким чином ЕОМ зможе прийняти та правильно зрозуміти сигнал, після чого буде проведення обробка, чи збереження даних або відправлення даних. Оскільки пристрій, що розробляється не враховує зворотного зв'язку даної системи, інтерфейс буде передавати сигнал тільки до ЕОМ, тобто працювати у симплексному режимі. Наступний блок під назвою блок управління за своєю функцією більше схожий на блок обробки даних, але враховуючи аспект що кінестетична система керування працює у симплексному режимі та те що на даному етапі ще невідомо які саме датчики будуть використовуватися, доцільно було дати назву даному блоку саме блок управління. Цей блок буде

проводити опитування системи датчиків, або просто приймати сигнал з них. Отримані сигнали будуть оброблені, та потрібна інформація за спеціальним протоколом буде передаватися на інтерфейс. Блок датчиків пропонується у вигляді шістьох датчиків, по датчику на кожному пальці, та один датчик на кисті. У відповідності до завдання до атестаційної роботи бакалавра у вигляді датчиків використовуватися будуть датчики прискорення, та будуть встановлені на кисті руки. Через використання відносно великої кількості датчиків, потрібно доповнити схему демультіплексором. Таким чином, мікроконтролер буде проводити опитування датчиків.

Головним блоком являється ЕОМ. Її функція полягає у прийомі інформації з кінестетичної системи управління віртуальної реальності та її обробкою, обміну інформацією з шоломом віртуальної реальності, та формуванням віртуального простору та його маніпулювання. У якості ЕОМ буде використовуватися персональний комп'ютер, до якого висувається багато вимог, як об'єм пам'яті графічного процесору та пропускну здатності шини даних.

Останнім у ланцюгу обміну інформацією не враховуючи оператора, є шолом віртуальної реальності. Шолом та ЕОМ працюють у дуплексному режимі у реальному часі. ЕОМ формує зображення та відправляю шолому. Під час повернення голови, а також, при використанні кінестетичної системи управління ЕОМ змінює зображення.

Основний блок, який включає у себе кожен пристрій є блок живлення. Як правило кожен пристрій має свій блок живлення. У схемі що розробляється, ЕОМ та шолом віртуальної реальності мають свої блоки живлення. Таким чином для кінестетичної системи управління віртуальною реальності потрібен ще один блок живлення.

Таким чином, враховуючи все те, що написано вище, була синтезована структурна схема кінестетичної системи управління віртуальною реальністю (Додаток А). Схема представлена на рисунку 2.1.

Блок живлення 2 являє собою три окремих блока живлення, для шолома віртуальної реальності 1, персонального комп'ютера 3 та кінестетичної системи керування віртуальною реальністю.

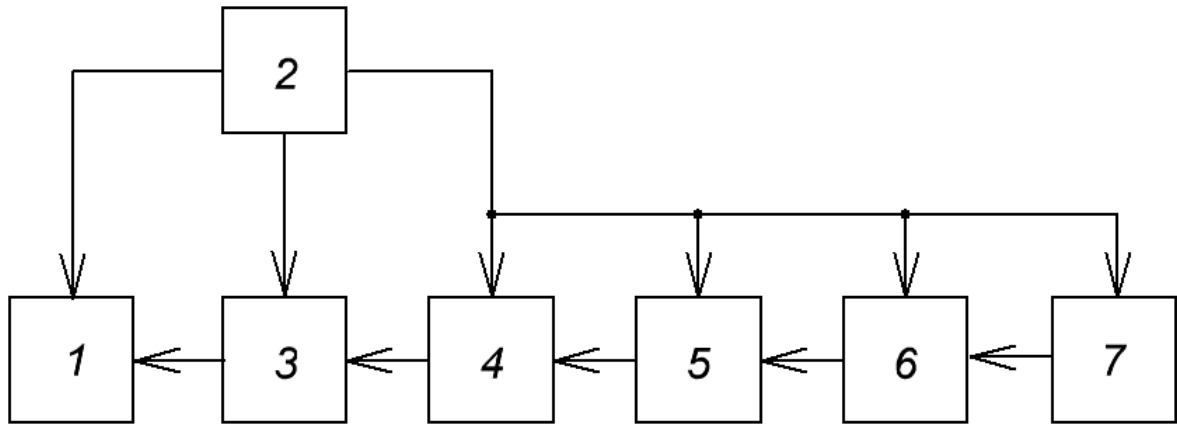


Рисунок 2.1 – Електрична структурна схема системи віртуальної реальності:

1 – шолом віртуальної реальності; 2 – блок живлення ; 3 – персональний комп'ютер; 4 – інтерфейс; 5 – блок управління; 6 – демультіплексор; 7 – система датчиків

Шолом віртуальної реальності живиться від 2 та отримує інформацію з 3. Персональний комп'ютер живиться від блока живлення 2. Інформація, яка потрапляє на 1 являє собою потік даних з комп'ютерної програми. Персональний комп'ютер отримує інформацію з кінестетичної системи керування віртуальною реальністю та виконує, яка далі обробляється програмою. Після обробки даних інформація передається шолому віртуальної реальності.

Кінестетичної системи керування віртуальною реальністю представляється блоками 2, 4-7. Блок живлення 2 подає напругу на кінестетичну систему управління віртуальної реальності. Інтерфейс 5

представлений у вигляді універсального асинхронного інтерфейсу UART. Блок управління 6 являє собою мікроконтролером до якого під'єднані датчики системи датчиків 7. Датчики підключені до мікроконтролера через демультіплексор 6. Мікроконтролер виконує опитування датчиків, виконує розрахунки, та передає інформацію на інтерфейс 4. Система датчиків являє собою систему з одного датчика положення та п'ятьох датчиків прискорення.

2.4 Висновки

У розділі поверхнево було розглянуто анатомію кисті. Проаналізовано функціональні можливості, та механіку рухів пальців руки, що є предметом дослідження.

Було проаналізовано сукупність методів і підходів відстеження положення об'єкта. Таким чином виявлені переваги та недоліки різноманітних типів датчиків, та систем датчиків.

Також було розглянуто патенти принципів побудови аналогічних пристроїв. Розглянуті патенти були принципово різні за принципами побудови. Після їх аналізу з урахуванням їх переваги та недоліки була розроблена електрична структурна схема системи хірургічної віртуальної реальності та описанні їх функції та особливості.

3 РОЗРОБКА ЕЛЕКТРИЧНОЇ ПРИНЦИПОВОЇ СХЕМИ СИСТЕМИ ХІРУРГІЧНОЇ ВІРТУАЛЬНОЇ РЕАЛЬНОСТІ

3.1 Синтез та обґрунтування блоків електричної принципової схеми

На основі розробленої структурної схеми виконаємо синтез блоків схеми електричної принципової (Додаток Б).

Принцип дії рукавиць віртуальної реальності полягає у різноманітних електричних ефектах, або зміни одного з параметрів токопровідної частини. Після чого отриманий сигнал, через спеціальний протокол передається до обчислювального блоку.

Спираючись на схему електричну структурну, яка розглянута у розділі 2, буде проведений синтез блоків, та описані схемотехнічні рішення.

Було вирішено використовувати п'ять датчиків прискорення та один датчик положення. У вигляді датчика положення буде гіроскоп, який буде розташуватися безпосередньо на кисті руки, а у вигляді датчика прискорення акселерометр, які будуть розташовані на кінцях пальців кисті руки.

При аналізі елементної бази та технічної літератури було вирішено використовувати елементну базу Arduino. Дана елементна базу включає у себе усі потрібні елементи, або має сполучення с ним.

Було вирішено у якості блоку управління використати плату-контролер Arduino Uno (рис.3.1). Він побудований на ATmega328. Платформа має 14 цифрових входів/виходів (6 з яких можуть використовуватися як виходи широтно імпульсної модуляції), 6 аналогових входів, кварцовий генератор 16 МГц, роз'єм USB, силовий роз'єм, роз'єм внутрішньо-схемного програмування ICSP і кнопку перезавантаження. Для роботи необхідно підключити платформу до комп'ютера за допомогою кабелю USB, або подати живлення за допомогою адаптера AC/DC або батареї.

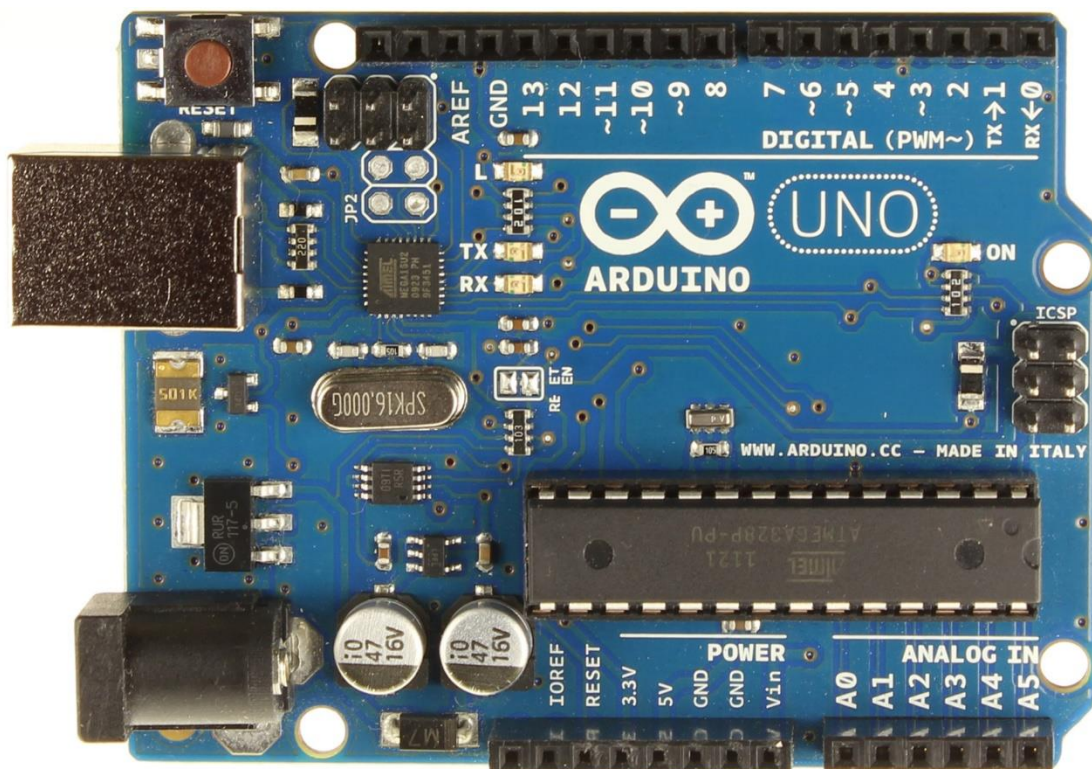


Рисунок 3.1 – Зовнішній вигляд Arduino Uno

Даний пристрій має достатньо широкий спектр використання та великі функціональні можливості. Завдяки цьому можливо доопрацювання розробляемого пристрою. Деякі технічні характеристики наведені у таблиці 3.1.

Плата UNO може отримувати живлення від USB порту або від зовнішнього джерела. Джерело живлення вибирається автоматично. В якості зовнішнього джерела живлення може використовуватися мережевий адаптер або батарея.

Мікроконтролер ATmega328 має 32 КБ флеш-пам'яті, з яких 0,5 КБ використовується для зберігання, а також 2 КБ ОЗУ (SRAM) та 1 КБ EEPROM.

Таблиця 3.1 – Технічні характеристики Arduino Uno

Тип мікроконтролеру	ATmega328P
Напруга живлення мікроконтролеру	5 В
Гранично допустима напруга живлення плати	6-20 В
Допустимий струм цифрових виходів	20 мА
Допустимий струм виходу 3,3 В	50 мА
Частота тактування	16 МГц

Нижче будуть розглянуті призначення деяких входів та виходів плати.

Умовне графічне позначення Arduino Uno на схемі електричній принциповій показано на рисунку 3.2.

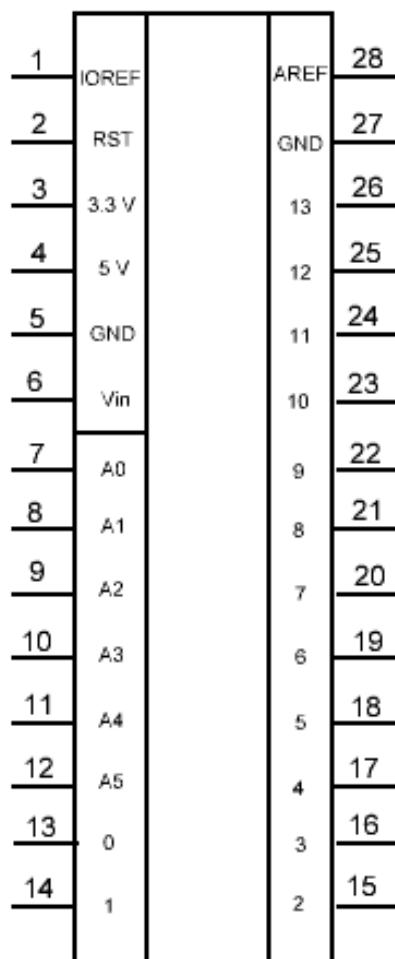


Рисунок 3.2 – Умовне графічне позначення Arduino Uno

V_{in} – вхід живлення плати при використанні зовнішнього джерела живлення (використовується при відсутності п'яти вольт від USB або від іншого регульованого джерела живлення). GND – спільний провід.

Вивід 3.3 V подає напругу 3,3 В від стабілізатора напруги на платі. Гранично допустимий струм споживання від цього висновку 50 мА.

Послідовний інтерфейс виконується у вигляді виводів 0 (Rx) та 1 (Tx). Для прийому використовується Rx та для передачі використовується Tx. Дані виводи підключені до виводів передачі даних мікросхеми ATmega16U2, яку використовують у якості моста USB-UART. Таким чином даний пристрій виконує функцію блоку управління, а також функцію інтерфейсу.

Контакти A4 та A5 є аналоговими входами/виходами. Завдяки їм виконується обмін даними з зовнішніми пристроями за протоколом I2C. Виводи відповідають контактам SDA та SCL.

Виводи 4,7 та 8 є цифровими виходами, їх можна використовувати для подачі на них сигнал логічного нуля або одиниці [61].

Після детального аналізу технічної документації Arduino Uno та різноманітних датчиків прискорення та положення було визначено використовувати протокол I2C для прийому даних с датчиків. З цих міркувань у якості демультіплексора була обрана плата на базі TCA9548A (рис.3.3).



Рисунок 3.3 – Зовнішній вигляд плати TCA9548A

Він має вісім двонаправлених трансляційних перемикачів, які можуть управлятися через шину I²C (рис. 3.4). Демультіплексор має адрес I²C 0x70 (але може бути скоригована з 0x70 для 0x77).

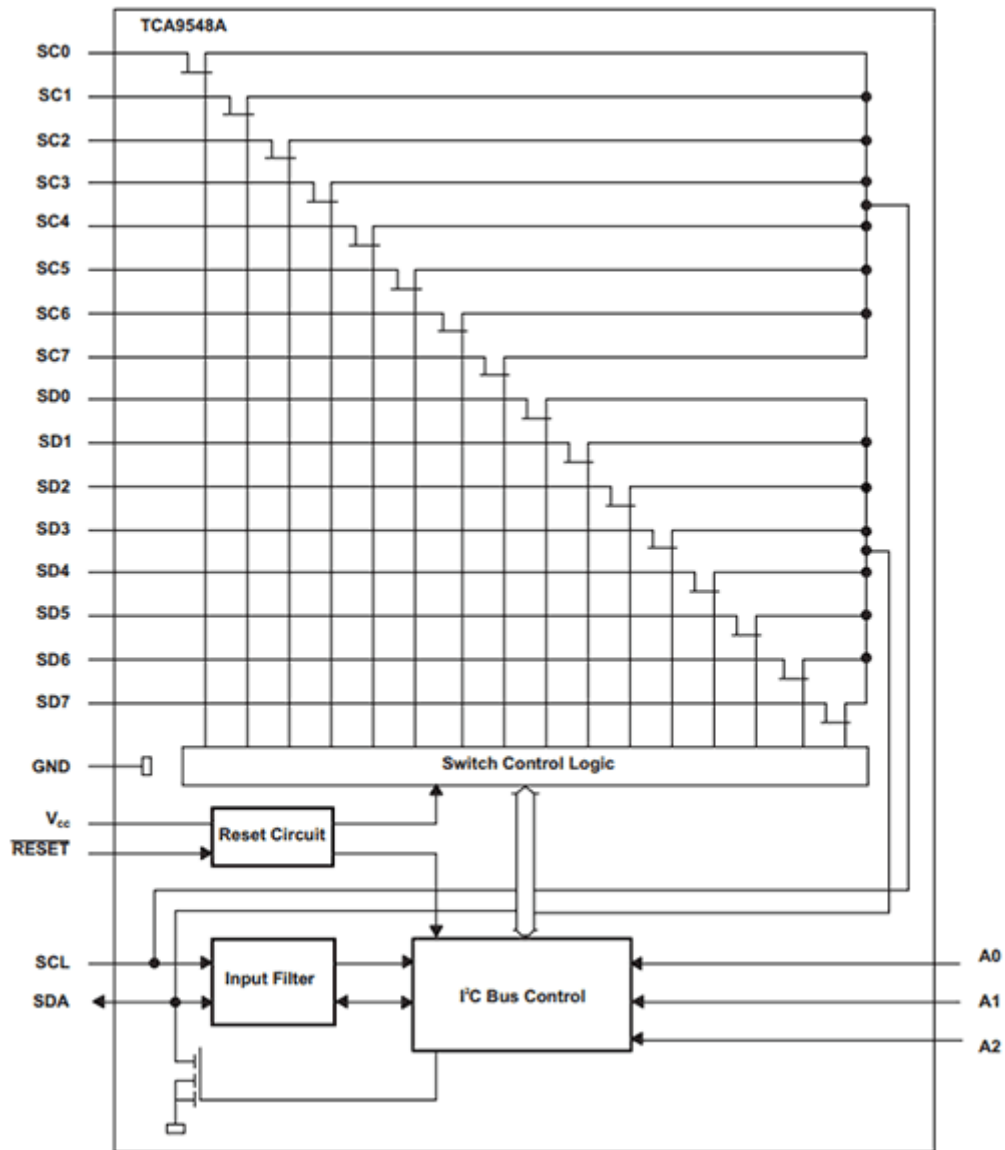


Рисунок 3.4 – Функціональна блок-схема TCA9548A

Пара вихідного потоку SCL / SDA проходить до восьми вихідних пар або каналів. Будь-які окремий канал SC_n / SD_n або комбінація каналів можуть бути обрані, які визначаються вмістом програмованого регістра управління. Ці спадні канали можуть використовуватися для вирішення конфліктів підлеглих адрес I²C.

Майстер системи може скинути TCA9548A в разі тайм-ауту або інший неналежної операції, стверджуючи низьке значення входу RESET.

Аналогічно скиданню, вимкнення живлення скасовує вибір всіх каналів та ініціалізує кінцевий автомат I²C. При затвердженні RESET відбувається той же скидання і ініціалізації, що не відключаючи цю частину. Це дозволяє виконати відновлення, якщо одна з нижчих шин I2C затримуються у низькому стані.

Прохідні ворота перемикачів сконструйовані таким чином, що контакт VCC може використовуватися для обмеження максимального високої напруги, яке передається TCA9548A. Обмеження максимального високої напруги дозволяє використовувати різні напруги шини на кожній парі, так що частини 1,8 В, 2,5 В або 3,3 В можуть взаємодіяти з 5 В без додаткового захисту. Зовнішні резистори підтягування тягнуть шину до бажаного рівня напруги для кожного каналу. Нижче будуть приведені деякі характеристики даної плати:

- вісім двонаправлених перетворюючих комутаторів;
- сумісність з шиною I²C;
- вхід скидання, що активується низьким рівнем сигналу;
- адреса, що встановлюється за допомогою трьох апаратних адресних виводів, для підключення до восьми приладів;
- низький опір включення комутаторів;
- відсутність збоїв при включенні живлення;
- підтримка гарячого підключення;
- діапазон робочої напруги харчування від 1,65 В до 5,5 В;
- входи мають допустимий рівень напруги 5 В;
- швидка шина I²C, з частотою 400 КГц.

Виводи Vin та GND є виводами живлення та спільного проводу відповідно. Через контакти SCL та SDA виконується обмін даними з одним або більше (до восьми) зовнішніми пристроями. На рисунку 3.5 показане умовне графічне позначення плати TCA9548A.

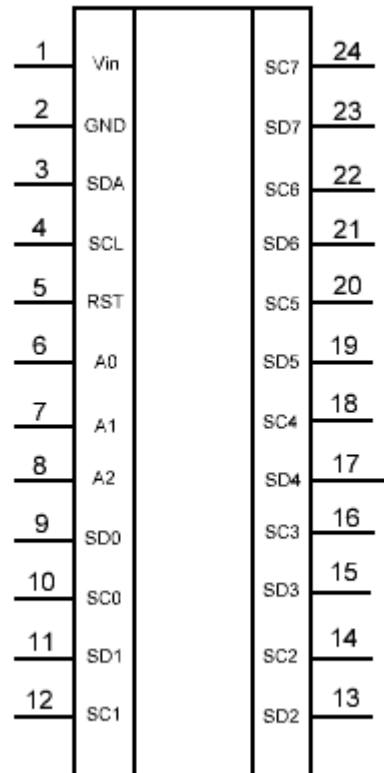


Рисунок 3.5 – Умовне графічне позначення плати TCA9548A

Цифрові виводи A0-A2 є цифровими входами, та можуть приймати значення логічного нуля або одиниці. При подачі на них комбінації бінарних чисел замикається відповідний електричний ключ. Виводи SD0-SD7 та SC0-SC7 є виводами SDA та SCL відповідно[62-64].

У вигляді датчика була обрана мікросхема MPU6050. Особливість мікросхеми полягає у тому, що вона містить як акселерометр, так і гіроскоп. Актуальним є використання модуля GY-531 (рис.3.6), який вже містить усі необхідні обв'язки, в тому числі підтягуючі резистори інтерфейсу I²C, а також стабілізатор напруги на 3,3 вольт з малим падінням напруги (при живленні вже в 3,3 вольт на виході стабілізатора буде рівно 3 В) з фільтруючими конденсаторами.

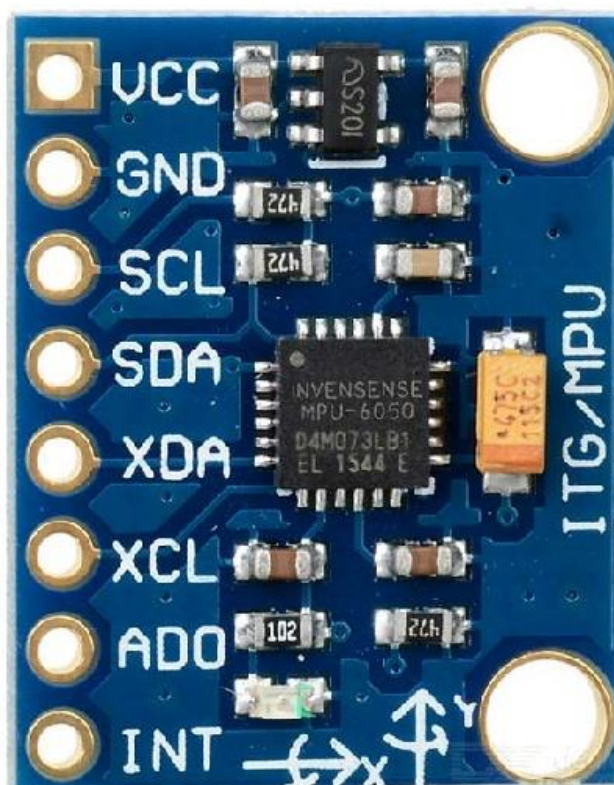


Рисунок 3.6 – Зовнішній вигляд модулю GY-531

Особливості модулю:

- необхідна напруга живлення для модуля GY-521 і всіх наявних на ньому датчиків 3,3 В;
 - технологія Motion Processing, яка дозволяє позбутися від міжкоординатної разорієнтації гіроскопа і акселерометра;
- для найбільш точного трекінгу швидких і повільних рухів можливо самостійно запрограмувати необхідні режими: $\pm 250^\circ / \text{с}$, $\pm 500^\circ / \text{с}$, $\pm 1000^\circ / \text{с}$, $\pm 2000^\circ / \text{с}$ для гіроскопа, а також $\pm 2\text{g}$, $\pm 4\text{g}$, $\pm 8\text{g}$, $\pm 16\text{g}$ для акселерометра.

Функціональна блок-схема мікросхеми MPU-6050 представлена на рисунку 3.7.

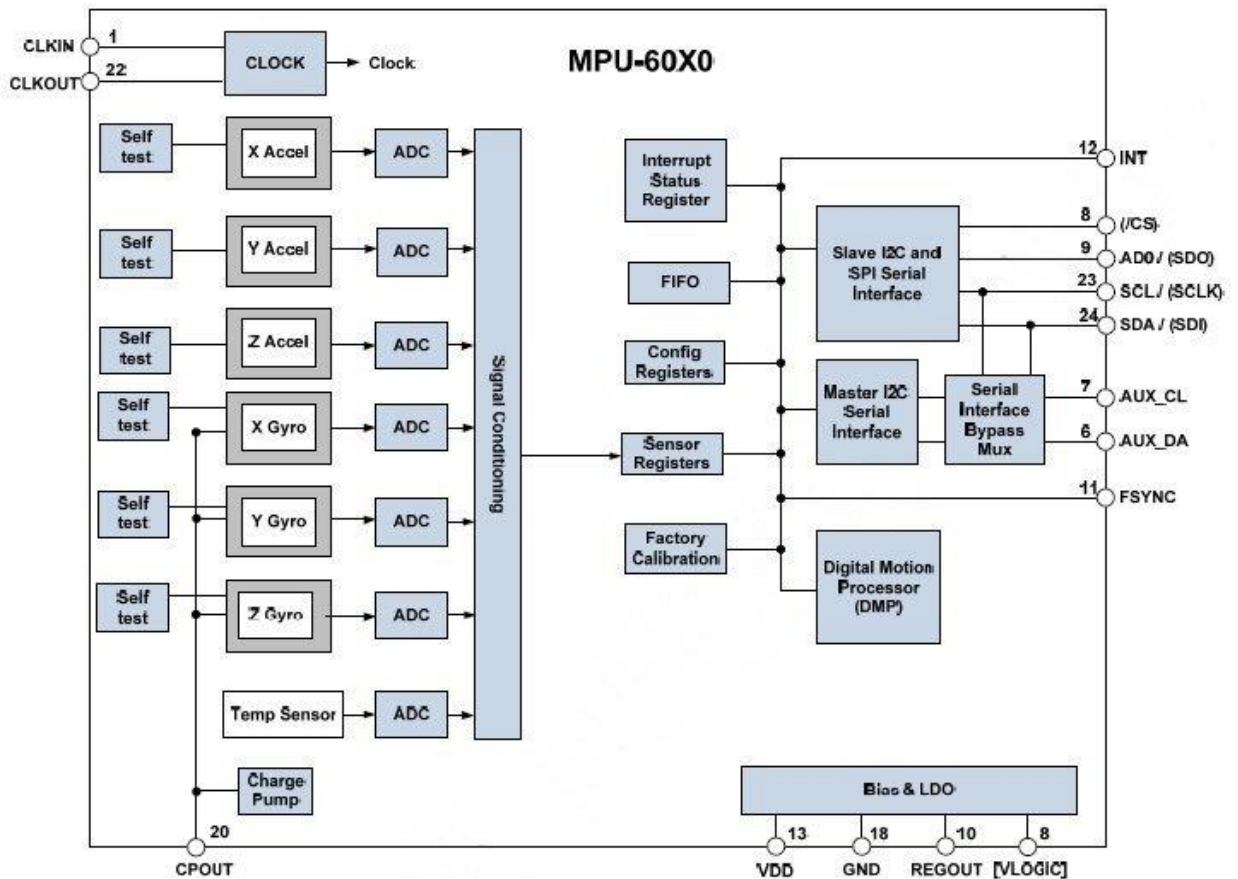


Рисунок 3.7 – Функціональна блок-схема MPU-6050

Опис контактів модулю GY-531:

- VCC – позитивний контакт живлення;
- GND – спільний провід живлення;
- SDA – лінія даних I²C;
- SCL – лінія синхроімпульсів I²C;
- INT – настраюється переривання.

Дані вимірювань датчиків можна зчитувати як з реєстрів зберігання, так і користуватися функціями FIFO. Є окремий реєстр під назвою Who am I, значення, записане в цьому реєстрі постійно і його можна тільки отримати, можна використовувати як ідентифікатор пристрою, значення в реєстрі 104 або 0x68 [65-66]. На рисунку 3.8 показане умовне графічне позначення модулю GY-531

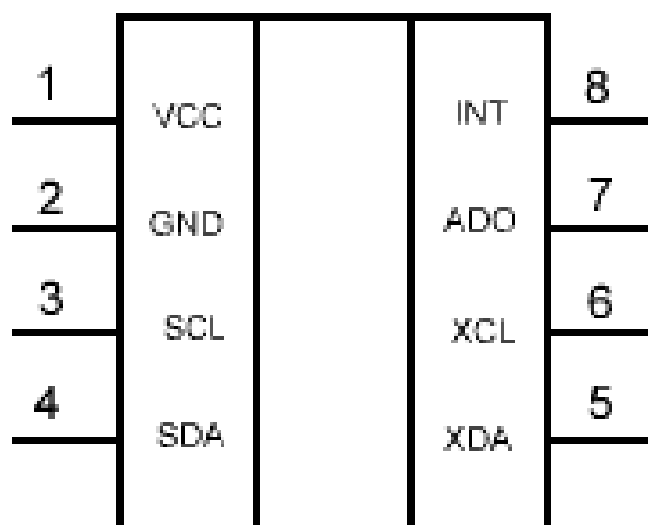


Рисунок 3.8 – Умовне графічне позначення модулю GY-531

3.2 Опис схеми електричної принципової

У цьому підрозділі буде детально описана схема електрична принципова (Додаток Б).

Пристрій, що розроблюється живиться від роз'єму USB, який підключений до персонального комп'ютера. Контакт XP1.1 під'єднаний до DD1.4, а XP1.4 під'єднаний до DD1.5, дані контакти забезпечують живлення всього пристрою.

Обмін інформацією між персональним комп'ютером та пристроєм проводиться за допомогою протоколу UART через USB. Для цього використовуються виводи RX та TX USB. Для забезпечення обміну інформацією за даним протоколом з'єднані контакти XP1.2 з DD1.13 та XP1.3 з DD1.14. Виводи DD1.13 та DD1.14 функціонують, як RX та TX.

Прийом даних с датчиків виконується через аналогові входи A4 та A5. Ці виводи являються виводами SDA та SCL. Як було описано вище через відносно велику кількість датчиків, вони будуть підключені до Arduino Uno

через демультимплексор TCA9548A. Для цього виводи DD1.11 та DD1.12 потрібно з'єднати з виводами DD2.3 та DD2.4 відповідно.

За допомогою виводів 4, 7 та 8 Arduino Uno, проводиться вибір датчика з якого буде прийматися інформація. У плати TCA9548A за вибір каналу, який потрібно відкрити, відповідають контакти A0-A3. Таким чином виводи DD1.17, DD1.20 та DD1.21 з'єднуються з виводами DD2.7, DD2.6 та DD2.8 відповідно.

Плата TCA9548A отримує живлення через виводи DD2.1 та DD2.2. DD2.1 підключається до XP1.1, а DD2.2 до XP1.4.

Виводи DD2.9–DD2.20 є виводами SDA та SCL, які підключені до датчиків.

Елементи DD3-DD8 є модулями GY-531(датчиками). Усі виводи 1 датчиків з'єднані з XP1.1, а виводи 2 з XP1.4. Виводи 3 є виводами SCL, а виводи 4 – SDA. Підключення датчиків:

- вивід DD3.3 під'єднаний до DD2.20, а вивід DD3.3 до DD2.19;
- вивід DD4.3 під'єднаний до DD2.16, а вивід DD4.3 до DD2.15;
- вивід DD5.3 під'єднаний до DD2.12, а вивід DD5.3 до DD2.11;
- вивід DD6.3 під'єднаний до DD2.18, а вивід DD6.3 до DD2.17;
- вивід DD7.3 під'єднаний до DD2.14, а вивід DD7.3 до DD2.13;
- вивід DD7.3 під'єднаний до DD2.10, а вивід DD7.3 до DD2.9.

Таким чином, Arduino Uno живиться від 5 В USB, а демультимплексор та датчики від 3,3 В Arduino Uno. Сигнал від датчиків йде до демультимплексора за протоколом I²C.

Arduino Uno виходячи з програмного коду, який вшивається у її пам'ять, по черзі відкриваю електричні ключі демультимплексора, за допомогою подачі комбінації бінарних чисел на адресні входи демультимплексора.

Таким чином Arduino Uno отримую дані с датчиків та проводить їх аналіз за алгоритмом наведеному у розділі 4. Після чого сигнал поступає на персональний комп'ютер для наступної обробки.

3.3 Висновки

Опираючись на проведений аналіз елементної бази предметної області були синтезовані блоки схеми електричної принципової. Було виявлено, що у розробці даного пристрою доцільно використати вже готові функціональні модулі. Модулі представляють собою невеликі за розміром печатні плати, які базуються на конкретних мікросхемах, та маюють усю необхідну обв'язку згідно їх технічної документації. Було описано підключення елементів до живлення, та між собою. Також був проведений опис проходження сигналу за схемою.

4 РОЗРОБКА АЛГОРИТМУ СИСТЕМИ ХІРУРГІЧНОЇ ВІРТУАЛЬНОЇ РЕАЛЬНОСТІ

4.1 Аналіз та обґрунтування алгоритму

Даний алгоритм представляє собою алгоритм опитування датчиків та передачі даних до персонального комп'ютера. Алгоритм програми представлений на рисунку 4.1.

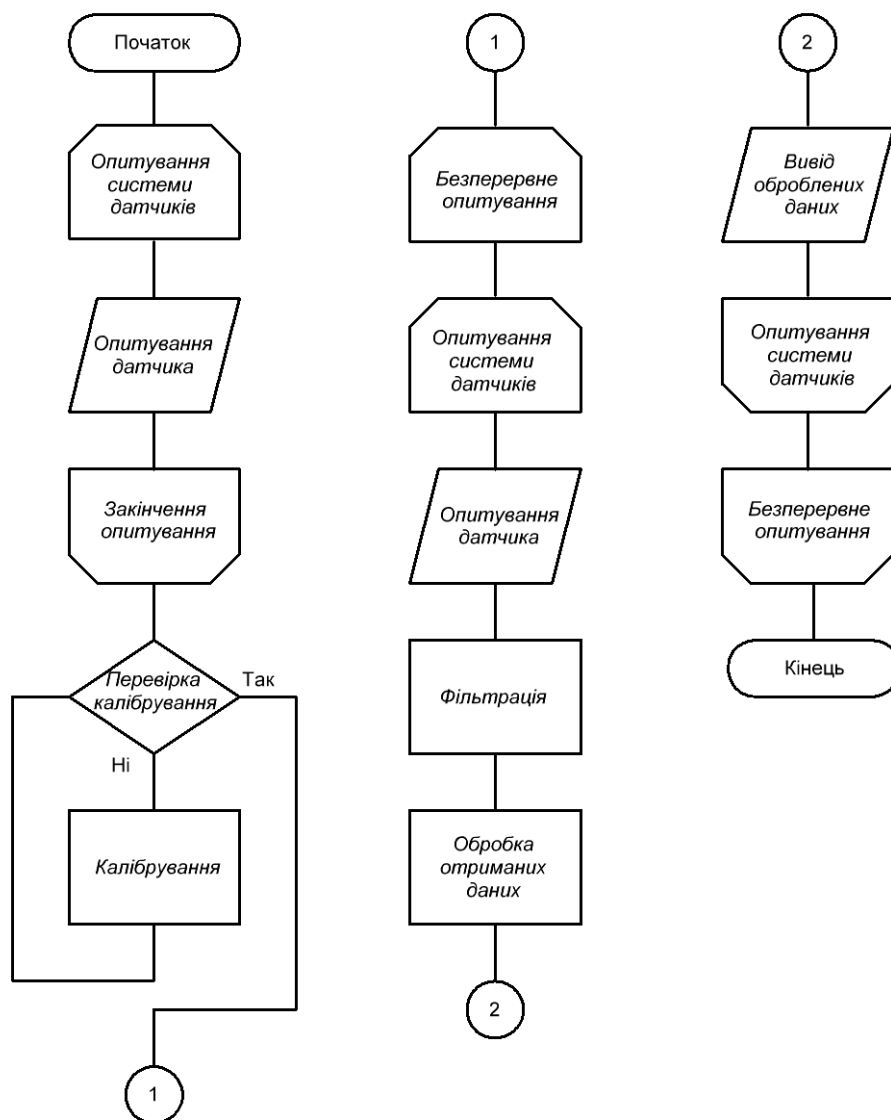


Рисунок 4.1 – Алгоритм управління

Через особливість датчиків, що використовуються, перед початком їх опитування, потрібно провести калібрування датчиків. Датчики, що використовуються не мають коректуючи коефіцієнтів, які як правило вшиваються у мікросхему, на відміну від аналогічних датчиків. Калібрування дозволяє зменшити похибку, яка отримується через наявність деякого зміщення відносно нуля. Потрібно врахувати це зміщення для кожної осі гіроскопа і кожної осі акселерометра і внести коректування при обробці даних, отриманих с датчиків. Насправді присутні і інші похибки. Наприклад, трьохосьовий датчики повинні розташовуватися взаємно перпендикулярно. Але при виробництві важко досягти абсолютної точності, тому цей кут також має певні допуски і впливає на похибку. Крім того показання датчиків з трьох осей можуть мати різну пропорційність. Але ці похибки невеликі та їх калібрування являється дуже складним.

Гіроскоп вимірює кутові швидкості по трьох осях з різними межами вимірювань: 250, 500, 1000, 2000 °/с. Межі вимірювання будуть встановлені емпірично. Електронні гіроскопи можуть лише вимірювати швидкість обертання навколо осей і нічого не можуть повідомити про поточне місце перебування системі. Визначення положення електронного гіроскопа виконується у такий спосіб. При включенні прийняти початкове положення за нульову позицію. Потім опитувати гіроскоп з заданим інтервалом, знаючи інтервал і швидкість обертання, обчислювати зсув і додавати до сучасному стану. При цьому припускається, що між двома опитуваннями датчика система поверталася з постійною швидкістю. Але такий підхід веде до неминучого накопиченню помилки.

Для визначення положення системи використовується трьохосьовий акселерометр. Акселерометр також можна настроїти на межі вимірювань $\pm 2g$, $\pm 4g$, $\pm 8g$ и $\pm 16g$. Ці межі встановлюються в залежності від динамічності системи, у якій використовуються датчики. Також потрібно пам'ятати, що на будь-яке тіло діє сила тяжіння. У стані спокою $g = 1$. У стані вільного падіння, коли тіло рухається до землі з прискоренням $9,81 \text{ м/с}^2 - g = 0$. При

різних прискорень g буде різним. Правильно вибраний діапазон вимірювань спростить в майбутньому фільтрацію показань датчика. Межі вимірювання будуть встановлені емпірично. Коли датчик повертається в просторі, показання акселерометра на кожній з трьох осей буде змінюватися в залежності від положення. Так, за допомогою трьохосьового акселерометра під впливом сили тяжіння можна визначити положення системи. Як правило для фільтрації даних акселерометрів використовують різні модифікації фільтра Калмана.

Але використання фільтрів тільки частково покращує ситуацію, вирішенням проблеми наявності великої похибки є використання даних і гіроскопа, і акселерометра кожного датчика. Їх спільне використання із застосуванням фільтрації з урахуванням показань двох датчиків дає прийнятний результат. За початкове положення приймається положення, обчислене на підставі даних акселерометра. Потім обчислюються положення на основі даних гіроскопа і положення на основі даних акселерометра. Потім обчислені свідчення зводяться до загального результату. При цьому акселерометр коригує похибку гіроскопа, а гіроскоп згладжує скачки акселерометра при вібраціях і прискореннях.

4.2 Опис протоколів передачі даних

Для отримання інформації з датчиків використовується протокол I²C.

Інтерфейс I²C є широко поширеним і популярним стандартом передачі даних між пристроями. Даний інтерфейс підтримують безліч різних датчиків і мікросхем. Для передачі даних за допомогою лише двох ліній, які представляють собою шину даних, причому на одну шину можна підключати кілька різних пристроїв.

Як SCL, так і SDA є двонаправленими лініями. Інформація через I²C інтерфейс може передаватися при швидкості не більше 400 Кбіт/с в швидкому режимі, в той час як в стандартному швидкість не перевищує 100

Кбіт/с. Загальна ж кількість пристроїв, які можуть бути одночасно підключені до шини, залежить тільки від одного параметра. Це ємність лінії, яка становить не більше 400 пф.

Щоб почати передачу, ведучий пристрій повинен послати на шину I²C сигнал "START" – спочатку низький рівень встановлюється на лінії SDA, а потім на лінії SCL. Далі слід передача адреси і даних. Після закінчення передачі на шину надсилається сигнал "STOP" – спочатку високий рівень встановлюється на шині SCL, а потім на шині SDA.

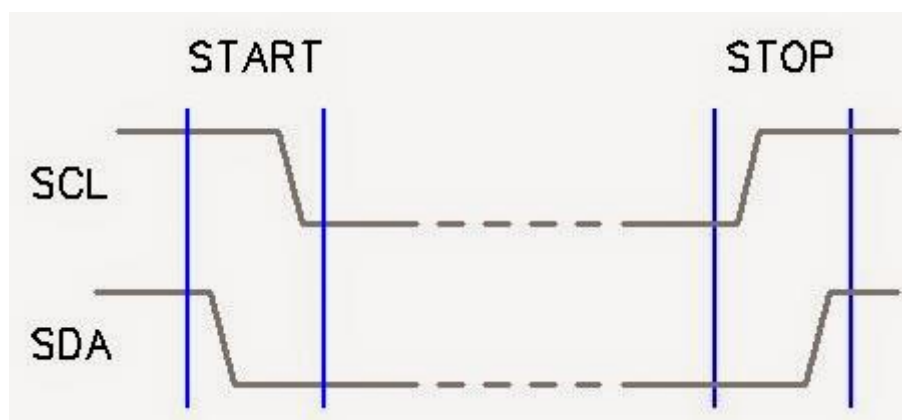


Рисунок 4.2 – Передача даних через I²C

Адреса і дані передаються пакетами по 8 біт. У пакеті адреса 1 біт використовується для інформування веденого пристрою, чи будемо ми з нього зчитувати (1) дані або ж записувати (0).

До кожного пакету додається ще один біт – підтвердження (ACK) або не доказ (NACK). При передачі адреси, а також записи даних, цей біт передає ведене пристрій. При читанні – провідне (мікроконтролер).

Після передачі адреси веденого, передається адреса регістра, над яким будуть проводитися операції читання / запису. Кожен пристрій має свій набір внутрішніх регістрів, призначення яких вказано в технічній документації.

Запис одного байта складається з наступної послідовності: умова "Старт" – адреса веденого (біт R/W скинутий) – адреса внутрішнього регістра

веденого – дані (1 байт) – умова "Стоп". Запис декількох байтів практично нічим не відрізняється, після відправки першого байта даних, передаються інші байти, сеанс закінчується умовою "Стоп". При цьому дані записуються в регістри послідовно, починаючи з заданої адреси, зазвичай ведений виконує автоматичний інкремент адреси внутрішніх регістрів.

Для читання одного байта даних, необхідно спочатку передати адресу веденого і адреса необхідного регістра, при цьому біт напрямку повинен бути скинутий на запис, після чого повторно передається умова "Старт", потім знову адреса веденого, в цей раз зі встановленим бітом напрямки на читання. Далі виконується прийом байта даних від веденого, для закінчення сеансу передачі ведучий не видає підтвердження, тобто на лінії SDA залишається високий рівень на час біта підтвердження, далі йде умова "Стоп". Читання кількох байтів виглядає аналогічно, провідний видає підтвердження після кожного прийнятого байта, за винятком останнього байта. Як і в випадку записи, ведений виконує автоматичний інкремент адреси, починаючи з заданої.

Під час сеансу передачі даних ведений може примусово утримувати на лінії SCL низький рівень, наприклад, якщо йому потрібен час на обробку даних. Ведучий "відпускаючи" лінію SCL повинен перевірити перехід від низького логічного рівня до високого, якщо цього не відбулося, то необхідно очікувати переходу. Таким чином, ведучий не має абсолютного права на управління лінією SCL.

Ведений порівнює передана адреса зі своїм і при збігу відгукується, встановлюючи низький рівень на лінії SDA (біт підтвердження). Ведучий, отримавши підтвердження, починає передавати байти з даними, або приймає їх, в залежності від напрямку передачі.

Однією з цікавих особливостей передачі даних по протоколу I²C є здатність ведених пристроїв знижувати швидкість передачі даних. Якщо швидкість висока, то ведене пристрій утримує лінію тактування (SCL) в низькому стані, і відпускає її коли готове прийняти наступний біт.

Інтерфейс I²C, а також всі сумісні мікросхеми дозволяють істотно прискорити процедуру розробки, від функціональної схеми до її кінцевого прототипу. При цьому варто відзначити, що за рахунок можливості підключення таких мікросхем безпосередньо до шини без використання всіляких додаткових ланцюгів забезпечується простір для подальшої модернізації і модифікації системи прототипу за допомогою відключення і підключення від шини різних пристроїв. Є маса переваг, які виділяють інтерфейс I²C:

- блоки на функціональній схемі цілком відповідають мікросхемам, і при цьому забезпечується досить швидкий перехід від функціональних до принципів;
- немає ніякої необхідності займатися розробкою інтерфейсів, тому що шина вже спочатку інтегрована в спеціальні мікросхеми;
- інтегровані протоколи передачі інформації і адресація пристроїв надають системі можливість бути повністю програмно визначається;
- однакові типи мікросхем при необхідності можна використовувати в абсолютно різних додатках;
- при бажанні можна додавати або прибирати з системи мікросхеми, і при цьому не чинити особливого впливу на інше обладнання, підключене до однієї шини;
- загальний час розробки програмного забезпечення можна значно знизити за рахунок того, що тут допускається застосування бібліотеки повторно застосовуваних програмних модулів.

Як було описано у розділі 3, пристрій, що розроблюється, передає дані до персонального комп'ютера за допомогою інтерфейсу UART.

Всі плати Arduino мають USB-роз'єм і спеціальну мікросхему, яка перетворює інтерфейс UART в USB.

UART (Universal Asynchronous Receiver / Transmitter) – універсальний асинхронний приймач, інтерфейс для зв'язку цифрових пристроїв, призначений для передачі даних в послідовній формі.

Основні робочі лінії RXD і TXD, або просто RX і TX. Передає лінія – TXD (Transmitted Data), а порт RXD (Received Data) – приймаюча. Ці лінії COM-порту задіяні при передачі без апаратного управління потоком даних. При апаратному потоці задіяні ще додаткові інтерфейсні лінії (DTS, RTS і ін.). Вихід передавача TX з'єднаний з входом приймача RX і навпаки. Електричний принцип роботи RS-232 відрізняється від стандартної 5-вольтової TTL логіки. У цьому протоколі логічний нуль лежить від +3 до +12 вольт, а одиниця від –3 до –12, відповідно. Проміжок від -3 до +3 вольт вважається зоною невизначеності. Врахуй, що всі напруги вказані щодо корпусу комп'ютера, або землі.

Контролери Arduino використовують логічні рівні такі ж, яким є живлення, тобто для Arduino UNO рівні дорівнюватимуть – нуль = 0В, 1 = 5В.

Контакти підключені до перетворювача інтерфейсів через резистори з опором 1 КОм. Мікросхема перетворювача інтерфейсів не робить з себе ще один COM-інтерфейс для комп'ютера, вона лише емулює його. Незважаючи на це, всі програми, які працюють з COM-портом за допомогою Windows API (Win32 API), які не відрізняють порт від фізичного порту комп'ютера.

У відсутності передачі на виході UART присутній рівень лог. 1. Дані передаються у вигляді посилок (фреймів), кожна з яких складається з стартового біта, бітів даних і одного або декількох стоп-бітів. Тривалість усіх бітів однакова, пов'язана зі швидкістю передачі співвідношенням $T = 1 / S$. Існує ряд стандартних швидкостей передачі: 110, 300, 600, 1200, 2400, 4800, 9600, 19200, 38400, 57600, 115200, 230400, 460800, 921600 бод. Якщо всередині одного пристрою зв'язок можна здійснювати на довільній швидкості, то для зв'язку з зовнішніми пристроями слід дотримуватися стандартних величин.

Посилка починається зі стартового біта, він завжди має значення лог. 0. Після стартового біта передаються біти даних. Кількість бітів даних може становити 5-9 в залежності від налаштувань UART. Зазвичай передається

8 біт даних або 9 біт (8 біт власне даних і один біт парності). Завершується посилка стоп-бітами, їх значення – завжди лог. 1, кількість зазвичай становить 1, 1.5 або 2. Під кількістю стоп-бітів розуміється тривалість відповідного їм одиничного імпульсу по відношенню до тривалості бітів даних і старт-біта. Цим пояснюється можливість висловлювати кількість бітів дробовим числом. Відразу ж після стоп-бітів може починатися передача наступній послідовності або може бути пауза довільної тривалості, під час якої на виході також формується рівень балка. 1.

Так як під час передачі стоп-біта і поки ліна вільна, на виході присутній середнє арифметичне значення, а старт-біт має значення лог. 0, старт-біт дозволяє виявити момент початку передачі даних, розділити дві послідовні послідовності і здійснити синхронізацію передавача і приймача.

Якщо передавач і приймач працюють на одній швидкості, налаштовані на роботу з однаковою кількістю бітів даних, стоп-бітів, однаково сконфігуровані щодо біта парності, то для обміну даними не потрібно передавати окремо тактовий сигнал – він може бути відновлений приймачем самостійно.

Виявивши початок старт-біта, приймач чекає протягом половини тривалості передачі біта, після чого починає зчитувати сигнал на вході з частотою, яка дорівнює швидкості передачі даних. В ідеальному випадку момент кожного зчитування доводиться на середину прийнятого біта. В реальності генератори тактових імпульсів передавача і приймача мають неузгодженість по частоті, в результаті кожне нове зчитування все більше зміщується щодо середини чергового біта. Важливо, щоб за час передачі однієї послідовності, зсув не перевищило половини тривалості біта, а з урахуванням перехідних процесів – зміщення краще не перевищувати четвертої частини тривалості біта. Інакше замість зчитування біта відбудеться зчитування сусіднього біта (або зчитування лінії під час перехідного процесу) і послідовність буде прийнята невірно.

Переваги:

- використовується тільки два дроти;
- немає сигналу синхронізації;
- має біт парності для перевірки помилок;
- структура пакета даних може бути змінена, якщо для неї налаштовані обидві сторони;
- добре документований і широко використовуваний метод.

Недоліки:

- розмір кадру даних обмежений максимумом в 9 біт;
- не підтримує декількох підлеглих або декількох майстер-систем.

4.3 Опис алгоритму управління

Спираючись на вище описані технічні аспекти роботи датчиків, буде проведений опис алгоритму управління.

Спочатку проводиться опитування усіх датчиків для калібрування. С кожного датчика буде отримуватися дані трьох осей акселерометра та трьох осей гіроскопа.

Після отримання даних, вони будуть використанні для калібрування. Завдяки цим даним поточне положення даних буде вважатися нулем відліку за трьома осями акселерометра та трьома осями гіроскопа. Калібрування буде проводитися доти, доки за положення нуль не буде прийнята якась величина. Дана дія проводиться через те, що під час використання пристрою, може бути присутній великий тремор руки та пальців при калібруванні.

Далі починаються два вкладені цикли. Перший цикл відповідає за безперервне опитування системи датчиків у режимі реально часу. Другий цикл проводить опитування послідовне описування усіх шістьох датчиків, після чого проводиться окрема фільтрація даних с акселерометра та гіроскопа. Дані, які були от фільтровані треба сформувати у потік даних,

який відсилається до персонального комп'ютера. Після цього дані готові до відправки та відсилаються, їх приймає персональний комп'ютер та обробляє.

4.4 Опис алгоритму програми

Програмний код, який представлений у Додаток Д, являються прошивкою плати мікроконтролерів Arduino Uno.

З початку програми оголошується бібліотека для роботи за I2C протоколом обміну даних. Потім оголошуються змінні у яких будуть зберігатися різні значення та змінні для ідентифікації датчиків.

Далі оголошується функція, яка являється лічильником для зміни адреси використовуваного датчика. Тобто подає демультіплексору адресу каналів, які треба відкрити для зчитування інформації з датчика. Ця функція запускається у початку роботи програми та працює у весь час. Завдяки цій функції при кожному запиті датчика, адреса на вході демультіплексора зміщується, там при наступному запиті буде здійснюватися запит наступного датчика.

Також у коді присутня функція, яка опитує усі датчики та ідентифікує його. Виводиться така інформація як: назва датчика, версія драйверу, унікальний номер, максимальне значення, мінімально значення, роздільна здатність та одиниці вимірювання.

Функція настройки датчика. Ця функція спочатку подає запит та установку усьому датчику. Після чого роздільно подає запит та установку на гіроскоп та акселерометр. Установка гіроскопа та акселерометра є перед установкою чутливості датчиків.

Функція, завдяки якій опитується датчик є дуже простою. З початку створюється запит на отримання 14 байтів через адресу порта 0x68. Ця адреса обумовлена самим датчиком. Тобто усі датчики мають одну й ту саму адресу. Але оскільки датчики під'єднані через демультіплексор, це не є проблемою. Після цього цикл чекаю отримання 14 байтів, після чого йде

приведення типів даних. Це потрібно тому, що дані передаються через два канали, тобто 7 байтів по кожному каналу. Приведення типів перетворює два одно байтних числа в одне двох байтове.

Функція обробки отриманих даних. Запускаю функцію опитування датчика після чого розрахунки. Розрахунки полягають у усуванні дрейфу зміщення, які обумовлюються тремором руки. Усування дрейфу зміщення проводиться роздільно для кожного типу датчика. Після чого проводиться корегування показників гіроскопа, показниками акселерометра. У свою чергу проводить зворотне корегування, показання акселерометра корегуються показаннями гіроскопа. Після цього формується значення двох чотирьох байтних змінних. Разом ці змінні описують вектор зміни положення датчика у просторі.

Основний цикл програми запускає функцію обробки отриманих даних, та виводить значення показників датчиків: 3 значення гіроскопа та 3 значення акселерометра. Послідовно це робить для кожного датчика.

Основна програма являє собою блоком що компілює все що описане вище. Запускає протокол обміну даним через I2C. Викликаю програму функцію виводу ідентифікації датчиків. Викликаю функцію настройки датчиків. Також тут проводиться корегування датчиків. Для цього з датчиків 1000 разів приймаються дані, та усереднюються.

4.5 Опис схема програмного коду

Схема програмного коду представлений на Додаток Г. Послідовність проходження програми проходить саме так як вказано у цьому додатку.

Робота програми починається з ідентифікації підключених датчиків після чого виводиться інформацію о датчиках. Після чого проводиться настройка мікросхеми на відправлення даних, та установка чутливості акселерометра на гіроскопу.

Потім проводиться цикл корекції датчиків. Цей цикл повторюється 1000 разів. У циклі є вложений цикл котрий зміщує адресу поступаючи на вхід демультіплексора. Тим самим реалізується опитування почергово опитування усіх датчиків. Після опитування проводиться приведення типів даних. Далі дані корегуються.

Після того як закінчилась корекція починається цикл постійного опитування датчиків. Далі проводяться розрахунки зміщення гіроскопа та акселерометра. Після проводиться взаємо корегування. Показання гіроскопа корегуються показаннями акселерометра. А показання акселерометра корегуються показаннями гіроскопа.

Далі йде оператор умови. Параметр `set_gyro_angle` є флагом мікросхеми датчика. Який показую наявність дрейфу зміщення. Якщо так, проводиться корекція дрейфу зміщення кута, після чого виводяться показання датчиків. Після чого цикл починається знову та опитує наступний датчик.

4.6 Висновки

У даному розділі були розглянуті особливості даних які, передаються датчиками. Були розглянуті похибки, які виникають при вимірюванні. Було виявлено, важливість використання обох типів використання вимірювального модуля. Таким чином були виявленні способи мінімізації похибки. Також був проведений детальний опис алгоритму управління, алгоритму програмного коду та написаний програмний код.

ВИСНОВКИ

Було проаналізовано сучасний стан хірургії. Було розглянуто питання навчання та практики хірургів. Було виявлено, що хірургія постійно оновлюється науковими інноваціями. Однак впровадження технологій сповільнюється юридичними та етичними факторами. Під час, було виявлено що використання технології віртуальної реальності для здобуття практичних навичок є актуальним.

Розглянуті різні принципи та підходи використання та розробки систем віртуальної реальності для використання у медицині. Були розглянуті технічні та програмні аспекти побудови системи віртуальної реальності.

Поверхнево було розглянуто анатомію кисті. Проаналізовано функціональні можливості, та механіку рухів пальців руки, що є предметом дослідження.

Було проаналізовано сукупність методів і підходів відстеження положення об'єкта. Таким чином виявлені переваги та недоліки різноманітних типів датчиків, та систем датчиків.

Також було розглянуто патенти принципів побудови аналогічних пристроїв. Розглянуті патенти були принципово різні за принципи побудови. Після їх аналізу з урахуванням їх переваги та недоліки була розроблена електрична структурна схема системи хірургічної віртуальної реальності та описанні їх функції та особливості.

Опираючись на проведений аналіз елементної бази предметної області були синтезовані блоки схеми електричної принципової. Було виявлено, що у розробці даного пристрою доцільно використати вже готові функціональні модулі. Модулі представляють собою невеликі за розміром печатні плати, які базуються на конкретних мікросхемах, та мають усю необхідну обв'язку згідно їх технічної документації. Було описано підключення елементів до

живлення, та між собою. Також був проведений опис проходження сигналу за схемою.

Були розглянуті особливості даних які, передаються датчиками. Були розглянуті похибки, які виникають при вимірюванні. Було виявлено, важливість використання обох типів використання вимірювального модуля. Таким чином були виявленні способи мінімізації похибки. Також був проведений детальний опис алгоритму управління, алгоритму програмного коду та написаний програмний код.

ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ

1. Lu J. Virtual learning environment for medical education based on VRML and VTK / J. Lu, Z. Pan, H. Lin et al. // *Computers & Graphics*. – 2005. – Vol. 29, № 2. – P. 283–288
2. Tooke J. Aspiring to excellence: findings and recommendations of the Independent inquiry into modernising medical careers // *MMC Inquiry* – 2007.
3. Calatayud D, Arora S, Aggarwal R, et al. Warm-up in a virtual reality Environment improves performance in the operating room // *Ann Surg* – Vol. 251. –No. 6. – 2010. – P. 1181.
4. Robison A.R., Liu C.Y., Apuzzo L.J.M. Man, Mind, and Machine: The Past and Future of Virtual Reality Simulation in Neurologic Surgery // *World Neurosurgery* – Vol. 76. – No. 5. – 2011. – P. 419-430.
5. Alaker M., Wynn G.R., Arulampalam T. Virtual reality training in laparoscopic surgery: A systematic review & meta-analysis // *International Journal of Surgery* – Vol. 29. – 2016. – P. 85-94.
6. Systems and methods for mixed reality medical training: US Patent US10438415B2 – 2018./ Hendricks J.G., Van Cleave J.T..
7. Virtual reality psychophysiological conditioning medium: US Patent US6057846A – 1997./ Sever Jr.R..
8. Тымкович М.Ю. Разработка навигационной системы для ринохирургии / М.Ю. Тымкович, О.Г. Аврунин, Х. Фарук // *Энергосбережение, энергетика, энергоаудит*. – 2013. – №8 (114). – С. 116 – 123.
9. Тымкович М.Ю. Способ реконструкции интактной поверхности хирургических доступов / М.Ю. Тымкович, О.Г. Аврунин, Х.И. Фарук // *Восточно-европейский журнал передовых технологий*. – 2014. – № 4/9 (70). – С. 37 – 41.
10. Avrunin O.G., Nosova Y.V., Paliy V.G., Shushlyapina N.O., Kalimoldayev M., Komada P., Sagymbekova A., Study of the air flow mode in the nasal cavity

during a forced breath. Proceedings Volume 10445, Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High Energy Physics Experiments 2017; 104453H.

11. Avrunin O.G., Nosova Y.V., Shuhlyapina N.O., Zlepko S.M., Tymchyk S.V., Hotra O., Imanbek B., Kalizhanova A., Mussabekova A., Principles of computer planning in the functional nasal surgery. *Przegląd Elektrotechniczny* 93(3)/2017, 140-143.

12. Аврунин О.Г. Методы и средства функциональной диагностики внешнего дыхания: монография / О.Г. Аврунин, Р.С. Томашевский, Х.И. Фарук. – Харьков, ХНАДУ. – 2015. – 208 с. 3. Аврунин О. Г.

13. Інформаційні технології підтримки прийняття рішень при визначенні порушень носового дихання: монографія / О.Г. Аврунін, Є.В. Бодянський., В.В. Семенець, В.О. Філатов, Н.О. Шушляпіна. – Харьков: ХНУРЕ, 2018. – 125 с

14. E-Learning of Functioning Principles Medical Intrascope Systems / O. Avrunin, L. Aver'yanova, V. Golovenko, O. Sklyar // *Modern (e-) Learning 2th International Conference (Varna, July 2007 y.)*. – Sofia, 2007. – P. 134–137.

15. Методика создания виртуальных средств имитации работы рентгеновского компьютерного томографа / О. Г. Аврунин [и др.] // *Техническая электродинамика*. – Киев, 2007. – Т. 5, тем. вып. – С. 105–110.

16. Аврунин, О. Г. Применение виртуальных тренажеров в лабораторном практикуме при дистанционном обучении / О. Г. Аврунин, Я. В. Носова // *Проблеми теорії та практики дистанційної освіти в Україні : матеріали міжвуз. конф.* – Харків : Харк.нац.ун-т буд-ва та архітектури, 2012. – С. 6–10.

17. Носова, Я. В. Использование информационных моделей при разработке виртуальных обучающих систем / Я. В. Носова // *Медицинские приборы и технологии : междунар. сб. науч. тр. / ТулГУ*. – Тула, 2013. – С. 23–25.

18. Носова, Я. В. Использование информационных моделей при разработке виртуальных интраскопических систем: Медицинские приборы и технологии: Международный сборник научных трудов / Я. В. Носова; под

- общ. ред. А.З. Гусейнова, В. В. Савельева. – Тула, 2013. – Вып. 5. – С. 162–164.
19. Семенец В.В. Дистанционные методы обучения, состояние, проблемы, перспективы // Научно-інформаційний журнал «Новий Колегіум», Харків, №3, 2000.- С.24-32.
20. Современные методы обучения в оториноларингологии / Аврунин О. Г., Филатов В. Ф, Журавлёв А. С, Зеленков М. В, Кашеварова З. И, Негипа Л. С. // Журнал вушних, носових і горлових хвороб. – 2001. – № 2.– С. 44-46
21. Порханов В.А. Обучение операциям хирургической реанимации при повреждениях, представляющих непосредственную угрозу для жизни, на трупах в условиях регионального многопрофильного стационара / В.А.Порханов, А.А.Афаунов, А.Н.Блаженко и др. // Международный журнал прикладных и фундаментальных исследований. – 2017. – № 4-1. – С. 218-220.
22. Григорьев Н.Н. Актуальные вопросы технологии обучения хирургии / Н.Н.Григорьев, Е.А.Бобровская, С.Н.Григорьев // Современные проблемы науки и образования. – 2016. – № 4.
23. Kim M. A development of assistant surgical robot system based on surgical-operation-by-wire and hands-on-throttle-and-stick. / M.Kim, C.Lee, W.J.Park et al. – 2016. – 389 p.
24. Xu S. Determination of the latency effects on surgical performance and the acceptable latency levels in telesurgery using the dV-Trainer® simulator. / S. Xu, M.Perez, K.Yang et al. // Surg Endosc. – 2014. – 28(9) – P. 2569-2576.
25. Robot-davinci [Электронный ресурс] – Режим доступа: <http://www.robot-davinci.ru>. – Назва з титул. екрану. – 27.04.2018.
26. Liu D. Workspace analysis based port placement planning in robotic-assisted cholecystectomy. / D.Liu, J.Li, C.He C, K.Kong // Int Symp IT Med Educ (ITME) – 2011. – 9-11 – P.616-620.
27. Monika E.H. Robotics in general surgery. / E.H. Monika, S.Hubert, J.C.Myriam; In: K.C.Kim editor. // Introduction to the robotic system. – New York: Springer. – 2014. – P. 9-15.

28. Surgical-operation-by-wire type surgical operation apparatus: US Patent US20140243887 A1. – 2014./ Kim S., Kim Y., Kim H. et al.
29. Таратута Е. Е. Философия виртуальной реальности / Е.Е. Таратута. – Санкт-Петербург; СПбГУ. – 2007.
30. Rehema C.M., Sydney E., MsondeWulystan P., MtegaEdda T. L.. Reference Module in Biomedical Sciences Reference / C.M.Rehema., E.Sydney, P.MsondeWulystan, T.L.MtegaEdda. – 2017. – P. 414-417.
31. Muhanna A. Virtual reality and the CAVE: Taxonomy, interaction challenges and research directions / A.Muhanna // Journal of King Saud University - Computer and Information Sciences – Vol. 27. – No. 3. – 2015. – P. 344-361.
32. State A., Hirota G., Chen D.T. et al. Superior augmented reality registration by integrating landmark tracking and magnetic tracking. – Proceedings of SIGGRAPH 96 (New Orleans, LA, August 4-9, 1996). In: Computer Graphics Proceedings, Annual Conference Series. 1996, ACM SIGGRAPH, p. 429–438.
33. Vallino J. Augmented reality page. Department of Software Engineering. Rochester Institute of Technology. – <http://www.se.rit.edu/~jrv/research/ar/>.
34. Azuma R., Lee J. W., Jiang Bolan et al. Tracking in Unprepared Environments for Augmented Reality Systems. – Computer & Graphics, 23, 6 (December 1999), p. 787–793.
35. Stewart J.C., Yeh S.C., Jung Y. et al. Pilot trial results from a virtual reality system designed to enhance recovery of skilled arm and hand movements after stroke. – Proceedings of the Fifth International Workshop on Virtual Rehabilitation, August 29–30, 2006, New York City, NY, USA.
36. Романенко В. А. Диагностика двигательных способностей: [учебное пособие] / В. А. Романенко – Донецк : ДонНУ, 2005. – 290 с.
37. Buchholz B., Wellman H. Practical operation of a biaxial goniometer at the wrist joint //Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society. – 1997. – Т. 39. – №. 1. – С. 119– 129.
38. Клиническая анатомия кисти и хирургические доступы Пособие / В.П. Дейкало, А.Н. Толстик, К.Б. Болобошко. – Витебск: ВГМУ, 2013. – 123 с.

39. Головацький А. С., Черкасов В. Г., Сапін М. Р. Анатомія людини. У трьох томах: підручник. Том 1/ А.С. Головацький.– М.: Нова Книга, 2010. –368 ст.
40. Билич Г. Л. Атлас анатомии человека : учеб. пособие. В 3-х томах. Том 1 / Г. Л. Билич, В. Н. Николенко. – Москва : Медицинское ин-формационное агентство, 2014. – 488 с
41. Годунов В.А., Степанов Д.В., Третьяков Д.А. и др. Современные нашиваемые системы целеуказания и индикации. – Авиакосмическое приборостроение, 2003, №5.
42. Желамский М.В. Магнитное позиционирование в нашиваемых системах. – ЭЛЕКТРОНИКА: НТБ, 2007, №1, с.86.
43. Azuma R., Bailiot Y., Behringer R., Feiner S. et al. Recent Advances in Augmented Reality. – IEEE Transaction on Computer Graphics and Applications 21, 6 (Nov/Dec 2001), p. 34–47.
44. Желамский М.В. Электромагнитное позиционирование. Преимущества и области применения. – ЭЛЕКТРОНИКА: НТБ, 2007, №3, с.96.
45. Livingston M.A., State A. Magnetic tracker calibration for improved augmented reality registration. – University of North California. Presence: Teleoperators and Virtual Environments, 1997, Vol. 6, №5, p. 532–546.
46. Mouchtaris A., Reveliotis P., Kyriakakis C. Inverse Filter design for immersive audio rendering over loudspeakers. – IEEE transactions on multimedia, Vol. 2, №2, June 2000.
47. Marins J.L., Yun X., Bachman E.R. et al. An extended Kalman filter for quaternion-based orientation estimation using MARG sensors. – Proceedings of the 2001 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Maui, Hawaii, USA, Oct. 29 – Nov.03, 2001.
48. Hollerer T., Feiner S., Terrauchi T. et al. Exploring MARS: Developing indoor and outdoor user interface to a mobile augmented reality system. – Computer and Graphics, 23, Elsevier Publishers, 1999.

49. You S., Neumann U. Fusion of vision and gyro tracking for robust augmented reality registration. – IEEE Transaction on Virtual Reality 2001, Yokohama Japan, March 2001, p.71–78.
50. Hagedorn J.G., Satterfield S.G., Kelso J.T. et al. Correction of location and orientation errors in electromagnetic motion tracking. NIST. – <http://math.nist.gov/mcsd/savg/papers/Tracker.Presence.pdf>.
51. Schneider M., Stevens C. Development and testing of a new magnetic-tracking device for image guidance. – <http://www.ascension-tech.com/>.
52. Kindratenko V. Electromagnetic tracker calibration. – University of Illinois. – <http://www.ncsa.uiuc.edu/People/kindr/emtc/>.
53. Годунов В.А., Желамский М.В., Степанов Д.В. и др. Вопросы теории позиционирования подвижного объекта в магнитном поле. – Авиакосмическое приборостроение, 2003, №8.
54. Maybeck P.S. Stochastic models, estimation and control. – Academic Press Inc., New York, 1979.
55. Айфичер Э., Джервис Б. Цифровая обработка сигналов. – М.: Издательский дом "Вильямс", 2004.
56. Корн Г., Корн Т. Справочник по математике. – М.: Наука, 1973.
57. Годунов В., Желамский М., Метелкина Т. и др. К вопросу достижения предельной точности позиционирования линии визирования цели на подвижных платформах. – Мехатроника, автоматизация, управление, 2007, №3.
58. Virtual reality glove system with fabric conductors. US6128004A / US Grant. – 2010. / Ian E. McDowall, Mark T. Bolas, Russell C. Mead, Jr. Christian Greuel.
59. Hand manipulated data apparatus for computers and video games. US7042438B2 / US Grant. – 2006. / Michael William McRae, Adrian Gregory Albright, Seth Harold McIver.
60. Motion sensor which produces an asymmetrical signal in response to symmetrical movement. US5097252A / US Grant. – 1992. / Young L. Harvill, Thomas G. Zimmerman, Jean-Jacques G. Grimaud.

61. Arduino [Электронный ресурс] – Режим доступа: <https://www.arduino.cc>. – Назва з титул. екрану. – 28.04.2018.
62. DataSheet: Technical documentation [Электронный ресурс] – Режим доступа: <https://www.farnell.com/datasheets/1682209.pdf>. – Назва з титул. екрану. – 28.04.2018.
63. DataSheet: Technical documentation [Электронный ресурс] – Режим доступа: <https://datasheet.octopart.com/A000066-Arduino-datasheet38879526.pdf>. – Назва з титул. екрану. – 28.04.2018.
64. DataSheet: Technical documentation [Электронный ресурс] – Режим доступа: <https://datasheet.octopart.com/TCA9548APWR-Texas-Instruments-datasheet-17022518.pdf>. – Назва з титул. екрану. – 28.04.2018.
65. Texas Instruments [Электронный ресурс] – Режим доступа: www.ti.com. – Назва з титул. екрану. – 28.04.2018.
66. DataSheet: Technical documentation [Электронный ресурс] – Режим доступа: <https://www.invensense.com/wp-content/uploads/2015/02/MPU-6000-Datasheet1.pdf>. – Назва з титул. екрану. – 28.04.2018.