



# Rapport de projet

Conception et réalisation du dispositif de commande  
et de sécurité d'un stimulateur épidural transcutané

Narimane Aït Boudaoud  
Ursula de Vaux-Bidon  
Maëva Galleron  
Europe Olympia Massenot

Projet encadré par Monsieur Gilbert PRADEL

# Remerciements

Nous tenions à remercier notre encadrant Monsieur Gilbert Pradel pour sa présence constante et son aide dans l'avancée de ce projet.

Nous remercions également notre chef de département Monsieur Christian Touseau grâce auquel nous bénéficions d'un bon environnement de travail et d'un matériel optimal.

Merci enfin à tous nos camarades de la 3D pour leur soutien moral durant le déroulement du semestre.

# Contents

<b>1</b>	<b>Contexte</b>	<b>5</b>
1.1	Etat de l'art . . . . .	5
1.2	Cahier des charges . . . . .	6
1.3	Méthode utilisée . . . . .	7
1.4	Planification du projet . . . . .	7
1.5	Comparaison des cartes . . . . .	7
<b>2</b>	<b>Conception du système</b>	<b>9</b>
2.1	Cartes . . . . .	9
2.2	IHM embarquée . . . . .	10
2.3	Gestion de l'intensité . . . . .	11
2.4	Gestion de la tension . . . . .	13
2.5	Acquisition des paramètres et transmission des information . . . . .	13
2.6	Gestion de l'énergie . . . . .	14
<b>3</b>	<b>Bilan de réalisation à mi-projet</b>	<b>15</b>
3.1	Etat des travaux . . . . .	15
3.2	Difficultés rencontrées . . . . .	15
3.3	Suite du projet - Perspectives . . . . .	16
3.4	Bibliographie . . . . .	17

# Intitulé du projet

**Conception et réalisation du dispositif de commande et de sécurité d'un  
stimulateur épidural transcutané**

Ce projet est conduit par l'hôpital Raymond Poincaré à Garches et se fait avec la collaboration de l'ENS Cachan. Notre travail sera encadré par Monsieur Gilbert Pradel.

# Introduction

Ce projet s'inscrit dans le cadre de notre dernière année à l'ESME Sudria et traite de la conception et de la réalisation du dispositif de commande et de sécurité d'un stimulateur épidural transcutané. Ce dispositif s'adresse à des patients atteints de lésions plus ou moins sévères de la moelle épinière et ayant perdu totalement ou en partie l'usage de la marche. En effet, il s'agit ici de stimuler électriquement un générateur spinal de marche permettant ainsi de retrouver une mobilité des membres inférieurs.

L'objectif est donc pour nous de pouvoir réceptionner des données d'intensité et de tension relatives au dispositif de stimulation et de faire en sorte que le médecin en charge de l'expérience puisse accéder à ces données et ce, en association avec un système permettant d'assurer la sécurité du patient.

Notre travail est conduit par l'hôpital Raymond Poincaré à Garches et se fait avec la collaboration de l'ENS Cachan.

Notre équipe est constituée de quatre membres ayant tous suivi le même cursus au sein de l'ESME Sudria et appartenant au laboratoire électronique et Systèmes embarqués. Le projet est encadré par Monsieur Gilbert PRADEL.

# Chapter 1

## Contexte

### 1.1 Etat de l'art

Ce n'est qu'au début du XXème siècle (1911) que G.T. Brown [7], associé à C. Sherrington, apporta une démonstration que la locomotion n'était pas liée à un réflexe secondaire à une stimulation périphérique (hypothèse initialement émise par Sherrington) mais à l'activation d'un générateur spinal de marche (GSM) situé dans la moelle lombaire.

L'organisation des fibres nerveuses arrivant à la moelle (afférences primaires), moto et interneurons de cette région de la moelle lombaire a été bien précisée par des chercheurs suédois (A. Lundberg, E. Jankowska puis S. Grillner) dans les années 1960-80. [8].

L'existence de ce GSM a été clairement démontrée chez tous les mammifères sauf chez les primates (singes, bipèdes ou quadrupèdes et hommes).

Il existe cependant de nombreux arguments montrant que ce générateur spinal existe chez l'homme. L'un des plus convaincants [9] est la possibilité, chez des patients ayant une section complète de la moelle épinière, de déclencher une activité locomotrice des muscles des membres inférieurs par stimulation électrique des afférences nerveuses arrivant dans la moelle au niveau L2 L3 (soit au niveau de la 11, 12ème vertèbre dorsale). Des électrodes de stimulation reliées à un boîtier externe sont posées, chirurgicalement, sur le tissu recouvrant la moelle et les racines postérieures qui entrent dans la moelle au niveau de la vertèbre D12 (tissu épidural). Il a été démontré que ces stimulations (salves de 3 chocs de 0,5ms pour une intensité 8 à 10 mA et une fréquence 30Hz) activent les afférents de gros calibre (fibres Ia, Ib, et cutanées) qui dans la moelle se connectent aux différents neurones moteurs et aux interneurons de cette région qui forment le générateur spinal de marche.

Un premier travail [10] a été publié en 2011 dans un grand journal de médecine, le Lancet, rapportant l'observation d'un homme de 23 ans incapable de mobiliser volontairement ses membres inférieurs après une lésion importante de la moelle cervicale à la suite d'un accident de la route. Grâce à ces stimulations, et après une rééducation 170 séances, (de 4 heures sur une durée de 26 mois) il lui est possible de marcher (pendant la stimulation).

Depuis cette date plusieurs publications, dans de grands journaux (médicaux et sci-

entifiques), principalement de cette équipe (Russo-Américaine), ont rapporté quelques cas semblables. Il semble donc scientifiquement démontré que, chez l'homme, une stimulation électrique de fibres nerveuses est capable d'activer un générateur de marche situé dans la moelle lombaire.

Par contre se pose toujours un problème médical : cette technique est-elle utile pour ce type de patient ? Et, éventuellement pour d'autres types de patients ayant des troubles de la marche secondaires à une lésion moins importante de la moelle ou du cerveau par exemple. Démontrer qu'il existe un générateur spinal de marche est certes important, mais démontrer que l'activation de ce générateur est fonctionnellement utile aux patients dans la vie de tous les jours est différent.

Plus récemment [11][12] a été décrit une nouvelle possibilité de stimuler le générateur spinal de locomotion chez l'homme en utilisant des stimulations électriques percutanées et indolores et non dangereuses. En utilisant des courants de faible durée et de forte intensité. Cela a, médicalement, une importance pratique massive en pratique médicale. Il devient possible d'utiliser cette technique en pratique courante et montrer au patient (et aux soignants) si cette technique est efficace, ou non chez un patient donné. De plus cette technique pourra être utilisée soit :

- chez des patients ayant une section, complète ou quasi complète, de la moelle, et dans ce cas, une implantation chirurgicale ultérieure du dispositif sera nécessaire, mais le malade et les soignants seront très conscients de l'intérêt, ou non, de ce traitement,
- chez des patients cérébro ou médullo lésés (lésion incomplète permettant la marche), ou des personnes âgées perdant l'automatisme de marche, la stimulation sera appliquée pendant la séance de rééducation de la locomotion, le patient et le soignant pourront juger de l'intérêt (ou non) de cette technique. Le nombre de patients de ce type est considérablement plus élevé que ceux ayant une section complète de la moelle.

## 1.2 Cahier des charges

Le projet comprend deux parties distinctes :

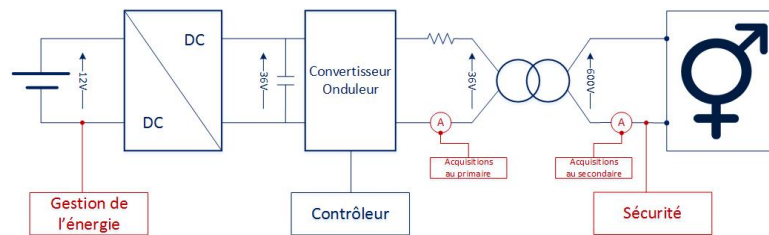
- **L'ensemble haute tension** : A partir de batteries (et non du secteur pour d'évidentes raisons de sécurité ) une haute tension est générée par un convertisseur élévateur de type *yback*. Cet élévateur utilise un hacheur à haute fréquence (300MHz environ) et un transformateur élévateur pour arriver à une tension secondaire de l'ordre de 500V. L'intensité injectée dans le GSM est une salve de 10 impulsions de  $33\mu s$  et de 500mA maximum d'amplitude. Cette partie relève de l'ENS de Cachan.
- **L'ensemble de contrôle-commande** qui doit :
  - contrôler les grandeurs électriques (tensions et courants au primaire et au secondaire) au moyen de capteurs isolés,
  - enregistrer ces grandeurs durant l'expérimentation qui peut durer plusieurs dizaines de minutes,

- vérifier que les grandeurs ne dépassent pas des valeurs préétablies par le médecin,
- concevoir une interface permettant au médecin de contrôler le processus de traitement du patient
- vérifier que le système est en état d'assurer le bon déroulement de l'expérience.

Notre objectif est donc d'étudier, de choisir et de concevoir l'architecture du système qui permet le contrôle du processus de stimulation épidurale et de le réaliser. Ce système devant s'appliquer à des patients, la contrainte de sécurité est très importante. Nous en avons déjà fait référence dans la partie précédente.

### 1.3 Méthode utilisée

Notre projet n'implique aucune chirurgie puisque les électrodes seront directement en contact avec la peau : c'est le principe de la **stimulation transcutanée**. Les structures nerveuses choisies sont stimulées par le biais d'électrodes fixées directement sur la peau. Il s'agit donc d'une méthode non invasive qui permettrait aux patients paralysés de pouvoir retrouver une fonction motrice sans passer par la chirurgie.



L'objectif est d'injecter, via les électrodes, des impulsions d'intensité très importante sur un temps très court selon le modèle suivant :

### 1.4 Planification du projet

Voici la planification de notre projet à l'aide d'un diagramme de GANTT grâce au logiciel Microsoft Project 2016.

Dans le tableau est représenté l'ensemble des tâches que nous prévoyons de réaliser dans le temps imparti du début au rendu final du projet.

Durée du projet :

Date de début : lundi 3 octobre 2016

Date de rendu : lundi 20 mars 2017

### 1.5 Comparaison des cartes

Afin de mettre en avant les avantages et inconvénients des différentes cartes susceptibles de correspondre au projet, nous avons représenté leurs caractéristiques sous forme de tableau.



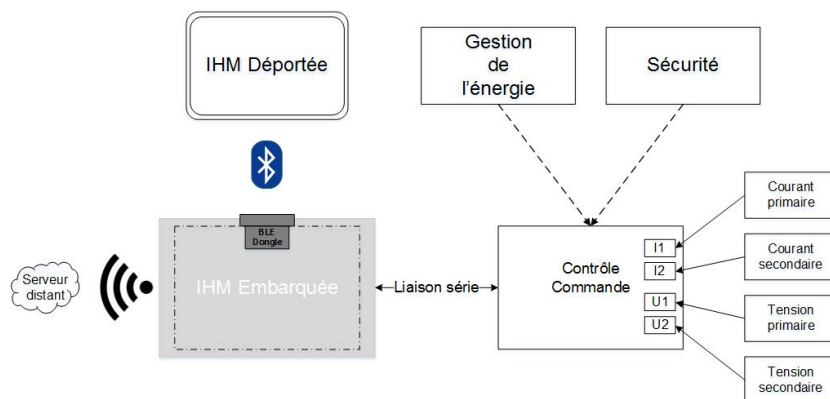
BeagleBone Black	<p>Nombre d'entrées analogiques : 7 AIN (1,8V max)</p> <p>Temps de la conversion : 125 ns</p> <p>Précision de la conversion : 12 bits</p> <p>Bluetooth : non</p> <p>Consommation : 460mA @5V</p> <p>I2C/SPI : oui/oui</p>
BeagleBone Black Wireless	<p>Nombre d'entrées analogiques : 7 AIN</p> <p>Temps de la conversion : 125 ns</p> <p>Précision de la conversion : 12 bits</p> <p>Bluetooth : oui(4.1)</p> <p>Consommation :</p> <p>I2C/SPI : oui/oui</p>
UDoo NEO	<p>Nombre d'entrées analogiques : 6 AIN</p> <p>Temps de la conversion :</p> <p>Précision de la conversion : 12 bits</p> <p>Bluetooth : oui</p> <p>Consommation :</p> <p>I2C/SPI : oui/oui</p>
Raspberry PI	<p>Nombre d'entrées analogiques : non</p> <p>Temps de la conversion : -</p> <p>Précision de la conversion : -</p> <p>Bluetooth : non</p> <p>Consommation :</p> <p>I2C/SPI : oui/oui</p>
Nordic SC nRF52832	<p>Nombre d'entrées analogiques : 8 AIN</p> <p>Temps de la conversion : de 3 à 40 us</p> <p>Précision de la conversion : 12 bits</p> <p>Bluetooth : oui(BLE)</p> <p>Consommation : 5,5 à 7,5 uA @ 3,0V</p> <p>I2C/SPI : oui/oui</p>
Texas Instrument CC2540	<p>Nombre d'entrées analogiques : 9 AD0 (VDD +0,3 V)</p> <p>Temps de la conversion : de 2,1 us à 27 us</p> <p>Précision de la conversion : 16 bits</p> <p>Bluetooth : non</p> <p>Consommation : 6,5 mA @ 3.0V</p> <p>I2C/SPI : oui/oui</p>
Freescale MKL25Z	<p>Nombre d'entrées analogiques : 9 AD0 (VDD +0,3 V)</p> <p>Temps de la conversion : de 2,1 us à 27 us</p> <p>Précision de la conversion : 16 bits</p> <p>Bluetooth : non</p> <p>Consommation : 6,5 mA @ 3.0V</p> <p>I2C/SPI : oui/oui</p>
Microchip PIC16F1619	<p>Nombre d'entrées analogiques : 12 ANSEL</p> <p>Temps de la conversion : 125 ns</p> <p>Précision de la conversion : 10 bits</p> <p>Bluetooth : non</p> <p>Consommation : 32 ua/MHz @1,8V (XLP)</p> <p>I2C/SPI : oui/oui</p>

## Chapter 2

# Conception du système

Nous pouvons diviser notre système en plusieurs sous-parties :

- une partie de contrôle de l'intensité au primaire et au secondaire qui nous permettra d'agir en fonction de sa valeur
- une partie de contrôle de la tension au primaire et au secondaire qui nous permettra d'agir en conséquence en fonction de la valeur
- une partie gestion de la batterie
- une partie acquisition des paramètres médecins et transmission des informations



### 2.1 Cartes

Parmi les cartes citées dans le tableau ci-dessus, nous avons choisi la BeagleBone Black.

Il s'agit d'une carte de développement de processeur ARM Cortex A8 32 bits, compatible avec plusieurs systèmes d'exploitation : Debian, Android etc.

Nous pouvons la connecter via USB host, Ethernet etc.

Elle est dotée de 7 pins analogiques avec un temps de conversion de 125ns, d'un bus SPI et I2C.

Elle ne consomme pas beaucoup et sa prise en main est simple.

En effet, il est possible d'y installer la sous-couche temps réel manquante à Linux, dans notre cas Xenomai, ce qui est un élément essentiel dans l'acquisition des données. De plus, ceci nous permet de mettre en application les notions vues en cours de *“Pilotes de périphériques pour OS embarqués”*.

Ayant été amenées à travailler à plusieurs reprises sur cette carte de développement, nous sommes devenues familières avec celle-ci. Les outils déjà disponibles dans la BeagleBone Black permettent un gain de temps considérable. La BeagleBone Black va être utilisée afin d'acquérir des données depuis les capteurs. Elles sont transmises par liaison Bluetooth vers une Interface Homme Machine déportée.

Pour l'acquisition des données, 4 ports analogiques supplémentaires sont nécessaires. Il est donc impossible de gérer l'écran 4DSYSTEMS et l'acquisition sur la même carte BeagleBone Black car cette dernière ne possède que 7 ports analogiques. Il faut donc séparer la gestion des deux actions : une carte pour l'acquisition et une carte pour la gestion de l'écran.

Pour un échange rapide d'informations entre les deux cartes, nous mettrons en place une liaison série.

Pour échanger des informations avec l'interface Homme-Machine débarquée nous utiliserons une liaison Bluetooth.

Pour transmettre les données de chaque manipulation vers un serveur extérieur, une liaison wi-fi pourra être envisagée.

De plus, pour un traitement de l'acquisition des données simplifié, nous avons décidé que la carte gérant l'écran 4DSYSTEMS gèrera également la liaison Bluetooth.

Par conséquent, une modification de l'architecture de notre système s'impose. En effet, l'acquisition des données se fera par une BeagleBone Black.

La gestion de l'écran et de la liaison Bluetooth peut se faire par une BeagleBone Black Wireless.

Cependant, pour des raisons techniques et financières, nous utiliserons pour la suite des manipulations deux BeagleBone Black ainsi qu'un dongle Bluetooth (clé bluetooth 4.0 BLE CSR 8510).

## 2.2 IHM embarquée

Une Interface Homme-Machine doit être mise en place pour l'affichage du signal en temps réel. Pour cela, nous utilisons un écran 4DSYSTEMS.

Nous souhaitons installer sur le système à développer un écran qui diffusera l'état du signal en temps réel.

Notre intérêt s'est posé sur un écran de la marque 4D SYSTEMS qui ne nécessite que 4 ports analogiques.

L'entreprise 4D SYSTEMS développe des modules afficheur pour des cartes électroniques, telles que la BeagleBone Black, la Raspberry Pi, l'Arduino.

Nous avons choisi un module écran tactile de 4.3" ADCAPE-43T, compatible avec la BeagleBone Black.

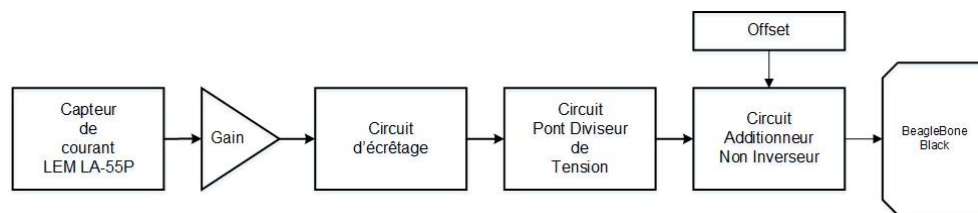
Sur une carte SD, nous avons chargé un environnement Xfce, que nous avons ensuite flashé sur la BeagleBone Black.

Xfce est un environnement de bureau basé sur la boîte à outils GTK+ qui se veut léger et simple mais aussi complet, souple, modulaire et portable. Il est destiné aux systèmes d'exploitation apparentés à UNIX.

Grâce à cela, nous avons pu obtenir un environnement Linux sur notre écran qui nous permettra ensuite de pouvoir observer le signal désiré.

## 2.3 Gestion de l'intensité

Comme dit précédemment, l'une des parties de notre projet consiste à acquérir les valeurs de l'intensité au primaire et au secondaire afin de pouvoir les comparer à des valeurs de référence.



Afin de pouvoir comparer la valeur de l'intensité obtenue à la valeur de référence, nous utilisons le convertisseur analogique-numérique de la BeagleBone Black. Par conséquent, la tension de sortie de notre circuit doit être inférieure à 1,8V (tension maximale supportée par la BBB sur une broche analogique). Pour être certaines de ne pas donner à la BeagleBone Black une tension trop importante, nous nous sommes fixées une valeur de 1,5V comme tension de sortie maximale.

Pour isoler l'intensité, nous avons utilisé un capteur LEM LA 55-P. Le LEM LA 55-P est un capteur de courant possédant une isolation galvanique entre le circuit primaire (high power) et le circuit secondaire (circuit électrique). Ce composant possède une résistance de mesure  $R_M$  ajustable selon la valeur de la température, de l'alimentation et la valeur maximale du courant. Dans notre cas, pour une alimentation de  $\pm 12V$ , avec une valeur de courant maximale  $\pm 50A$ , il nous faut :  $RM = 100\Omega$ .

Pour obtenir une image exploitable, nous décidons de faire 10 tours de fil autour du capteur afin de multiplier par 10 la valeur de courant mesurée.

Ainsi nous obtenons : 10 tours x 50 mA = 500 mA.

Cependant, l'image n'étant toujours pas assez élevée pour pouvoir l'exploiter, nous utilisons un gain afin de résoudre ce problème.

C'est dans cet objectif que nous nous sommes intéressées au composant INA114 qui est un amplificateur polyvalent offrant une bonne précision.

Une simple résistance externe  $R_G$  permet de régler le gain de 1 à 10 000. Une protection interne permet une résistance jusqu'à  $\pm 40V$  sans aucun dommage.

Il fonctionne avec une alimentation allant jusqu'à minimum  $\pm 2.25V$ , permettant son utilisation dans des gammes de tension :

1	$R_G$
$V_{IN}$	$V_{IN}$
$V_-$	Ref
$V_0$	$V_+$
$R_G$	

La documentation de l'INA114 nous indique la relation entre le gain et la résistance

$R_G$  :

$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{R_G}$$

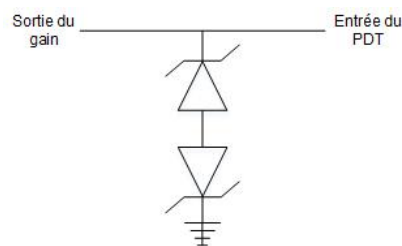
De plus, nous avons déterminé une valeur de gain de 160.

Ainsi, on aura :

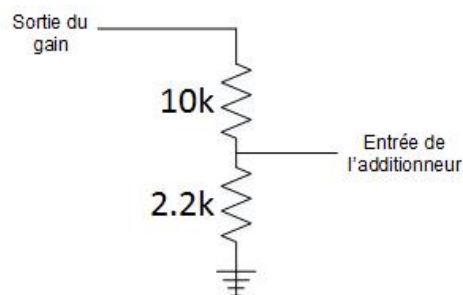
$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{R_G} = 160 \Leftrightarrow R_G = 314\Omega$$

Pour des raisons de budget, nous avons par la suite opté pour le composant INA188 ayant les mêmes caractéristiques.

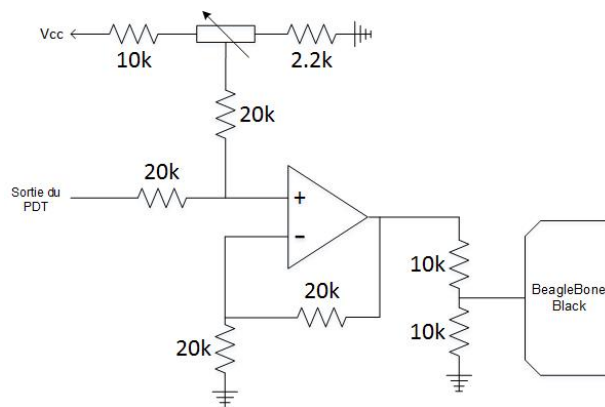
Par la suite, un circuit d'écrêtage est mis en place pour limiter la tension entre +8V et -8V à l'aide de deux diodes Zener. En effet, en mettant en place ces deux diodes en sens inverse, l'addition des deux tensions respectives permet de limiter la tension, en positif et en négatif.



L'utilisation de ponts diviseurs de tension nous permet de diminuer la tension en dessous du seuil maximal de la BeagleBone.



Enfin, un additionneur permet de redresser cette tension entre +1,5V et -1,5V.



Ce circuit nous permet donc de récupérer l'intensité de notre dispositif afin de pouvoir par la suite la comparer au courant de référence.

## 2.4 Gestion de la tension

Le contrôle de la tension se basera sur le même principe que le contrôle de l'intensité. Un capteur va nous permettre d'isoler la tension et ainsi pouvoir traiter l'information en fonction de sa valeur.

Le ADuM3190 est un amplificateur à erreur isolé, il est idéal pour les alimentations à rétroaction. Il permet une meilleure réponse transitoire et contrairement aux solutions optocoupleuses, qui ont un rapport de transfert de courant incertain d'un point de vue durée de vie et à des températures élevées, la fonction de transfert ADuM3190 ne change pas pendant toute sa durée de vie et est stable sur une large plage de température de -40 C à +125 C.

L'ADuM3190 est emballé dans un petit paquet QSOP à 16 fils pour une tension nominale de tension d'isolation de 2,5 kV.

## 2.5 Acquisition des paramètres et transmission des information

Afin de pouvoir gérer l'acquisition des données en temps réel sur la BeagleBone Black, nous avons décidé d'installer une sous couche temps réel dure, RTLinux ou Xenomai. En effet on souhaite que les limites temporelles données au système soient respectées, même dans la pire des situations d'exécution possible. Notre choix s'est porté sur Xenomai, car RTLinux ne divulgue plus ses codes sources, et la license coûte chère.

Une acquisition en temps réel sous Linux, permet :

- d'envoyer des ordres au contrôleur
- de rendre l'OS de la carte non prioritaire

Cette sous-couche permettra de prendre en compte les interruptions générées, entre autres, lorsque l'on sera dans une situation dangereuse pour le patient.

Lorsque l'on récupère les données acquises avec la deuxième BeagleBone, on souhaite les envoyer à la tablette via une liaison Bluetooth, et à un serveur distant via une communication Wi-Fi.

Pour répondre à ces contraintes, nous avons choisi une BeagleBone Black Wireless. Celle-ci possède à la fois un Bluetooth 4.1 BLE, et un module Wi-Fi, qui nous permettra d'envoyer les données de chaque patient à un serveur distant après chaque manipulation du médecin.

Cependant, pour des raisons techniques et financières, deux BeagleBone Black seront utilisées pour la suite des manipulations. On ajoutera un dongle Bluetooth 4.0 de type BLE, CSR 8510, pour effectuer les transferts de données à la tablette.

Le Bluetooth Low Energy réduit fortement la consommation de la puce Bluetooth. Sa portée se compte en quelques dizaines de mètres.

Le serveur distant sera mis en place lorsque tout le système aura été conçu. Une modification de l'architecture de notre système est donc nécessaire.

Suite à un TP effectué en cours d'Android pour lequel nous avons dû configurer le Bluetooth. Nous avons décidé d'utiliser cette même carte, Microchip Curiosity pour effectuer les tests de configuration du Bluetooth. En effet celle-ci possède également un Bluetooth de type BLE.

## **2.6 Gestion de l'énergie**

La gestion de la batterie est primordiale pour deux points :  
Tout d'abord il faut s'assurer qu'un indicateur signalera la faible tension de celle-ci et donc un chargement nécessaire, ainsi que son processus de chargement.  
La gestion de la batterie permettra également de s'assurer que la batterie a un niveau de charge suffisant pour effectuer la séquence introduite par les paramètres médecins.

Cependant, cette partie de notre système de contrôle ne peut être effectuée qu'une fois la partie Transformateur du projet de l'ENS Cachan achevée.

## Chapter 3

# Bilan de réalisation à mi-projet

### 3.1 Etat des travaux

Au cours de ce premier semestre, plusieurs tâches ont été effectuées :

- Premières réflexions sur le sujet, établissement des schémas de câblages, calculs des différentes valeurs des composants des circuits (intensité),
- Veille concurrentielle, état de l'art dans le domaine de la stimulation épidurale,
- Analyse des différentes cartes (BeagleBone, UDoo, Raspberry Pi, Nordic SC, Texas Instrument, Freescale, Microchip, Arduino, Chip),
- Test installation d'une sous-couche temps réel sur BBB,
- Réalisation de schémas sous EAGLE,
- Mise en place du dongle Bluetooth.

### 3.2 Difficultés rencontrées

Tout au long de ce semestre, nous avons rencontré un certain nombre de difficultés.

Nous avons choisi de travailler sur BeagleBone Black. Or, cette dernière ne présente pas assez de broches analogiques pour pouvoir l'utiliser à la fois pour la gestion de l'écran et la liaison Bluetooth.

Il a donc été nécessaire d'utiliser une deuxième BeagleBone Black afin de pouvoir gérer les deux paramètres évoqués ci-dessus.

De même, nous avons eu de nombreux problèmes concernant l'installation de Xenomai. En effet nous avons trouvé de nombreux tutoriels mais aucun d'eux ne furent concluants.

Nous avons enfin eu des difficultés à connecter notre clé Bluetooth avec la BeagleBone Black. En effet, il était impossible de reconnaître le dongle connecté à la carte depuis un appareil électronique extérieur. L'activation par le biais d'une ligne de commande a suffi à rendre visible le système Bluetooth.



### 3.3 Suite du projet - Perspectives

La suite de notre travail sera consacrée à la poursuite de l'acquisition des données ainsi qu'à la création des IHM.

De plus, grâce au cours d'Informatique temps réel que nous allons suivre au second semestre, nous serons en mesure d'installer la sous-couche temps réel Xenomai.

Il faudra en parallèle développer la sécurité du système : les circuits “danger” et “défaut” ainsi que l'arrêt du système en cas d'urgence.

### 3.4 Bibliographie

[1] <https://edgertonlab.ibp.ucla.edu/yuri-gerasimenko>

[2] A Computational Model for Epidural Electrical Stimulation of Spinal Sensorimotor Circuits, *The Journal of Neuroscience* (2013)

[3] Fonctions motrices, B. Bioulac, P. Burbaud, J.-R. Cazalets, C. Gross, *EMC-Neurologie* 1 (2004)

[4] Modification of spasticity by transcutaneous spinal cord stimulation in individuals with incomplete spinal cord injury, Ursula S. Hofstoetter, William B. McKay, Keith E. Tansey, Winfried Mayr, Helmut Kern, Karen Minassian, *The Journal of Spinal Cord Medicine* (2014)

[5] Extraits des normes CEI 60479-1 et CEI 60479-2 sur [agregation.capes.free.fr/2008/Securiteelectrique](http://agregation.capes.free.fr/2008/Securiteelectrique)

[6] Des expériences de Galvani à la pile de Volta, vidéo diffusée par l'Université de Rennes 1

[7] Brown TG. The intrinsic factors in the act of progression in the mammal. *Proc R Soc Lond B* 1911;84:308–19 [containing papers of a biological character]

[8] Douglas G. Stuart, Hans Hultborn. Thomas Graham Brown (1882–1965), Anders Lundberg (1920–), and the neural control of stepping *Brain research reviews* 59, 74–95, 2008

[9] Harkema S, Gerasimenko Y, Hodes J, Burdick J, Angeli C, Chen Y, Ferreira C, Willhite A, Rejc E, Grossman RG, Edgerton VR. Effect of epidural stimulation of the lumbosacral spinal cord on voluntary movement, standing, and assisted stepping after motor complete paraplegia: a case study. *Lancet* 377: 1938–1947, 2011.

[10] Dimitrijevic MR, Gerasimenko Y, Pinter MM. Evidence for a spinal central pattern generator in humans. *Ann N Y Acad Sci* 1998;860:360–76

[11] Gerasimenko Y, Gorodnichev R, Machueva E, Pivovarov E, Semyenov D, Savochin A, Roy RR, Edgerton VR. Novel and direct access to the human locomotor spinal circuitry. *J Neurosci* 30: 3700–3708, 2010.

[12] Transcutaneous electrical spinal-cord stimulation in humans Yury Gerasimenko, Ruslan Gorodnichev, Tatiana Moshonkina, Dimitry Sayenko, Parag Gad, V. Reggie Edgerton. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine* 58 (2015) 225–231