

# وزارة التعليم العالي والبحث العلمي

BADJI MOKHTAR- ANNABA UNIVERSITY

UNIVERSITE BADJI MOKHTAR ANNABA



جامعة باجي مختار - عنابة

Année : 2018

Faculté : Sciences de l'Ingéniorat

Département : Electronique

## MEMOIRE

Intitulé :

Conception d'un système haptique pour le contrôle  
d'un bras manipulateur

Présenté en vue de l'obtention du diplôme de : MASTER

Domaine : Sciences et Technologie

Filière : AUTOMATIQUE

Spécialité : Automatique et informatique industrielle

Par :

**Dhif Amin Rachid**

DEVANT Le JURY

Président : Saadi Mohamed Naçer

MCA

UBM Annaba

Directeur de mémoire : Fezari Mohamed

Pr

UBM Annaba

Examineur : Redjati Abdelghani

MCA

UBM Annaba

## Remerciements

*A l'issue de cette année nous tenons à remercier Mr Fezari Mohamed pour son encadrement, ses conseils pertinents qui nous ont permis d'aboutir à ce travail.*

*Nous remercions également Mr Saadi Mohamed Naçer qui a accepté de présider ce jury. Ainsi que Mr Redjati Abdelghani, pour avoir accepté d'examiner notre travail.*

*Nos remerciements s'adressent également à tous les professeurs qui nous ont prodigué les meilleurs enseignements au cours de ces cinq dernières années.*

*Je dédie ce modeste travail  
à toute ma famille.*

# Table des matières

Introduction :.....	1
<a href="#">Chapitre 1</a> Etat de l'art : .....	3
La technologie haptique :.....	3
Définition :.....	3
Interfaces haptiques :.....	3
Classification des interfaces haptiques : .....	3
Domaines d'applications : .....	6
L'haptique en rééducation et réadaptation :.....	6
Exemple d'application :.....	6
<a href="#">Chapitre 2</a> Conception Matériel : .....	8
Aperçu de la conception :.....	8
Synoptique de la réalisation : .....	9
Eléments de la réalisation : .....	10
Différentes applications des centrales inertielle : .....	14
Améliorations de l'interface :.....	14
Design de l'interface portable « Wearable interface » :.....	14
Synoptique de la nouvelle interface :.....	15
Matériel électronique :.....	16
Eléments de la réalisation : .....	16
<a href="#">Chapitre 3</a> Architecture logicielle :.....	22
Filtre complémentaire :.....	22
Implémentation :.....	24
Calculs de l'orientation :.....	25
Quaternions :.....	25
Organigramme de fonctionnement : .....	26
Application sur le modèle :.....	27
Implémentation :.....	27
<a href="#">Chapitre 4</a> Interface graphique : .....	29
Processing IDE : .....	29
Processing 3D : .....	29
Principales fonctions utilisées : .....	29
Implémentation :.....	30
Aperçu de l'interface graphique :.....	30

Discussions : .....	32
Conclusion : .....	33
Références Bibliographiques.....	35

## Table des figures

<i>Figure 1 :Exemples d'interface haptique en fonction de leur critères de design</i>	5
<i>Figure 2 : un patient équipé de deux IMU's (au genou et à la cheville)</i>	
<i>Figure 3 : Prototype initiale de capture du mouvement</i>	8
<i>Figure 3 : Synoptique de la conception</i>	9
<i>Figure 4 : Schéma de câblage des IMU avec la carte Arduino Mega</i>	10
<i>Figure 5 : Carte Arduino Mega</i>	10
<i>Figure 6 : MPU-9250</i>	12
<i>Figure 7 : Diagramme bloc de MPU-9250</i>	13
<i>Figure 8 : prototype de l'interface portable</i>	14
<i>Figure 9 : Synoptique de conception de l'interface portable</i>	15
<i>Figure 10 : Vue des composants de l'interface</i>	16
<i>Figure 11 : Schéma électronique de l'interface</i>	17
<i>Figure 12: schéma electronique de l'interface</i>	17
<i>Figure 13 : Carte électronique Imadox328P</i>	18
<i>Figure 14 : Schéma électronique du régulateur de tension</i>	19
<i>Figure 15 : Bluetooth HC-05</i>	20
<i>Figure 16: Lacet <math>\psi</math>, Tangage <math>\vartheta</math> et roulis <math>\varphi</math></i>	23
<i>Figure 17 : Organigramme de fonctionnement</i>	26
<i>Figure 18 : Vue sur l'interface graphique</i>	31

## Liste des tableaux

<i>Tableau 1 :Classification des differentes intrface haptique</i>	<u>4</u>
<i>Tableau 2: Caracteristiques Carte Arduino Mega</i>	<u>11</u>
<i>Tableau 3 : Caractéristiques de la centrale inertielle MPU-9250</i>	<u>13</u>
<i>Tableau 4 : Caractéristiques de la carte Imadox328P</i>	<u>19</u>

## Liste des Abréviations

**2D** *Two-Dimensional*

**3D** *Three-Dimensional*

**ADC** *Analogue-to-Digital Converter*

**COM** *Communication Port*

**DMP** *Digital Motion Processing*

**FIFO** *First In First Out*

**GUI** *Graphical User Interface*

**I2C** *Inter-Integrated Circuit*

**ICSP** *In Circuit Serial Programming*

**IDE** *Integrated Development Environment*

**IMU** *Inertial Measurement Unit*

**ISP** *In System Programming*

**LSP** *Least Significant Bit*

**PWM** *Pulse Width Modulation*

**SPP** *Serial Port Protocol*

**UART** *Universal Asynchronous Receiver Transmitter,*

**UHF** *Ultra Haute Fréquence*



## Introduction :

Chez les personnes à mobilité réduite, les séances de rééducation fonctionnelle peuvent être douloureuses et lourdes à supporter physiquement, moralement et parfois même financièrement. C'est pourquoi pour notre projet de fin d'étude, nous nous sommes intéressés aux patients atteints au niveau du bras.

Notre objectif est de mettre en œuvre un prototype pour détecter l'orientation et la position du bras d'une personne sujette à un programme de réhabilitation ou de rééducation fonctionnelle. Les données de mouvement devant être reçues par des capteurs inertiels attachés à l'épaule et à l'avant-bras de cette dernière, le signal est alors traité par un système embarqué sans fil et envoyé à une application d'interface utilisateur (GUI) sur un ordinateur portable pour visualiser les différents mouvements et instructions en temps réel sans que la personne ne soit obligée de se déplacer dans un centre de rééducation fonctionnelle. Le thérapeute peut ainsi traiter, à distance, le malade. Celui-ci gagnera un bienfait certain évitant ainsi les déplacements physiques très contraignants.

La question au cœur de notre étude, concerne l'utilisation des capteurs inertiels pour la détection et la représentation des gestes réalisés par l'utilisateur afin de les observer dans un environnement virtuel. Le premier volet de ce travail, concerne la représentation graphique (L'avatar effectuant le geste à apprendre et le patient se regardant effectuer ce geste à travers l'interface graphique). Cela nécessite d'étudier l'utilisabilité de l'environnement virtuel pour la rééducation motrice. Le second volet, est relatif à l'évaluation des gestes effectués par l'utilisateur. Les outils permettant d'évaluer ces gestes devront être très précis de façon à les comparer pour aider le patient dans son apprentissage afin de contrôler son évolution dans une procédure de rééducation motrice.

Les interfaces haptiques portables deviennent de plus en plus présentes dans la rééducation fonctionnelle. Les nouveaux progrès dans ce domaine nécessitent des systèmes peu coûteux, de conception simple et facilement adaptable à de multiples applications. C'est pourquoi nous nous sommes intéressés à la réalisation ambitieuse d'une interface portable à base de centrale inertielle (IMU) destinées à la rééducation fonctionnelle du bras.

# Chapitre 1 :

## Etat de l'art

# Etat de l'art :

## 1- La technologie haptique :

### 1.1- Définition :

Le terme haptique est dérivé du verbe grec 'Haptesthai' signifiant "toucher". A l'instar de l'écran pour le sens de la vue et des haut-parleurs pour l'ouïe, les interfaces haptiques sont des appareils qui vont fournir une information liée au sens du toucher. L'ajout d'une information sensorielle supplémentaire peut améliorer les performances de l'utilisateur durant ses activités.

### 1.2- Interfaces haptiques :

La perception haptique est la collection active d'informations sur les objets extérieurs à travers les perceptions tactiles et kinesthésiques. Elle a suscité de par le monde beaucoup de travaux de recherche. Notons que ce sens à un aspect pratique du fait qu'il nous permet de mouvoir les objets et qu'il est restituable en contraignant les mouvements de l'utilisateur.

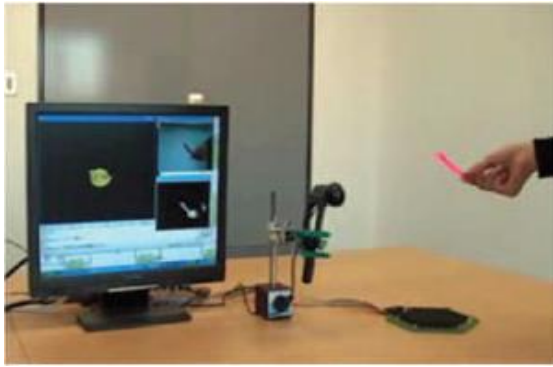
### 1.3- Classification des interfaces haptiques :

Les interfaces haptiques peuvent être classées suivant les trois modalités : proprioception, rendu tactile et rendu kinesthésique. Sur la base de ces trois modalités, une classification d'interfaces haptiques est présentée (Tableau 1), à chacune de ces applications correspond des spécificités de design particulières (Figure 1).

	Description	Exemples
<b>Interface proprioceptive</b>	La proprioception se réfère à la détection et la capture de la position, du mouvement et/ou la posture du corps humain Ces types d'interface permettent de déplacer en trois dimensions un objet virtuel.	L'interface Airborne Ultrasound Tactile Display AUTD (a) [Iwamoto et al, 2008 Univeristy of Tokyo] : permet aux utilisateurs de manipuler des objets virtuels sans contact à partir d'une technologie ultrasons. L'interface HoloDesk (b) [Hilliges et al. 2012] : combine le système de reconnaissance de mouvement par vision de Kinect [1], avec un projecteur et un système de miroir pour permettre aux utilisateurs d'interagir virtuellement avec des hologrammes tridimensionnels représentant des balles, des cubes, etc.

<p style="text-align: center;"><b>Interface a rendu tactile</b></p>	<p>Le rendu tactile a pour fonction de restituer une sensation de contact sur la peau pour assurer un rendu de texture de surface, de glissement, de vibration ou de température</p> <p>Plusieurs interfaces haptiques à perception tactile ont également été commercialisées telles que CyberTouch Glove (d) (Virtual Technologies Inc.).</p>	<p>Patrick a développé dans sa thèse un exosquelette Dextrous Hand Master (c) [Patrick, 1990] en utilisant des bobines acoustiques afin de produire un stimulus vibrotactile sur le bout des doigts à la fréquence de 250Hz</p> <p>Minsky a mis au point le système Sandpaper [Minsky, 1995. Massachusetts Institute of Technology] permettant de ressentir la texture d'une surface plane grâce à un joystick à retour d'effort.</p>
<p style="text-align: center;"><b>Interface a rendu kinesthésique</b></p>	<p>Le rendu kinesthésique implique quant à lui à la fois une mesure proprioceptive liée au geste de l'opérateur et un retour de sensation d'effort. Plusieurs distinctions peuvent être repérées entre ces dispositifs :</p> <p>Amplification d'efforts : Les actionneurs amplifient les capacités motrices de l'utilisateur, en termes de puissance et d'endurance. Il peut alors soulever des charges importantes pendant de longues périodes ou sur de longues distances.</p> <p>Retour de force /Haptique : l'interface haptique est utilisée pour transmettre une information de force à l'utilisateur, soit dans un système de télé-opération, soit avec une réalité virtuelle. L'objectif est d'améliorer la qualité et les performances des manipulations ainsi que l'immersion et l'interactivité par rapport à un simple retour visuel.</p> <p>Réhabilitation : L'interface est utilisée par un patient pour réaliser des exercices médicaux. Le système permet de générer des tâches soit en guidant le mouvement de l'utilisateur, soit en appliquant une résistance variable.</p>	<p>Amplification d'efforts : Power-Assist Suit (d) [Ishii, M., Yamamoto, K. and Hyodo, K,2002] Kanagawa Institute of Technology, Robotics and Mechatronics, Japan.</p> <p>Retour de force /Haptique : Bras exosquelette (e) [Pierre Letier, 2010] Laboratoire des Structures Actives Service des Constructions Mécaniques et Robotique Bruxelles.</p> <p>Réhabilitation : ARMin (f) exosquelette conçu pour entraînement un neuroréducteur du bras (z) [institute of robotics and intelligent systems sensory-motor systems lab Zurich 2007].</p>

TABLEAU 1 :CLASSIFICATION DES DIFFERENTES INTRFACE HAPTIQUE

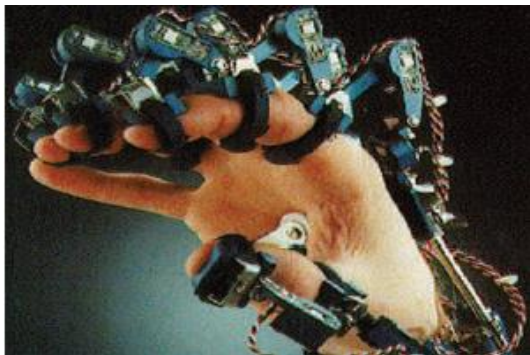


**(b)**

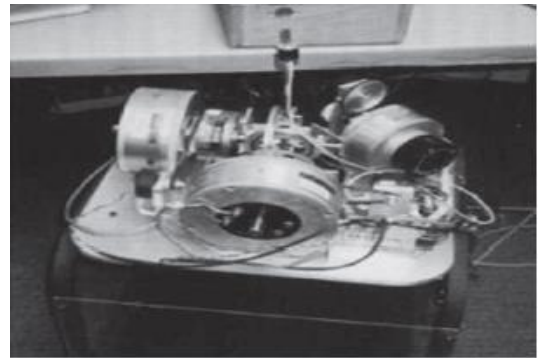


**(a)**

Figure 1.1 – Exemple d'interfaces à proprioception.



**(e)**



**(d)**

Figure 1.2 – Exemple d'interfaces à perception tactile.



**(d)**



**(e)**



**(f)**

Figure 1.4 : Critères de design

des interfaces en fonction de leur application

finale.

Figure 1.3 – Exemple d'interfaces à a rendu kinesthésique

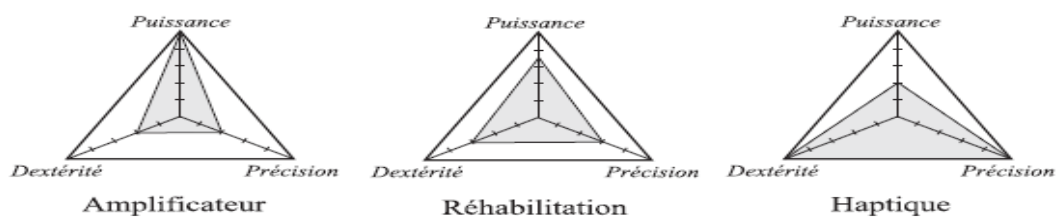


FIGURE 1 : EXEMPLES D'INTERFACE HAPTIQUE EN FONCTION DE LEUR CRITERES DE DESIGN

#### 1.4- Domaines d'applications :

Les applications utilisant une interface haptique sont de nos jours de plus en plus nombreuses et se retrouvent dans différents domaines, à savoir médical, militaire, industrie automobile ou aéronautique etc...

Dans notre étude nous allons essentiellement nous intéresser à l'utilisation potentielle de l'haptique dans le domaine médical notamment dans l'aide à la rééducation fonctionnelle.

#### 2- L'haptique en rééducation et réadaptation :

La technologie haptique a fait l'objet de plusieurs recherches récentes qui ont étudié son potentiel en rééducation post traumatique et en réadaptation.

Exemple d'application :

Équiper un malade de la maladie de Parkinson avec des IMU's :



FIGURE 2 :UN PATIENT EQUIPE DE DEUX IMU (UNE AU GENOU ET L'AUTRE A LA CHEVILLE)

Dans le cadre d'une consultation, un malade atteint de la maladie de parkinson est équipé d'un système basé sur la capture de mouvement IMU, afin de procurer une aide au diagnostic. L'observation du mouvement des jambes permet par exemple de mesurer la durée d'un épisode de « freezing », on pourrait également envisager de mesurer la fréquence des tremblements ou leur intensité.

Le médecin étant présent pour aider le patient à s'équiper, il est envisageable d'augmenter le nombre d'IMU, le patient pourrait ainsi être équipé de deux IMU par jambe. Il serait également possible de prévoir quelques mouvements à faire réaliser au patient pour le calibrage et l'étalonnage.

# Chapitre 2 :

## Conception Matériel

## Conception Matériel :

### 1- Aperçu de la conception :

Pour la conception de notre système, il est nécessaire d'essayer de mesurer chaque mouvement du bras humain. Pour cela, deux capteurs inertiels (IMU) sont utilisés : un à la main de l'utilisateur et l'autre à son avant-bras. Chaque IMU est capable de calculer ses angles d'Euler, quaternions [5] ou ses accélérations linéaires et ainsi nous avons des mesures d'angle. Avec cette information (redondante), il sera possible d'évaluer la valeur de chaque rotation des deux segments du bras de l'utilisateur.

Chacune des deux IMU est connectée via le bus I2C à une carte Arduino Mega connectée à un ordinateur à travers un port COM par lequel elles envoient les données recues des capteurs.



*FIGURE 3 : PROTOTYPE INITIALE DE CAPTURE DU MOUVEMENT*



1.1- Synoptique de la réalisation :

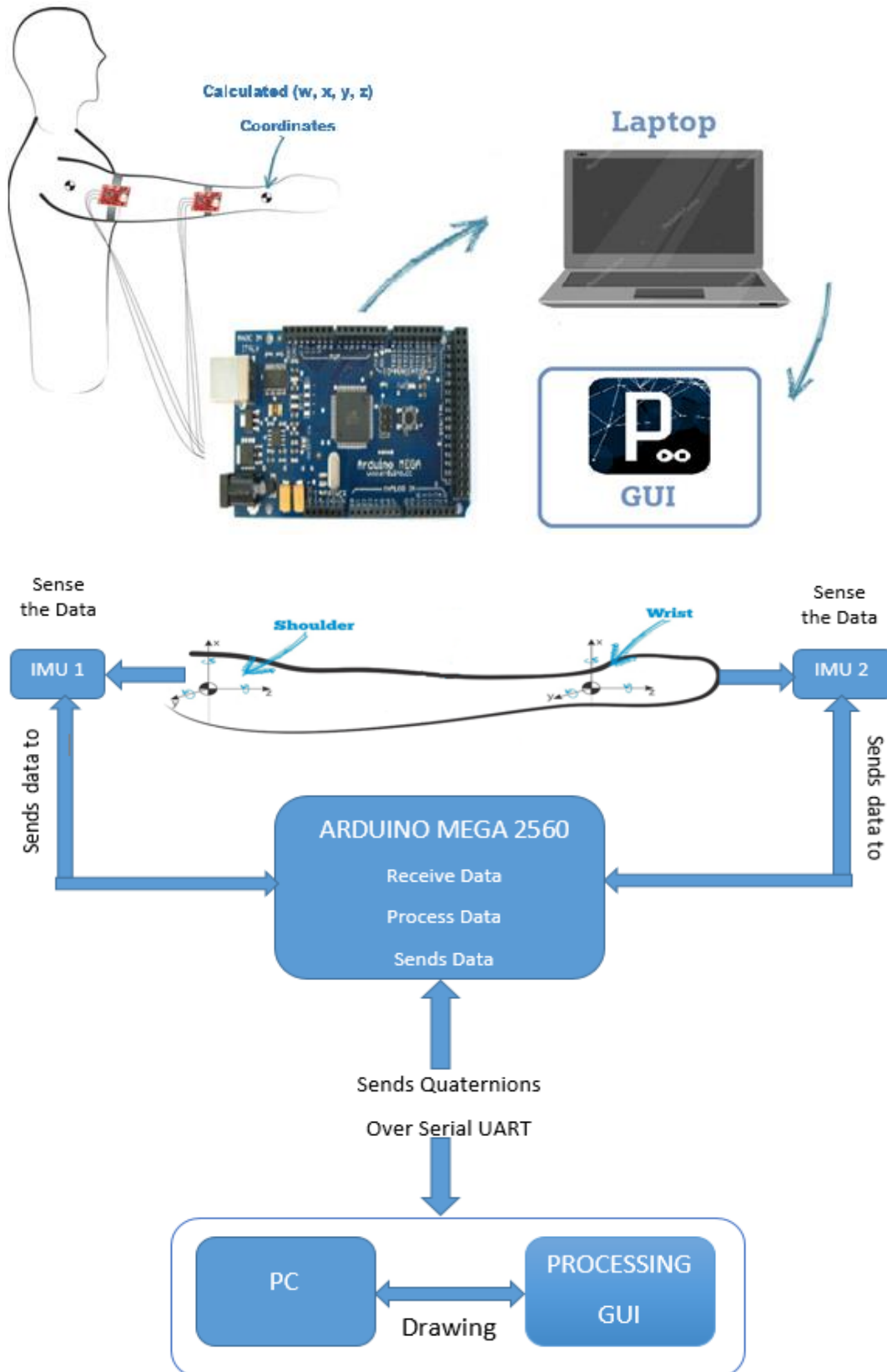


FIGURE 2 : SYNOPTIQUE DE LA CONCEPTION

2. Éléments de la réalisation :  
 Le montage développé est composé de :

1. Carte ARDUINO MEGA 2560
2. Deux centrales inertielles MPU-9250
3. Fils pour la connexion des capteurs
4. Bandes élastiques

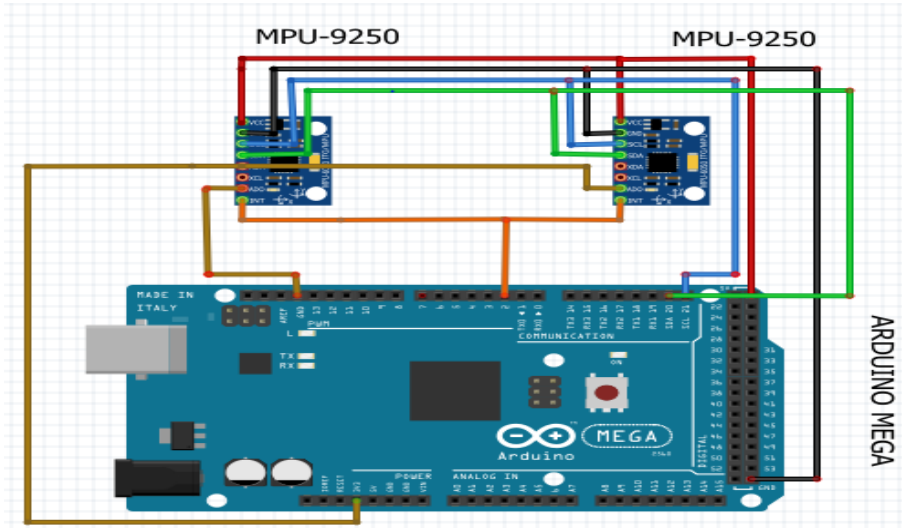


FIGURE 3 : SCHEMA DE CABLAGE DES IMU AVEC LA CARTE ARDUINO MEGA

2.1 Carte ARDUINO MEGA 2560 :

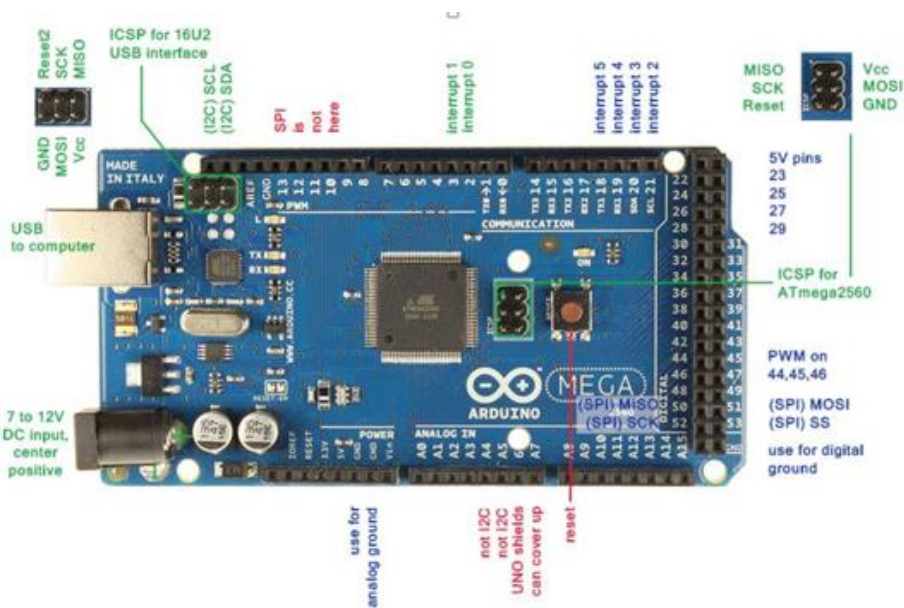


FIGURE 4 : CARTE ARDUINO MEGA

La carte Arduino Mega 2560 est une carte à microcontrôleur basée sur un ATmega2560. elle dispose :

- de 54 broches numériques d'entrées/sorties (dont 14 peuvent être utilisées en sorties PWM (largeur d'impulsion modulée)),
- de 16 entrées analogiques (qui peuvent également être utilisées en broches entrées/sorties numériques),
- de 4 UART (port série matériel),
- d'un quartz 16Mhz,
- d'une connexion USB,
- d'un connecteur d'alimentation jack,
- d'un connecteur ICSP (programmation "in-circuit"),
- et d'un bouton de réinitialisation (reset).

Elle contient tout ce qui est nécessaire pour le fonctionnement du microcontrôleur ; Pour pouvoir l'utiliser et se lancer, il suffit simplement de la connecter à un ordinateur à l'aide d'un câble USB (ou de l'alimenter avec un adaptateur secteur ou une pile, mais ceci n'est pas indispensable, l'alimentation étant fournie par le port USB).

### 2.1.1 Caractéristiques :

Microcontrôleur	ATmega2560
Tension de fonctionnement	5V
Tension d'alimentation (recommandée)	7-12V
Tension d'alimentation (limites)	5-20V
Broches E/S numériques	54 (dont 14 disposent d'une sortie PWM)
Broches d'entrées analogiques	16 (utilisables en broches E/S numériques)
Intensité maxi disponible par broche E/S (5V)	40 mA (ATTENTION : 200 mA cumulé pour l'ensemble des broches E/S)
Intensité maxi disponible pour la sortie 3.3 V	50 mA
Intensité maxi disponible pour la sortie 5V	Fonction de l'alimentation utilisée - 500 mA max si port USB utilisé seul
Mémoire Programme Flash	256 KB dont 8 KB sont utilisés par le bootloader
Mémoire SRAM (mémoire volatile)	8 KB
Mémoire EEPROM (mémoire non volatile)	4 KB
Vitesse d'horloge	16 Hz

TABLEAU 2 : CARACTERISTIQUES CARTE ARDUINO MEGA

### 2.2 Centrale inertielle MPU-9250 :

Pour le prototype de capture du mouvement basé sur une IMU, contenant un accéléromètre, un gyroscope et un magnétomètre, le MPU9250 sera utilisé (Figure 5)

Le MPU9250 [2] est un IMU qui combine le MPU6050 [3], qui contient des accéléromètres et des gyroscopes dans une seule puce, et l'AK8963, qui est une boussole numérique 3 axes

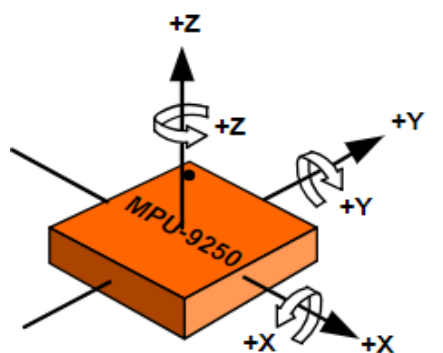
(magnétomètre). Le MPU6050 dispose d'un processeur de mouvement numérique (DMP) intégré. Le DMP traite un Algorithme complexe Motion Fusion 6 axes. Ces algorithmes peuvent calculer l'orientation de la MPU9250, mais utilise seulement les accéléromètres et les gyroscopes, pour ce faire. Parce qu'il n'utilise pas les magnétomètres l'angle de lacet calculé n'est pas très précis et par conséquent le DMP n'est pas utilisé dans notre projet.

En outre, le MPU6050 fonctionne avec un Buffer First In First Out (FIFO) de 1024 octets et le MPU9250 peut communiquer avec le microcontrôleur avec un bus I2C à 400 kHz.

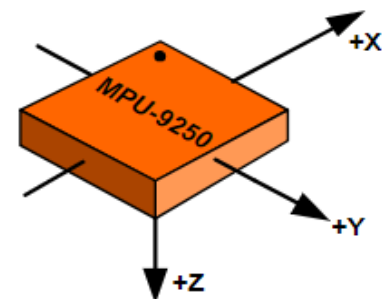
Le MPU9250 utilise des convertisseurs analogique-numérique 16 bits (ADC) pour numériser les valeurs des gyroscopes, accéléromètres et sorties de magnétomètres.

Il existe une bibliothèque fournie par J. Rowberg pour lire le MPU9250 avec l'utilisation du bus I2C. Pour utiliser cette bibliothèque, il est également nécessaire d'utiliser la bibliothèque I2C [4]. La bibliothèque MPU9250 permet d'initialiser le bus I2C et de donner différentes fonctions pour lire le tampon FIFO. La bibliothèque fournit également certaines fonctions pour aider au calcul de la position 3D, dont certaines seront utilisées pour effectuer la mise en œuvre du calcul de la position et de l'orientation.

La raison de sélectionner cette IMU par rapport aux autres est sa large implémentation et l'existence de nombreux exemples et bibliothèques qui peuvent être utilisés pour nos besoins. De plus, il est assez petit et compacte.



**Orientation of Axes of Sensitivity and Polarity of Rotation for Accelerometer and Gyroscope**



**Orientation of Axes of Sensitivity for Compass**

FIGURE 5 : MPU-9250

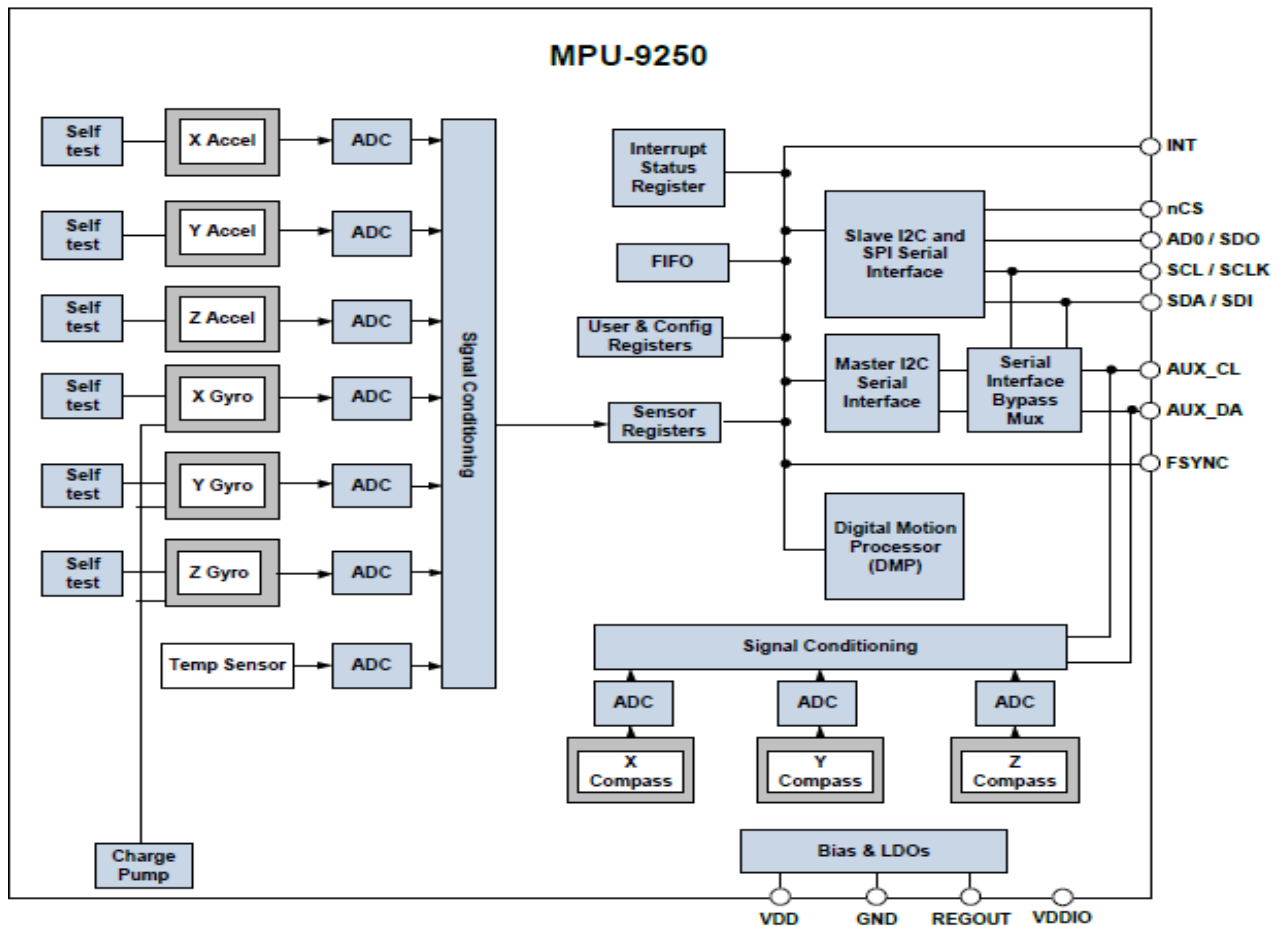


FIGURE 6 : DIAGRAMME BLOC DE MPU-9250

### 2.2.1 Caractéristiques :

Attribut	Valeur
Nombre d'axes	9
Technologie	Numérique
Type d'interface	I2C, SPI
Réponse en fréquence maximum	29kHz
Réponse en fréquence minimum	25kHz
Tension d'alimentation fonctionnement maximum	3,6 V
Tension d'alimentation de fonctionnement minimum	2,4 V
Sensibilité	16.4°/s/LSB
Température d'utilisation maximum	+85 °C
Température de fonctionnement minimum	-40 °C

TABEAU 3 : CARACTERISTIQUES DE LA CENTRALE INERTIELLE MPU-9250

### 2.2.2 Différentes applications des centrales inertielles :

- Technologie TouchAnywhere™ (pour le contrôle / navigation de l'application de utilisateur "sans contact")
- Technologie MotionCommand™ (pour les raccourcis gestuels)
- Contrôleurs de jeu basés sur le mouvement
- Télécommandes 3D pour les téléviseurs numériques à connexion directe souris 3D
- Capteurs portables (Wearable sensors) pour la santé, la forme physique et le sport.

### 3. Améliorations de l'interface :

Afin de rendre le système aussi simple que possible et pour que l'utilisateur soit à l'aise avec l'interface et puisse tourner librement le bras sans être gênée nous avons pensé à concevoir une interface portable « Wearable interface » qui sera beaucoup plus compact et autonome que la première version.

Pour ce faire la liaison filaire a été remplacé par une communication sans fil via Bluetooth embarqué sur une carte à base de microcontrôleur attaché directement sur le bras de l'utilisateur.

Design de l'interface portable « Wearable interface » :

L'interface portable représentée sur la Figure 7 consiste en deux capteurs pour capturer le mouvement du bras de l'utilisateur, deux microcontrôleur IMADOX 328p pour traiter les données des capteurs et les communiquer à un ordinateur hôte via un module Bluetooth HC-05 et un composant structurel pour abriter l'électronique et monter l'interface sur le bras de l'utilisateur.



FIGURE 7 : PROTOTYPE DE L'INTERFACE PORTABLE APRES AMELIORATION

### 3.1 Synoptique de la nouvelle interface :

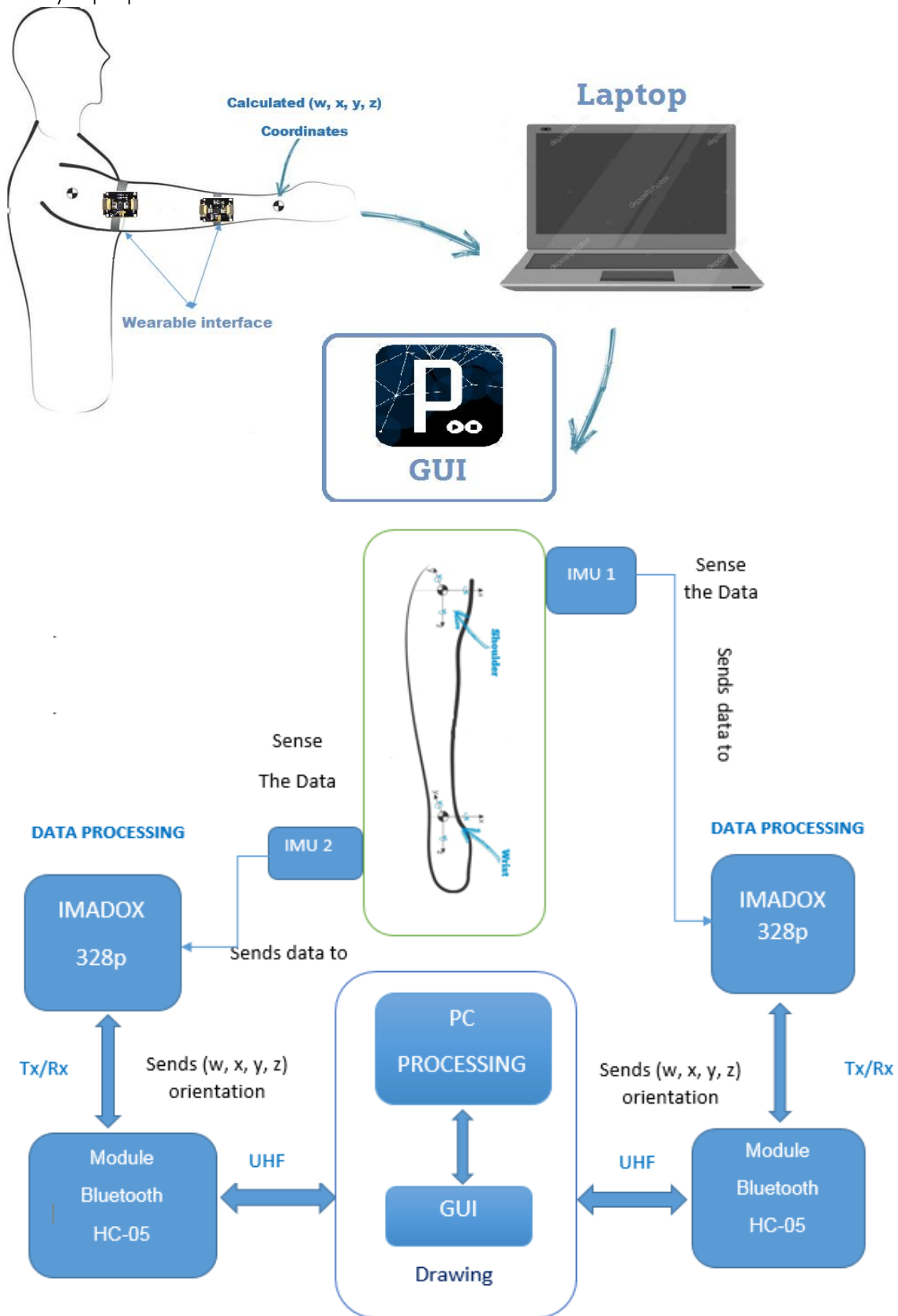


FIGURE 8 : SYNOPTIQUE DE CONCEPTION DE L'INTERFACE PORTABLE

### 3.2 Matériel électronique :

L'électronique intégrée à l'interface portable comprend les capteurs, le microcontrôleur et le module de communication. Les capteurs comprennent une unité de mesure inertielle (IMU) MPU-9250 composée d'un accéléromètre 3 axes, d'un gyroscope 3-axes et d'un magnétomètre 3-axes pour mesurer le mouvement du bras de l'utilisateur. Un processeur de mouvement numérique à bord DMP de l'IMU traite les données de mesure brutes et délivre l'orientation du bras sous la forme de quaternions. Le module Bluetooth HC-05 envoie les données traitées du microcontrôleur à un ordinateur hôte par une communication sans fil.

### 3.3 Eléments de la réalisation :

Le montage développé est composé de :

1. cartes IMADOX 328p
2. centrales inertielles MPU-9250
3. modules Bluetooth Hc-05
4. régulateurs de tension LM7805
5. Batteries Li-ion
6. Bandes Elastique

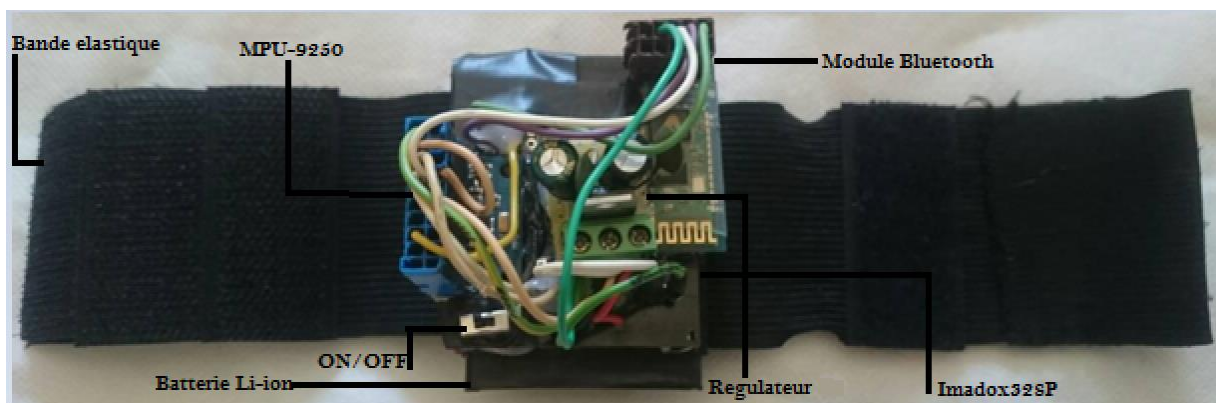


FIGURE 9 : VUE DES COMPOSANTS DE L'INTERFACE



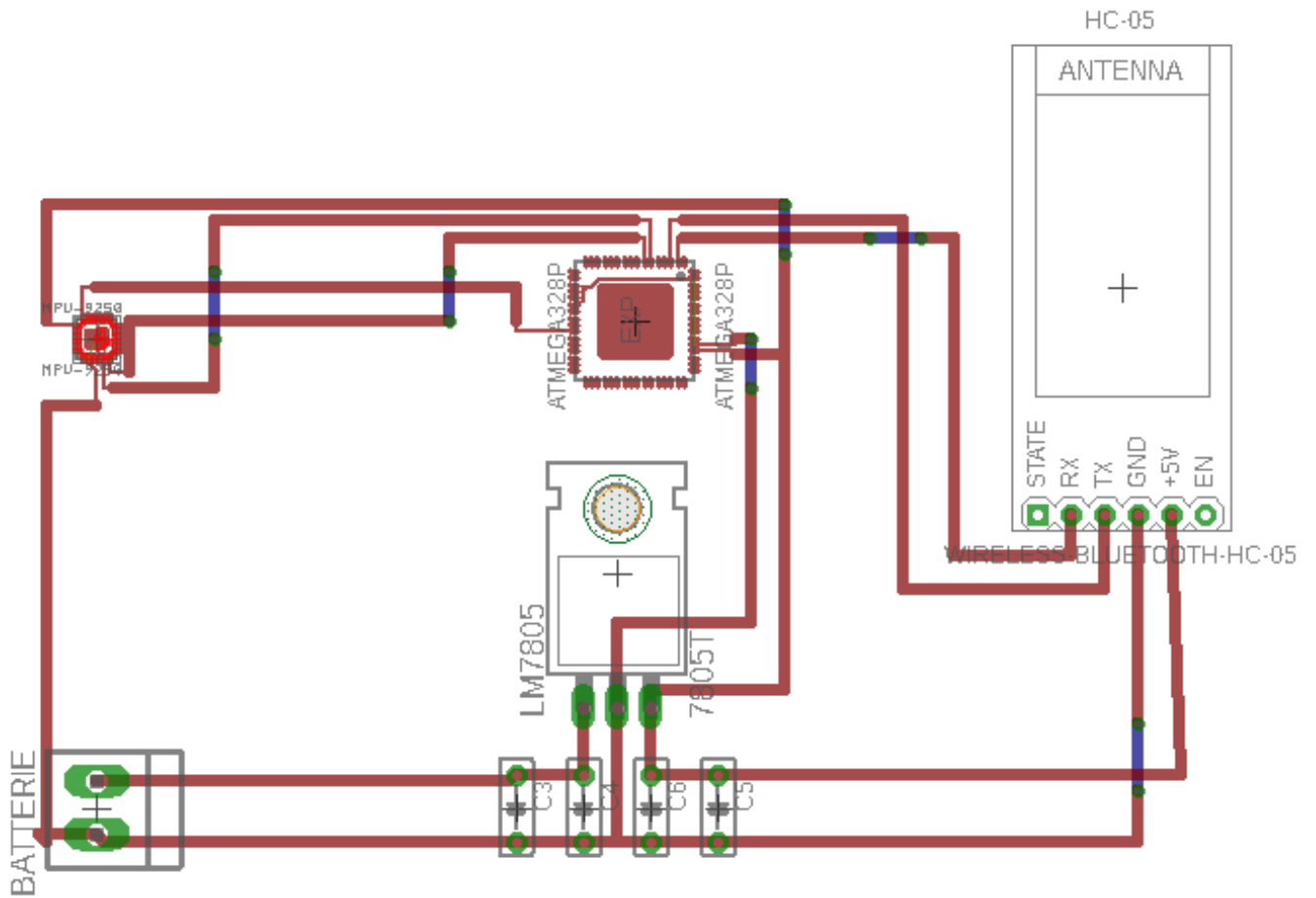


FIGURE 10 : SCHEMA ELECTRONIQUE DE L'INTERFACE

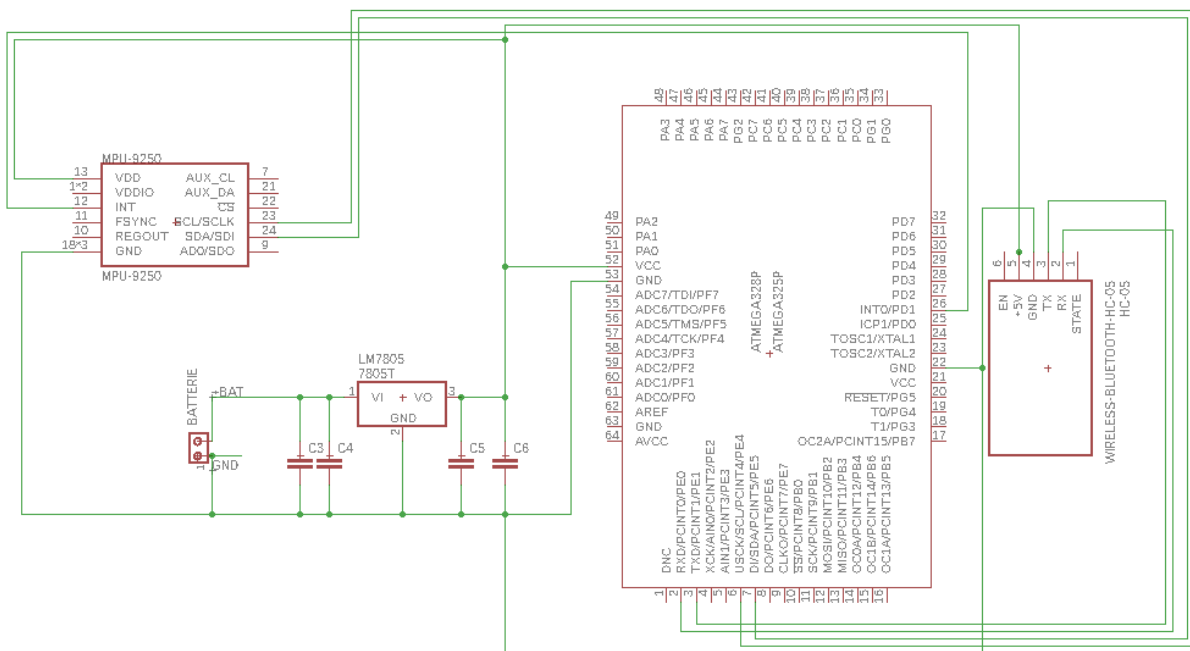


FIGURE 11: SCHEMA ELECTRONIQUE DE L'INTERFACE

### 3.3.1 ARDUINO MEGA 2560 :

Dans notre cas la carte Arduino Mega est utilisé comme programmeur *Arduino ISP* « Arduino as ISP » pour charger des croquis sur les cartes Arduino AVR ou sur d'autres microcontrôleurs AVR pris en charge par le logiciel Arduino (IMADOX 328P).

Le téléchargement d'une esquisse à l'aide de la procédure standard nécessite la présence du chargeur de démarrage. Au lieu de cela, en choisissant le programmeur externe comme option pour télé-verser une esquisse, l'esquisse sera télé-versée en utilisant l'espace mémoire flash entier.

### 3.3.2 Carte IMADOX 328P :

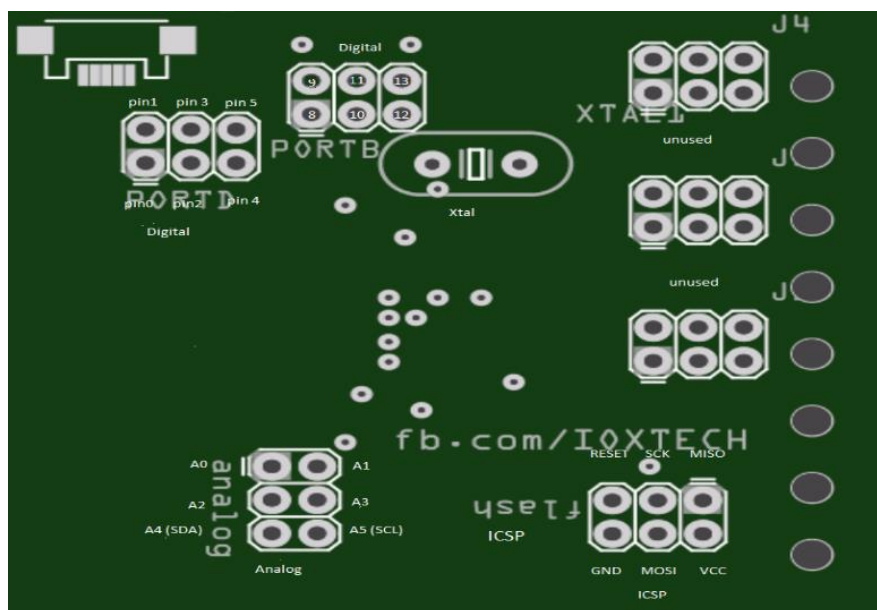


FIGURE 12 : CARTE ELECTRONIQUE IMADOX328P

La carte « IMADOX » est une carte à microcontrôleurs basée sur un ATmega 328P.

Cette carte dispose :

- de 12 broches numériques d'entrées/sorties
- de 6 entrées analogiques (qui peuvent également être utilisées en broches entrées/sorties numériques),
- d'un quartz 16Mhz,
- d'un connecteur ICSP (programmation "in-circuit"),

Caractéristiques techniques :

Microcontrôleur	ATmega328P AU-1744
Tension de fonctionnement	5V
Tension d'alimentation	5V
Broche E/S Digitales	12
Broches d'entrées analogiques	6
Intensité maxi disponible par broche E/S (5V)	20 mA
Mémoire flash	32 KB (pas de bootloader)
Mémoire SRAM (mémoire volatile)	2KB
Mémoire EEPROM (mémoire non volatile)	1KB
Vitesse d'horloge	16MHz
Longueur	50mm
Largeur	45
Poids	15g

TABLEAU 4 : CARACTERISTIQUES DE LA CARTE IMADOX328P

Régulateur de tension :

Le régulateur de tension est un élément qui permet de stabiliser une tension à une valeur fixe, qui est nécessaire pour les montages électroniques qui ont besoin d'une tension qui ne fluctue pas.

Vu que la batterie que nous utilisons délivre une tension de 9V DC qui est nettement supérieure à la tension de fonctionnement de notre système (5V DC) alors l'utilisation d'un régulateur de tension devient nécessaire. Nous avons donc, opté pour le régulateur positif LM7805. Deux condensateurs ont été ajoutés à l'entrée du régulateur et deux à sa sortie.

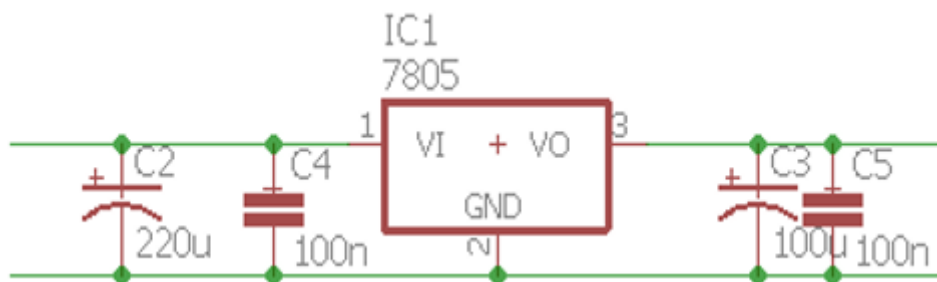


FIGURE 13 : SCHEMA ELECTRONIQUE DU REGULATEUR DE TENSION

### 3.3.4 Module Bluetooth (HC-05) :

Vue d'ensemble :

Le module HC-05 est un module Bluetooth SPP (Serial Port Protocol) facile à utiliser, conçu pour une configuration de connexion série bidirectionnel sans fil sur de très courte distance en utilisant des ondes radios UHF sur une bande de fréquence de 2.4 GHz. Le module HC-05 peut être utilisé en configuration maître ou esclave, ce qui en fait une excellente solution de communication sans fil.



FIGURE 14 : **BLUETOOTH HC-05**

*Caractéristiques :*

- Emetteur-récepteur sans fil
- Sensibilité peut atteindre : -80dBm.
- Possède une antenne 2.4GHz intégrée.
- Peut travailler à basse tension (3.1V ~ 4.2V).
- Interface UART avec débit binaire programmable (programmable Baude rate).
- Compact (27mm x 13 mm x 2mm)

3.3.5 Batteries :

Le système est alimenté par un pack de batteries de téléphones mobiles en polymère au lithium-ion avec une autonomie de 1100 mAh et une tension de sortie de 3.7 V. Les batteries sont branchées en série afin que leurs tensions s'additionnent.

# Chapitre 3 :

## Architecture logicielle

## Architecture logicielle :

Le calcul de l'orientation et de la position du module est effectué par l'Imadox328p, La figure 15 donne un aperçu des différents éléments du calcul. Dans un premier temps, les valeurs de la centrale inertielle MPU9250 sont lues à l'aide du bus I2C. Les valeurs des mesures sont bruitées, notamment celles de l'accéléromètre et du magnétomètre. Pour éviter que le bruit n'influence les calculs de la position et de l'orientation, les valeurs des capteurs sont filtrés en utilisant le filtre complémentaire [6] décrit ci-dessous. Après le filtrage de bruit, les valeurs filtrées sont combinées entre elles grâce au filtre complémentaire pour obtenir l'orientation de l'MPU9250.

### 1. Filtre complémentaire :

Afin de calculer l'orientation et la position du bras, l'angle et l'orientation dans lesquels se trouve le MPU9250 doit être connu. Il est possible de calculer l'orientation relative du capteur en intégrant la valeur des gyroscopes, mais les gyroscopes ont tendance à dériver dans le temps. Les accéléromètres et les magnétomètres peuvent être utilisés pour déterminer une orientation par rapport à la gravité et au champ magnétique terrestre, mais ils sont très bruyants. Le filtre complémentaire est utilisé pour compenser la dérive du gyroscope en utilisant les mesures d'accéléromètres et de magnétomètres. Lorsque les mesures des gyroscopes sont fiables à court terme et peu fiables après un certain temps, en raison de la dérive, les accéléromètres et le magnétomètre ne sont pas fiables à court terme, en raison du bruit, mais ils sont fiables à long terme. Donc combiner la fiabilité des gyroscopes sur le court terme avec la fiabilité des accéléromètres et magnétomètres à long terme avec utilisation d'un filtre complémentaire donne une estimation précise de l'orientation.

L'orientation sera déterminée en termes d'angle d'Euler : lacet (Yaw), tangage (Pitch) et roulis (Roll). Le Lacet ( $\psi$ ) donne la rotation autour de l'axe z dans le cadre du monde. Tangage ( $\theta$ ) donne l'élévation avec le plan horizontal et sera dans notre cas la rotation autour de l'axe Y du MPU9250. Le roulis ( $\phi$ ) donne la rotation autour de l'axe des x du MPU9250, voir figure 13.

Avec ces angles, un vecteur Quaternion sera construit, et sera utilisé pour calculer l'orientation du bras.

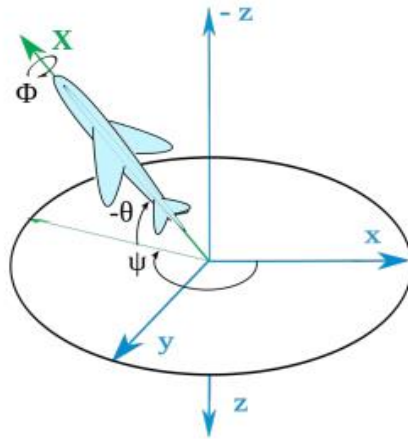


FIGURE 15: LACET  $\psi$ , TANGAGE  $\theta$  ET ROULIS  $\phi$

Le Tangage et le roulis sont calculés à l'aide du filtre complémentaire, qui combine la mesure des accéléromètres et des gyroscopes. Le filtre complémentaire applique un filtre passe-bas sur les mesures des accéléromètres et applique un filtre passe-haut sur les mesures du gyroscope

Les gyroscopes mesurent la vitesse angulaire en degrés par seconde (dps). En intégrant la vitesse angulaire, l'angle du MPU9250 peut être déterminé. Cette vitesse angulaire est donnée en 16 bits et avec une échelle de - / + 250 degrés. Donc le LSB / deg / sec est  $\frac{2^{16}}{500} = 131$ , dans lequel LSB signifie le bit le moins important (Least Significant Bit). La valeur mesurée des gyroscopes doit donc être divisée par cette valeur afin d'obtenir la vitesse angulaire en degrés par seconde. La vitesse angulaire est alors donnée par l'équation 1.

$$\mathbf{angularvelocity} = \mathbf{valeur} \frac{\mathbf{gyro}}{131} \quad \text{ÉQUATION 1}$$

Les accéléromètres mesurent l'accélération et donc aussi la gravité de la Terre. L'orientation par rapport à la gravité peut être calculée. Ceci est fait par les équations 2 et 3. Les variables ax, ay et az représentent l'accélération mesurée par les accéléromètres pour les axes x, y et z du capteur respectivement.

$$\mathbf{aRoll} = \mathbf{arctan} \left( \frac{\mathbf{ay}}{\sqrt{\mathbf{ax}^2 + \mathbf{az}^2}} \right) \quad \text{ÉQUATION 1}$$

$$\mathbf{aPitch} = \mathbf{arctan} \left( \frac{-\mathbf{ax}}{\sqrt{\mathbf{ay}^2 + \mathbf{az}^2}} \right) \quad \text{ÉQUATION 2}$$

Les angles de roulis et de tangage peuvent maintenant être calculés avec le filtre complémentaire équations 4 et 5. Dans ces équations, le dT est le temps entre deux intégrations,  $\alpha$  est le paramètre du filtre et doit être compris entre 0 et 1

$$\mathbf{Roulis} = \alpha * (\mathbf{angularvelocity}[x] * dT + \mathbf{roll}) + (1 - \alpha) * \mathbf{aRoll} * \frac{180}{\pi}$$

ÉQUATION 3

$$\mathbf{Tangage} = \alpha * (\mathbf{angularvelocity}[y] * dT + \mathbf{pitch}) + (1 - \alpha) * \mathbf{aPitch} * \frac{180}{\pi}$$

ÉQUATION 4

La rotation en lacet ne peut être calculée uniquement avec l'accéléromètre. Une rotation autour de cet axe ne change pas la lecture de l'accéléromètre car l'angle par rapport au champ gravitationnel de la terre reste le même. Pour calculer une rotation en lacet, les magnétomètres sont utilisés. Les magnétomètres mesurent le champ magnétique terrestre, qui est perpendiculaire à la gravité, et peut donc déterminer la rotation dans le plan horizontal. La rotation en lacet est calculée par les équations 6, 7 et 8 où mx, my et mz sont la valeur normalisée des magnétomètres et le roulis et le tangage sont en radian.

$$\mathbf{magx} = \mathbf{mz} * \mathbf{sin(roll)} - \mathbf{my} * \mathbf{cos(roll)} \quad \text{ÉQUATION 5}$$

$$\mathbf{magy} = \mathbf{mx} * \mathbf{cos(pitch)} + \mathbf{my} * \mathbf{sin(pitch)} * \mathbf{sin(roll)} + \mathbf{mz} * \mathbf{sin(pitch)} * \mathbf{cos(roll)} \quad \text{ÉQUATION 6}$$

$$\mathbf{lacet} = \mathbf{arctan}\left(\frac{\mathbf{magx}}{\mathbf{magy}}\right) * \mathbf{rad2deg} \quad \text{ÉQUATION 7}$$

Avec l'utilisation des gyroscopes et des accéléromètres, le filtre complémentaire calcule donc, les angles de tangage et de roulis. Du fait que l'angle de lacet ne peut pas être déterminé par l'accéléromètre, l'angle de lacet est calculé en utilisant les mesures des magnétomètres.

### 1.1 Implémentation :

Le filtre complémentaire a été implémenté en tant que fonction dans le code Arduino. La fonction utilise les équations données dans la section 7-A et a comme entrée les valeurs étalonnées et filtrées des accéléromètres, des gyroscopes et des magnétomètres. Les entrées du gyroscope ont également été corrigées avec la valeur LSB et les entrées du magnétomètre et de l'accéléromètre ont été normalisées.



## 2. Calculs de l'orientation :

### 2.1 Quaternions :

Les quaternions sont un outil attrayant pour décrire les rotations en 3D car ils ne souffrent pas de blocage de cardan « Gimbal Lock » qui altère les méthodes basées sur l'angle d'Euler. D'un point de vue purement « utilitaire » dans le but de décrire les rotations en 3D, il suffit de connaître quelques formules sur les quaternions pour les appliquer.

Voici quelques opérations pour calculer les quaternions qui sont nécessaires pour le calcul de l'orientation. Pour construire un quaternion [6] à partir d'angles, les expressions suivantes peuvent être utilisées :

$$w = \cos\left(\frac{\text{pitch}}{2}\right) * \cos\left(\frac{\text{yaw}}{2}\right) * \cos\left(\frac{\text{roll}}{2}\right) + \sin\left(\frac{\text{pitch}}{2}\right) * \sin\left(\frac{\text{yaw}}{2}\right) * \sin\left(\frac{\text{roll}}{2}\right) \quad \text{ÉQUATION 8.0}$$

$$x = \sin\left(\frac{\text{pitch}}{2}\right) * \cos\left(\frac{\text{yaw}}{2}\right) * \cos\left(\frac{\text{roll}}{2}\right) - \cos\left(\frac{\text{pitch}}{2}\right) * \sin\left(\frac{\text{yaw}}{2}\right) * \sin\left(\frac{\text{roll}}{2}\right) \quad \text{ÉQUATION 9.1}$$

$$y = \cos\left(\frac{\text{pitch}}{2}\right) * \sin\left(\frac{\text{yaw}}{2}\right) * \cos\left(\frac{\text{roll}}{2}\right) + \sin\left(\frac{\text{pitch}}{2}\right) * \cos\left(\frac{\text{yaw}}{2}\right) * \sin\left(\frac{\text{roll}}{2}\right) \quad \text{ÉQUATION 9.2}$$

$$z = \cos\left(\frac{\text{pitch}}{2}\right) * \cos\left(\frac{\text{yaw}}{2}\right) * \sin\left(\frac{\text{roll}}{2}\right) - \sin\left(\frac{\text{pitch}}{2}\right) * \sin\left(\frac{\text{yaw}}{2}\right) * \cos\left(\frac{\text{roll}}{2}\right) \quad \text{ÉQUATION 9.3}$$

Dans cette équation, le roulis, le tangage et le lacet sont les angles calculés dans la section précédente. Les w, x, y et z sont les paramètres du quaternion.

### 3. Organigramme de fonctionnement :

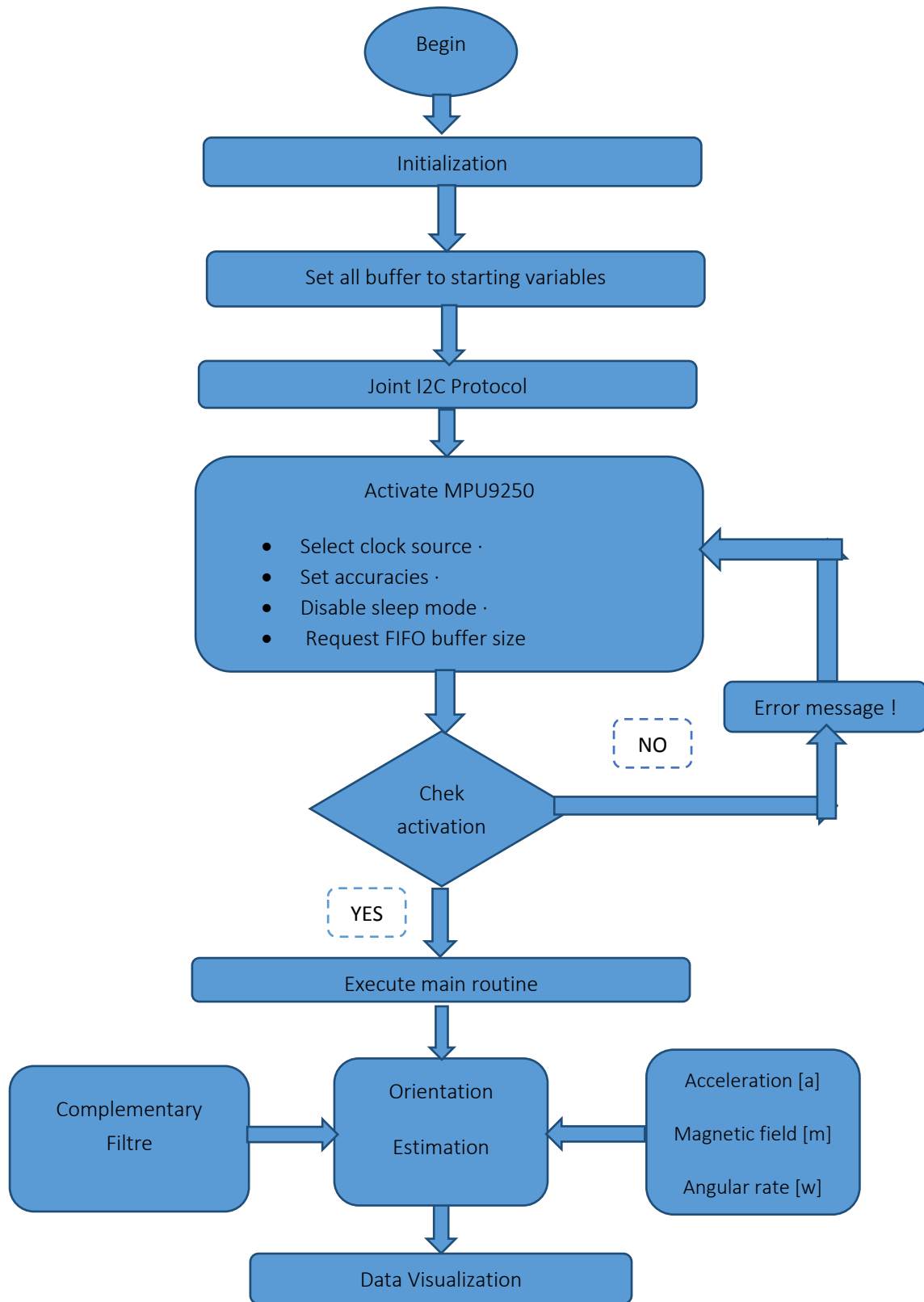


FIGURE 16 : ORGANIGRAMME DE FONCTIONNEMENT

#### 4. Application sur le modèle :

Avec la connaissance des quaternions le modèle mathématique pour le dispositif peut être fait. Si l'orientation du MPU9250 change (une rotation), tous les autres objets tourneront avec le quaternion d'orientation. C'est parce que le système est rigide et tous les objets sont connectés entre eux sans que les pièces se déplacent. Cela signifie que compte tenu de l'orientation précédente et actuelle de la MPU9250, le quaternion de rotation qui a fait tourner l'orientation précédente à l'orientation actuelle peut être calculé. Les calculs décrits à la section précédente donneront cette orientation. Le calcul de ce vecteur de rotation est ensuite effectué en utilisant l'équation 9. Comme le dispositif entier tourne de la même manière, ce quaternion de rotation peut être utilisé pour faire pivoter tous les autres vecteurs et orientations du bras, de sorte qu'ils correspondent à la nouvelle orientation de l'ensemble du dispositif. Maintenant que toutes les rotations nécessaires sont effectuées, le système peut être traduit.

##### 4.1 Implémentation :

Le modèle décrit ci-dessus est implémenté sur le microcontrôleur et écrit en langage C. Le code de base peut être trouvé, y compris les en-têtes auxiliaires, sur GitHub. Les valeurs de lecture du MPU9250 (accéléromètres, gyroscopes et magnétomètres) seront transformées en orientation grâce au filtre complémentaire décrit dans la section précédente. Ensuite, les quaternions sont déterminés à l'aide de l'équation 8.2. Ceux-ci donnent l'orientation finale du bras de l'utilisateur.

# Chapitre 4 :

## Interface graphique

# Interface graphique :

## 1. Processing IDE :

Le prototype décrit dans ce mémoire utilise l'environnement de développement intégré «Processing» (IDE). C'est un logiciel flexible, gratuit et open-source qui a un carnet de croquis facile à utiliser. C'est un langage pour apprendre à coder dans le contexte des arts visuels qui a aussi des applications dans d'autres domaines. Il a été conçu pour les arts électroniques, les arts médiatiques et les communautés du design visuel. Le Processing est beaucoup utilisé par les personnes qui expérimentent, en faisant leurs propres prototypes, de nouvelles manières conceptuelles et visuelles intéressantes. Le Processing est également bien documenté, ce qui le rend très accessible. Ce logiciel open source a été utilisé pour notre prototype afin de créer des objets 3D pour représenter l'environnement virtuel. L'IDE de traitement facilite la réception des lectures du capteur en temps réel via le port série. Les valeurs du capteur sont mappées sur les matrices des objets virtuels 3D pour un contrôle en temps réel de l'orientation et de la translation. La robustesse et la facilité d'utilisation le rendent apte à la conception de notre prototype.

### 1.1 Processing 3D :

Il y a deux façons de dessiner en 3D avec Processing ; les deux nécessitent l'ajout d'un troisième paramètre à la fonction `size ()` pour changer la façon dont les graphiques sont dessinés. Par défaut, Processing dessine à l'aide d'un rendu 2D très précis mais lent. On peut également changer le moteur de rendu en Traitement 3D, appelé P3D, ou OpenGL, pour permettre aux programmes de dessiner dans une dimension supplémentaire (l'axe Z).

### 1.2 Principales fonctions utilisées :

Afin d'animer notre mannequin et qu'il puisse suivre les mouvements exécutés par l'utilisateur l'environnement Processing met à notre disposition plusieurs fonctions de transformations, translations et de rotations

Translate :

La fonction `translate ()` est la plus simple, nous allons donc commencer par la faire. Cette fonction peut déplacer le système de coordonnées vers la gauche, la droite, le haut et le bas avec ses trois paramètres (X, Y, Z).

Rotate :

La fonction `rotate ()` fait pivoter le système de coordonnées. Elle a un paramètre, qui est l'angle (en radians) à faire pivoter. Elle tourne toujours autour de l'origine. Pour faire tourner une forme autour de son centre, on utilise d'abord `translate ()` pour se déplacer vers l'emplacement où nous souhaitons, puis nous faisons appel à `rotate ()`, et ensuite dessinez la forme avec la fonction `Draw`

Scale :

La fonction `scale ()` étire les coordonnées sur l'écran. Comme `rotate ()`, elle transforme à partir de l'origine. Par conséquent, comme avec `rotate ()`, pour mettre à l'échelle une forme à partir de son centre, nous traduisons sa position, son échelle, puis traçons vers le centre aux coordonnées (0, 0,0).

PushMatrix et PopMatrix :

Pour isoler les effets d'une transformation afin qu'ils n'affectent pas les commandes ultérieures, les fonctions `pushMatrix ()` et `popMatrix ()` sont utilisées. Lorsque la fonction `pushMatrix ()` est exécutée, elle enregistre une copie du système de coordonnées en cours et restaure ce système après l'exécution de la fonction `popMatrix ()`.

`PushMatrix ()` et `popMatrix ()` sont utilisées en conjonction avec les autres fonctions de transformation et peuvent être intégrées pour contrôler l'étendue des transformations.

1.3 Objets complexes :

Dans notre cas nous avons importé sous Processing grâce à la bibliothèque « Saito Obj Loader » un modèle de mannequin humain Open Source créé avec le logiciel de modélisation et de rendu 3D Blender

## 2. Implémentation :

Toutes les théories et méthodes décrites dans les sections ci-dessus sont de petites parties qui doivent être rassemblées pour former un système qui sera implémenté sur l'ATmega328P. L'action réelle de l'ATmega328 est l'acquisition de données, faire les calculs et la communication avec l'ordinateur. Sur l'ordinateur, les données d'orientation arrivent via l'interface série de Processing, où les données sont utilisées dans le logiciel de visualisation (GUI).

Le logiciel sur PC comprend quatre couches, la collecte de données, l'organisation des données, le moteur de simulation et l'interface graphique.

## 3. Aperçu de l'interface graphique :

Afin de procéder à une séance de rééducation l'utilisateur enfile l'interface portable et lance l'application de rééducation sous Processing et suis les instructions qui lui sont affichées.

L'interface doit montrer la fenêtre de simulation ainsi que des informations ce qui est utile pour que l'utilisateur interagisse avec le simulateur de rééducation fonctionnelle

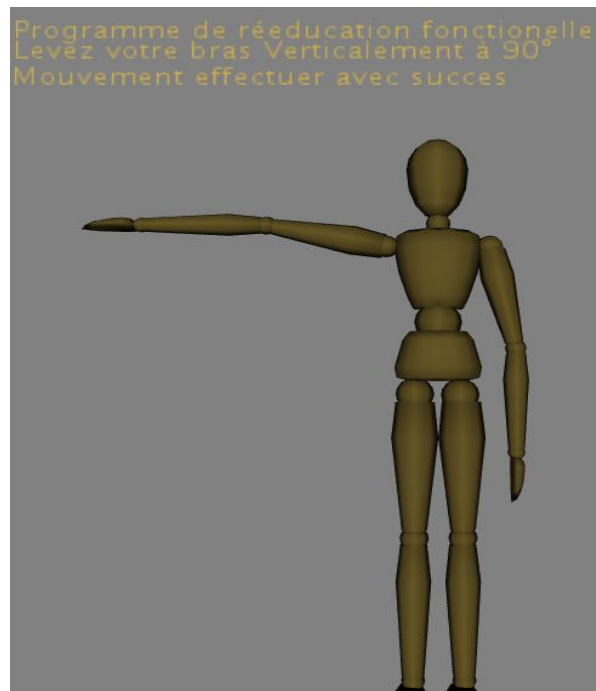
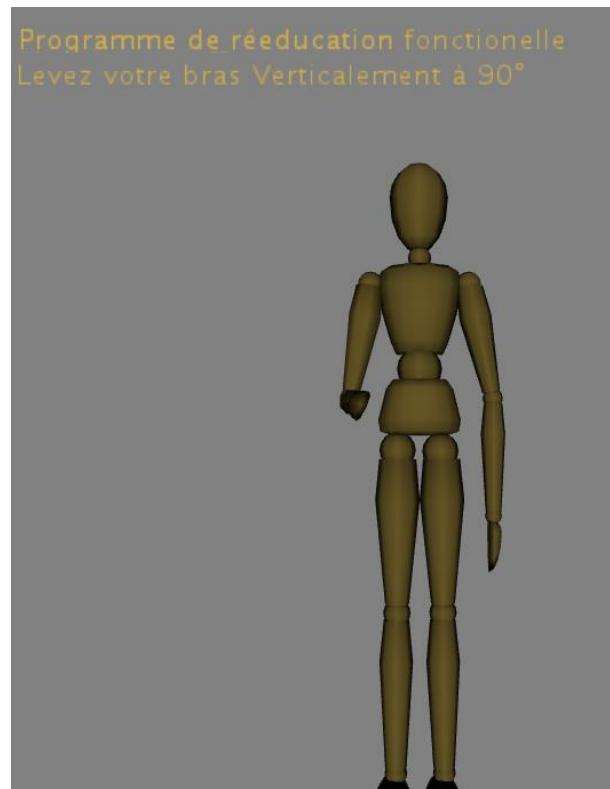


FIGURE 17 : VUE SUR L'INTERFACE GRAPHIQUE

## Discussions :

Divers Problèmes doivent être résolus pour que le l'interface portable fonctionne correctement. Tout d'abord le problème avec la détermination de l'angle de lacet. Comme expliqué précédemment, les magnétomètres sont nécessaires pour déterminer l'angle de lacet. En raison d'un calibrage inexact, l'angle de lacet n'a pas donné le bon angle. Pour résoudre ce problème, nous proposons d'utiliser le filtre de Madgwick [5]. Le filtre Madgwick combine les techniques d'orientation d'une manière plus précise mais aussi plus complexe que le filtre complémentaire et produit immédiatement une orientation en termes de quaternion. La mise en œuvre causera cependant des problèmes avec l'espace programmable sur l'ATmega328P. Donc, un plus grand microcontrôleur est suggéré. Une autre option consiste à envoyer les données brutes de l'appareil à l'ordinateur de l'utilisateur et à laisser l'ordinateur calculer l'orientation. Cela vient avec plus de retard et éventuellement un stress indésirable sur la fin des utilisateurs. La meilleure solution pour obtenir l'angle de lacet correct est la combinaison du filtre de Madgwick avec un meilleur algorithme d'étalonnage.

Il serait également nécessaire de penser à corriger le champ magnétique changeant produit par les appareils électroniques. L'appareil fonctionne bien lorsque la zone environnante n'a pas de champ magnétique variable, mais lors du déplacement à proximité d'un appareil électronique l'étalonnage devient incorrect. Pour éliminer l'influence du champ magnétique les fils du MPU9250, peuvent être blindés. Ceci élimine l'influence du champ magnétique des fils, mais n'élimine pas les influences des autres champs magnétiques environnants.



## Conclusion :

Notre but était de concevoir une interface portable pour l'aide à la rééducation fonctionnelle qui donne la position et l'orientation du bras d'un utilisateur pendant une séance de rééducation tout en lui procurant un retour visuel des mouvements effectués ainsi que les instructions à suivre. Les bases théoriques de ces exigences sont données dans ce mémoire. Les techniques de détermination du roulis et du tangage fonctionnent aussi bien en théorie qu'en pratique et répondent aux exigences. Malheureusement, il est devenu clair que la détermination de l'angle de lacet du dispositif n'était pas assez précise. L'erreur dans l'angle de lacet est soit due à un mauvais calibrage des magnétomètres, soit au fait que le matériel n'est pas adapté aux exigences de précision.

Le problème réside dans la détermination des angles du magnétomètre, qui sont incorrectes en raison des données brutes ne mesurant pas correctement le champ magnétique terrestre. Il est donc suggéré d'utiliser un meilleur algorithme pour la détermination et la correction du décalage du magnétomètre. Cet algorithme d'étalonnage prendra plus de temps de calcul et d'espace sur le microcontrôleur. Une autre amélioration possible est l'utilisation du filtre Madgwick qui combine les magnétomètres et les gyroscopes avec une méthode plus précise. Une option de mise en œuvre pour l'instant est de ne pas prendre en compte le lacet et de demander à l'utilisateur de ne pas faire pivoter le périphérique autour de l'axe z ce qui est primitif et quasi-irréalisable parce que les deux capteurs ne sont pas orientés de la même façon.

Avec de meilleures techniques, on s'attend à ce que la précision requise puisse être atteinte. Pour l'instant, le dispositif peut être utilisé pour donner un retour visuel des mouvements effectués par l'utilisateur.

Avec l'utilisation d'une autre méthode d'étalonnage et le filtre de Madgwick, et l'application de ces ajustements au système actuel, un bon pas vers un système d'aide à la rééducation performant peut être fait dans les recherches futures.

Afin d'utiliser le prototype développé dans un programme de réhabilitation ou de rééducation fonctionnelle, des travaux supplémentaires sont nécessaires pour améliorer l'apparence et la fonctionnalité du dispositif.

Par exemple le développement d'une méthode de contrôle automatisée qui détermine si le recalibrage devrait avoir lieu ou non pourrait améliorer nos résultats. De plus, le système de contrôle devrait être mis à jour avec une méthode d'étalonnage automatisée.

Une optimisation du poids supplémentaire des composants lourds doit être faite. L'utilisation d'une batterie plus petite et l'implémentation du prototype sur un circuit imprimé pourrait réduire la taille et le nombre de connexions (fils)

Amélioration de l'interface utilisateur vers un système qui fournit une rétroaction audio/visuelle continue, des conseils aux patients pour améliorer la qualité des performances de mouvement ainsi que le respect des instructions peut augmenter la motivation du patient à effectuer tous les exercices d'entraînement prescrits, car le processus de guérison sera accéléré. Un patient peut fixer des objectifs personnels pour les exercices d'entraînement et vérifier en permanence s'il a atteint l'objectif.

Une cache approprié doit être conçu pour répondre aux exigences esthétiques de l'utilisateur. De plus, le couvercle isolera les composantes mobiles et augmentera la sécurité de l'utilisateur.

## Références Bibliographiques

- [1] T. Ng, "The optical mouse as a two-dimensional displacement sensor," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 107, no. 1, pp. 21–25, 10 2003. [Online]. Available: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0924424703002565>
- [2] Mpu-9250 nine-axis (gyro + accelerometer + compass) mems motiontracking device. [Online]. Available: <http://www.invensense.com/products/motion-tracking/9-axis/mpu-9250/>
- [3] Mpu-6050 six-axis (gyro + accelerometer) mems motiontracking devices. [Online]. Available: <http://www.invensense.com/products/motion-tracking/6-axis/mpu-6050/>
- [4] J. Rowberg. Mpu9150 library. [Online]. Available: <https://github.com/jrowberg/i2cdevlib/tree/master/Arduino/MPU9150>
- [5] Sebastian O.H. Madgwick « An efficient orientation filter for inertial and inertial/magnetic sensor arrays » April 30, 2010 PDF
- [6] D. Comotti « ORIENTATION ESTIMATION BASED ON GAUSS-NEWTON METHOD AND IMPLEMENTATION OF A QUATERNION COMPLEMENTARY FILTER » PDF
- [7] Casey Reas & Ben Fry « Getting Started with processing » PDF
- [8] Xi Chen « Human Motion Analysis with Wearable Inertial Sensors » University of Tennessee,
- [9] « A Wireless Human Motion Monitoring System for Smart Rehabilitation » University of California, Berkeley
- [10] Samir A. Rawashdeh Derek A. Rafeldt Timothy L.Uhl « Wearable IMU for Shoulder Injury Prevention in Overhead Sports » March 2016
- [11] Anushree Prabhu<sup>1</sup> , Pranjali Borkar<sup>2</sup> , Ajinkya Padwad<sup>3</sup>, Harshada Patankar<sup>4</sup> , Salil Vaidya « Sensor and Vision Fusion for Virtual Reality » *IJAREIE* Vol. 5, Issue 4, April 2016
- [12] Tiago Filipe Rodrigues Catarino « Development of a Hand-Tracker Wireless Solution based on Inertial Sensors »
- [13] Vinicius B. P. Fernandes, Jared A. Frank, and Vikram Kapila « A WEARABLE INTERFACE FOR INTUITIVE CONTROL OF ROBOTIC MANIPULATORS WITHOUT USER TRAINING » Conference Paper · July 2014
- [14] XIAOYE XIA « BODY MOTION CAPTURE USING MULTIPLE INERTIAL SENSORS » University of Saskatchewan
- [15] Atmel « 8-bit AVR Microcontrollers Atmega328P COMPLETE DATASHEET »