

# GUANT INTEL·LIGENT PER AJUDAR A LA REHABILITACIÓ I L'ENTRENAMENT

Roger Recasens Farré

**Resum** – Actualment, la tecnologia forma part del nostre dia a dia per a diferents aplicacions en diferents àmbits. En l'àmbit de la salut es creada amb l'objectiu de facilitar la feina als professionals i empoderar als pacients i, així, reduir el risc d'infeccions, morts, malalties, etc. En l'àmbit de salut, la branca de fisioteràpia, cada cop més la tecnologia intervé més per ajudar als pacients a una recuperació favorable, però no disposen de tots els sistemes i menys a un cost assequible com, per exemple un guant intel·ligent que permeti ajudar al fisioterapeuta a monitoritzar i indicar al pacient si està realitzant l'exercici indicat correctament i, així, ajudar a una rehabilitació adequada. Per això, aquest projecte tracta de crear un guant intel·ligent mitjançant sensors de força a les puntes dels dits, un microcontrolador FRDM-KL25Z i que enviïn les dades a una aplicació mòbil, via Bluetooth.

**Paraules clau** – Android; Bluetooth; FlexiForce; FRDM-KL25Z; Guant intel·ligent; Mesura de força; Rehabilitació.

**Abstract** – Nowadays, technology is part of our daily life in all kinds of different environments. Regarding the health, technology is used for improving and make easier the doctors' and researchers' work, and so, reducing infections, illnesses, demises, etc. In physiotherapy, day by day technology is used for helping the patients in having a quicker recuperation. However, all the devices needed are not available and the ones that are, they have an unreachable cost. This project introduces one of these devices, a smart glove that indicates the patient if he is doing the exercises properly. In order to achieve that, the smart glove has several sensors at the end of every finger, and all the data that they collect is controlled by the FRDM-KL25Z microcontroller, which sends the information to a smartphone via Bluetooth.

**Index Terms** – Android; Bluetooth; Force measurement; FlexiForce, FRDM-KL25Z; Intelligent glove; Rehabilitation.

---

## 1. INTRODUCCIÓ

La tecnologia és l'eina més vital per avançar en el desenvolupament i evolució d'una societat. Actualment, la tecnologia forma part del dia a dia de tots els àmbits, també de la salut, que ja és imprescindible. En els últims anys, la tecnologia s'ha caracteritzat per tenir un auge en l'avenç de la ciència.

El desenvolupament tecnològic ha suposat un canvi a l'àmbit sanitari. El seu progrés ha permès conèixer el perquè de moltes malalties i respostes de com funciona el cos humà.

Gràcies a la tecnologia, s'han aconseguit condicions òptimes pels pacients com, per exemple, en una operació quirúrgica. Actualment, no només s'utilitzen els avenços tecnològics per curar sinó que també, s'utilitza per prevenir malalties i per la recuperació i rehabilitació.

L'any 2014, el departament de fisioteràpia de l'Escola Universitària Gimbernat, va proposar crear un sistema que permeti saber quanta pressió està realitzant una persona quan estigui pressionant sobre un objecte o superfície. Aquell any, el Jordi González va fer un primer prototip amb certes limitacions [8] en el que s'analitza i es seleccionen els sensors de força i el mòdul Bluetooth, que han servit de base per aquest projecte.

- 
- E-mail de contacte: roger.recasens.farre@gmail.com
  - Menció realitzada: Enginyeria de Computadors
  - Treball tutoritzat per: Dolors Rexachs (Departament de Microelectrònica i Sistemes Elèctronics)
  - Curs 2016/17

Els serveis que podrà oferir el producte són:

- Ajudar a la rehabilitació d'un pacient.
- Ajudar a la formació de futurs fisioterapeutes i utilitzar el guant com a punt de referència de la quantitat de pressió al realitzar l'exercici. També es podrà utilitzar com a eina en el moment d'avaluar als alumnes.

Aquest projecte entra en la nova tendència e-health [1], que consisteix en que el pacient pugui realitzar els exercicis de rehabilitació a casa seva, i monitoritzant el procés de recuperació o tractament. Les dades generades es podran enviar a l'especialista encarregat d'analitzar-les. Aquesta realimentació ajuda a millorar l'adherència al tractament i tenir un seguiment constant, ja que, un dels majors problemes que afecten els professionals de la salut és la falta de seguiment de les prescripcions en els tractaments.

D'aquesta manera, es podrà analitzar sense tenir una cita o una visita amb el pacient, estalviant temps i afavorint la comoditat de ambdós usuaris. També es tindrà un seguiment

## 2. ESTAT DE L'ART

Actualment, hi ha diferents guants preparats per la rehabilitació. Podem trobar el guant rehabilitador de mans i canell de MediTouch [2]. Aquest guant té com a objectiu facilitar la rehabilitació del pacient amb una guia visual, però el guant funciona mitjançant un cable connectat a un ordinador per poder visualitzar la guia i transmetre les senyals dels sensors. És un guant que s'ha d'utilitzar al mateix centre de rehabilitació i no és autònom.

ActiveLink juntament amb Panasonic [3], han creat un guant muscular artificial per la rehabilitació de la mà, si es afectada per una hemiplegia [4], i un altre guant complementari amb sensors que s'utilitzen amb la mà sana. La seva funcionalitat consisteix en: el guant de musculació artificial imita els gestos i moviments del guant de la mà sana.

Al 2015, un estudiant de Costa Rica va presentar la seva tesi a l'institut Fraunhofer d'Enginyeria en Producció i Automatització (IPA), Alemanya. La tesi la va realitzar sobre un guant robòtic per la rehabilitació i assistència de les mans, amb cooperació de l'empresa FESTO Co & Ag. El prototip intenta simular una mà que pugui realitzar un moviment repetitiu, per tal de que el pacient o usuari no hagi de fer esforç i evitar possibles danys. Estaria pensat no només en la rehabilitació sinó també a treballs físics, com per exemple, un operari o un treballador de una obra. Està pensat en ser un guant autònom.

El projecte del Jordi Gonzalez de l'any 2014, la part electrònica es troba en protoboards i conté un microcontrolador PIC18F8722, cinc sensors de pressió i un mòdul Bluetooth. La placa del microcontrolador és massa gran i el sistema no es autònom.

## 3. OBJECTIUS

L'objectiu d'aquest projecte és realitzar tot el sistema amb una placa petita, per poder crear un guant autònom de baix consum i que sigui ergonòmic i còmode pel pacient.

Per tant, s'utilitzarà una bateria per poder crear un producte senzill, còmode i mòbil sense necessitat de connectar-lo mitjançant cablejat, i a més, també n'augmenta la seguretat.

Es pretén que les dades rebudes pels sensors, siguin monitoritzats i s'enviïn a una aplicació mòbil per poder-los veure, analitzar i enviar-li indicacions al pacient.

La funcionalitat del sistema es pot veure a la figura 1.

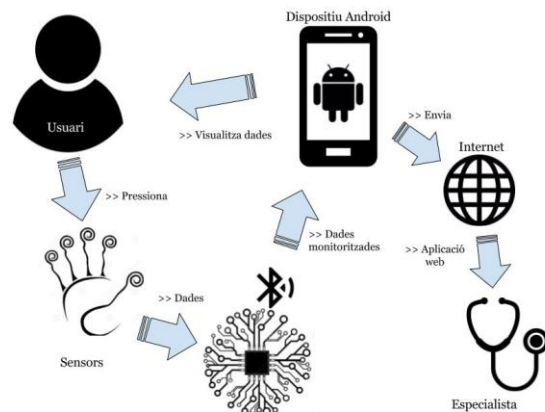


Fig. 1: Funcionalitat del sistema

L'usuari es posa el guant i en realitzar una pressió, els sensors monitoritzaran la força que es faci en cada dit. El sistema, per via Bluetooth, ho envia al sistema Android. Una vegada rebut a l'aplicació mòbil, les dades es veuran al mòbil i es podran compartir amb l'especialista corresponent a través d'internet i poder-les veure a l'ordinador.

Per transmetre les dades, també hi ha l'opció via Wifi, però es va triar via Bluetooth, ja que consumeix poca energia, no és necessari un rang de distància molt gran entre el mòdul de comunicació i el dispositiu mòbil i no hi ha una gran quantitat de dades a transmetre.

La unitat que es mesurarà la força serà en grams (gr) i es podrà visualitzar la força de cada sensor, per tant, haurà cinc indicadors.

El guant contindrà el següents components:

- Microcontrolador: FRDM KL25Z de Freescale [5]
- 5 sensors de pressió: Flexiforce A201 (11b) [6]
- Mòdul de Bluetooth: RN-41 [7]
- Bateria

Es connectaran i s'utilitzaran xips, resistències, potenciómetres necessaris pel correcte funcionament del sistema.

Un cop connectats cada component i, ja funcionin correctament, es procedirà a programar el sistema.

#### 4. METODOLOGIA

Pel desenvolupament d'aquest projecte s'utilitza la metodologia en cascada [9] adaptades a les necessitats del projecte, com podem observar a la figura 2.

Durant el procés d'aquest projecte, es va visitar els fisioterapeutes de l'Escola Universitària Gimbernat per orientar cap a quins serveis cobriria el guant i quines funcionalitats desitjaven, com per exemple, el temps en que es recopilen les dades.

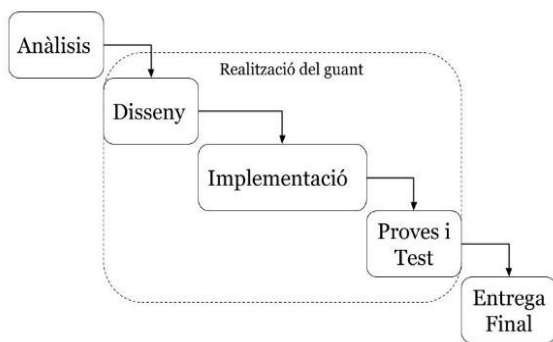


Fig. 2: Tasques en cascada del projecte

**Anàlisis:** La primera fase es basa en buscar informació del projecte seleccionat, l'estat de l'art, buscar quins components s'utilitzaran i decidir amb raonament que es necessitarà, estudiant com es connectaran entre ells (connexions i pins).

Realització del guant:

**Disseny:** Es va distingir diferents tipus de dissenys. Es va dissenyar el sistema hardware i software, es va dissenyar el circuit elèctric, amb els components i connexions adequades, seguint el disseny del programa que es basa en la tasca de cada component, que podem observar a la figura 1.

**Implementació:** Es la fase de construir el sistema físic i codificar i posar a punt els components, el sistema i el programa per que en un futur funcionin com es degut, és a dir, es la part que es crea el codi font.

**Proves i test:** Fase de comprovació del sistema i del producte creat per que funcioni correctament, i en cas contrari, corregir aquests errors.

**Entrega final:** Fase de finalització i presentació del projecte.

#### 5. DISSENY DEL SISTEMA

Els components necessaris per fer aquest projecte són cinc sensors de força, un mòdul Bluetooth, un micro-

controlador amb els pins i bits adient, i una bateria. A continuació es detallen els elements que s'utilitzen:

**5.1. Sensor de força FlexiForce A201** per cada dit, cinc sensors. El tipus de sensor que s'utilitza és d'1lb (454g), és a dir, que mesura la força realitzada entre 0 i 454g (0 - 4,4N) aproximadament.

És un sensor resistiu, és a dir, la resistència varia segons la pressió que s'hi aplica. Quan no s'hi aplica cap pressió la seva resistència és màxima ( $\geq 5M \Omega$ ). L'empresa del sensor assenyalava que s'ha d'alimentar amb 5V i recomana utilitzar un màxim de 2,5mA. Per tant, podem concloure, mitjançant la següent fórmula, que a màxima pressió, la resistència serà mínima i serà de  $2K \Omega$  com es mostra a la taula I.

$$V = I * R$$

$$5 = 2,5 * R_{min}$$

$$R_{min} = 2000 \Omega$$

TAULA I  
COMPARATIVA ENTRE PRESSIÓ I  
RESISTÈNCIA

PRESSIÓ	RESISTÈNCIA
Màxima = 4,4 N	Mínima = $2K \Omega$
Mínima = 0N	Màxima $\geq 5M \Omega$

La sortida del sensor és voltatge, és a dir, la sortida és analògica i per tant, s'ha de tractar i connectar a un pin de la placa ADC (convertidor d'analogic a digital), per que es pugui convertir la senyal a un valor numèric.

La part sensible és rodona i es troba a l'extrem (extrem dret de la figura 3) i té un diàmetre de 10mm.

Els sensors són ideals per forces dinàmiques, és a dir, per forces humanes, ja que, la força que exerceix una persona sobre un objecte és variant i mai és la mateixa.

El sensor que utilitzarem és el de la figura 3:



Fig. 3: Sensor FlexiForce A201 1lb

**5.2. Placa FRDM KL25Z** de Freescale que conté un microcontrolador ARM Cortex -M0+ d'alt rendiment, amb 16KB de RAM i 128KB de memòria flash. És una placa de baixes dimensions, el qual és important per un projecte com aquest. El microcontrolador serà l'encarregat de convertir la senyal del sensor en digital i enviar-ho al mòdul de comunicació.

Disposa de tots els pins necessaris pel projecte:

- 6 entrades ADC (convertidors de senyal analògica a digital), per tractar la senyal del sensor. Té una resolució de 16 bits, el qual és important, ja que, amb una resolució baixa (menys de 10 bits aproximadament) la lectura dels sensors també és baixa i, per tant, poc precisa. La resolució de l'ADC va de 0 a  $2^{16} - 1$  (de 0 a 65535).
- UART (RX i TX), per la comunicació en Bluetooth.
- pins d'alimentació i terra per alimentar el propi sistema i els seus components.

A més de complir amb els requisits dels sensors, l'empresa Mbed proporciona un compilador online [15] i gratuït, que es pot utilitzar molt fàcilment per programar la placa en C, i en el cas que no es disposi d'internet, es pot utilitzar el compilador CodeWarrior.

FRDM-KL25Z és una alternativa a les plaques d'Arduino, i també a baix cost. A la figura 4 es pot apreciar la placa de 8,1cm d'amplada i 5,3cm d'alçada :

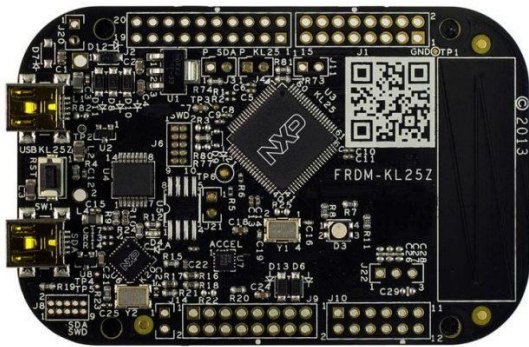


Fig. 4: Placa FRDM KL25Z

**5.3. Mòdul de connexió Bluetooth RN-41**, és l'encarregat de transmetre les dades a un dispositiu mòbil. RN-41 és de classe 1, rang de 100 metres aproximadament, i de versió 2.1, que indica que té un ampla de banda de 3Mbit/s.

Els pins necessaris a utilitzar són:

- Pins de transmissió de dades entre el micro-controlador i el mòdul: RX (receive pin) i TX (transmission pin).
- Pins d'alimentació i terra.
- Port mini USB d'entrada, que permet la possibilitat de configurar-lo des de l'ordinador. També es pot configurar-lo via Bluetooth, però si mai s'ha utilitzat es recomanable fer-ho des d'un ordinador a través del USB. (la configuració es pot veure a l'annex A.1).

El mòdul a utilitzar es mostra a la figura 5:



Fig. 5: Mòdul Bluetooth RN-41

**5.4. Bateria OnPower 300 travel charger** de Geonaute [10], que serà l'element per obtenir un sistema autònom. Com que el sistema consumeix poc i està pensat en ser autònom, es pot seleccionar una bateria amb poca capacitat, de baixes dimensions i poc pes.

La placa FRDM-KL25Z disposa de dos mini-USB d'entrada, per tant, pot rebre l'alimentació de la bateria per un d'aquests ports. Si la placa és alimentada per USB, la tensió ha de ser de 5V, i si és pel pin d'entrada Vin, la tensió oscil·la entre 5 a 9V.

Per tant, la bateria proporciona 5V i té una capacitat de 2600mA.

La bateria que s'utilitza té un port d'entrada USB, per recarregar la mateixa bateria, i un mini USB, per carregar altres dispositius, com per exemple la placa del guant.

La bateria a utilitzar es mostra a la figura 6:



Fig. 6: Bateria OnPower 300 travel charger

La viabilitat del projecte és provisional, ja que no s'ha creat un producte final, però es mostra a l'annex A.2. Viabilitat.

**5.5. S'utilitza una aplicació per poder veure els resultats i la força que s'aplica als sensors.** Aquesta aplicació és **BlueTerm** [16] per el sistema operatiu Android per mòbils o tauletes.

És una aplicació dedicada al Bluetooth que actua com a terminal de la connexió Bluetooth, és a dir, en aquest projecte, actuarà com a terminal del mòdul RN-41, on es podrà configurar des d'allà si es vol. És des d'aquesta aplicació, d'on es podrà veure les dades que el sensor envia.

Per tant, tots els resultats del projecte es veuran a la pantalla del mòbil a través de BlueTerm.

## 6. IMPLEMENTACIÓ

Per realitzar el sistema, s'ha hagut de realitzar un estudi previ de com es comporta cada component dins el sistema, com integrar-los i connectar-los. En aquest bloc veurem la interacció dels components i les connexions per separat, per entrar més en detall. Per a més informació, veure els datasheets corresponent que es troben a la bibliografia.

### 6.1. CIRCUIT SENSOR

En aquest apartat es descriu les connexions i components que s'utilitzen entre el sensor i la placa FRDM-KL25Z. (Per entendre correctament les connexions, es recomana veure la figura 9 i figura 10).

El sensor s'alimenta amb 5V, però el pin ADC de la placa FRDM-KL25Z és de 3,3V, i com a màxim, pot rebre 3,6V.

Per això s'utilitza un divisor de tensió com el de la fig. 10, per tal de reduir el voltatge de Vout.

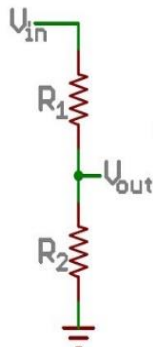


Fig. 7: Divisor de tensió [13]

La resistència R1 seria el sensor resistiu,  $V_{in} = 5V$  i  $V_{out}$ , com a màxim,  $3.3V$ . Sabem que  $R1$  és  $>5M\Omega$  quan no hi ha cap força que s'hi apliqui, i  $R1 = 2K\Omega$  quan s'hi aplica la màxima força. Ens queda la resistència R2 que se sabrà mitjançant la següent fórmula:

$$V_{out} = V_i * \frac{R_2}{R_1 + R_2}$$

Utilitzem la R1 mínima, és a dir,  $2K\Omega$ , perquè és el valor de màxima força i la resistència més petita, i aquest és el condicionant de la R2, ja que, si la R1 augmenta, llavors el Vout disminueix, i si la R1 disminueix, llavors Vout augmenta. Utilitzem R2 per limitar el voltatge a un màxim de  $3.3V$  i per maximitzar el marge de sensibilitat de força desitjada.

Si substituïm la fórmula pels corresponents valors ens queda que  $R2 = 5142,85\Omega$ . Però, mitjançant amb un voltímetre comprovem quina resistència del sensor té per cada força (veure l'apartat 5. Resultats). Veiem que amb 550g de força, la resistència R1 (del sensor) és de 20K. Per tant, apliquem l'anterior fórmula amb  $R1 = 20K\Omega$ . En aquest cas, ens surt  $R2 = 51428,5\Omega$ .

Per tant, R2 ha d'estar entre  $5,1K\Omega$  i  $51,4K\Omega$ , el qual es pot regular amb un potenciòmetre d'entre els valors anteriors. En aquest projecte però, s'ha utilitzat una resistència fixa.

Tenint una R2 petita, tenim un sensor poc sensible, i amb una R2 gran tenim un sensor molt sensible, per tant, busquem un valor mig i trobar l'equilibri en sensibilitat i obtenim  $R2 = 20K\Omega$ . Llavors, la força màxima serà 730g aproximadament.

La sortida Vout del divisor de tensió (Fig. 10) es connecta a un amplificador MCP6004, concretament a l'entrada Vin(+), com el de la Fig. 11. (A la Fig. 12 es mostra un LM358, ja que no es disposava del MCP6004 en el simulador de circuits, però el funcionament és el mateix).

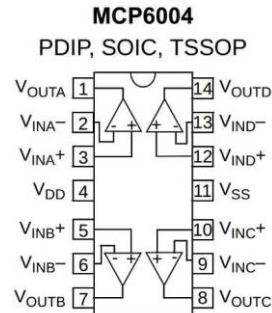


Fig. 8: Esquemàtic de l'amplificador MCP6004

La sortida de l'amplificador (Vout) es connecta al pin ADC i es retorna a connectar a l'amplificador, però al pin Vin(-), per tal de contrarestar l'entrada Vin(+).

A Vss es connecta terra (GND) i a Vdd es connecta  $3.3V$ . Com que la placa només permet rebre  $3.3V$  en el pin ADC, s'alimenta l'amplificador amb  $3.3V$  perquè l'ona de sortida no sigui superior a  $3.3$ .

Seguidament, es mostra el circuit sense la placa, ja que, el simulador no es troba disponible la placa FRDM-KL25Z.

Els colors de les connexions són:

- Blau: Connexions internes.
- Vermell: Alimentació al sensor i sistema de +5V
- Negre: Connexió a terra (GND)
- Taronja: Alimentació de 3,3V.
- Groc: Sortida que es connecta al pin ADC de la placa.

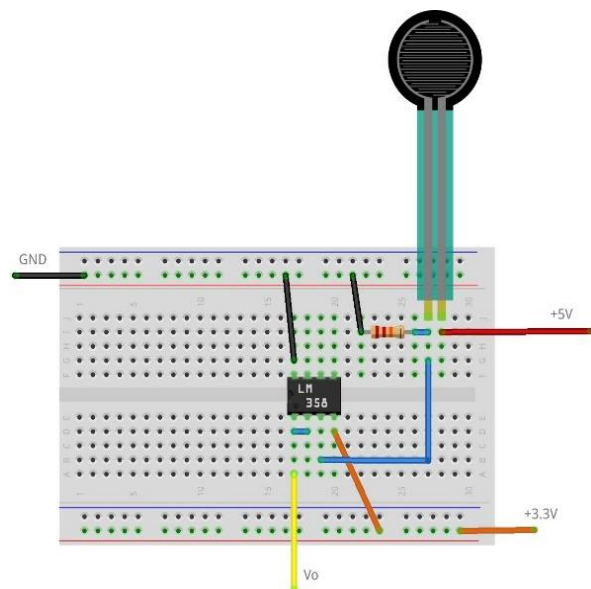


Fig. 9: Circuit del sensor

L'esquemàtic del circuit de la figura 9 és el de la figura 10:

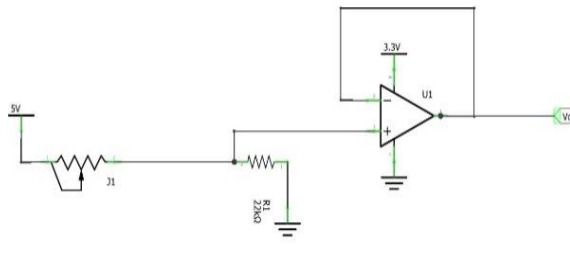


Fig. 10: Esquemàtic del circuit

Aquest circuit correspon a un únic sensor, per tant, s'han de tenir cinc circuits.

## 6.2. CIRCUIT BLUETOOTH

En aquest apartat es detalla les connexions entre la placa FRDM-KL25Z i el mòdul Bluetooth RN-41, per tal, de poder transmetre les dades al mòbil.

Tal com s'han descrit anteriorment, els pins a utilitzar de RN-41 són RX, TX, Vin i GND.

El mòdul RN-41 funciona amb 3,3V i per que la comunicació s'efectuï correctament, s'utilitzen els pins RX i TX dels dos components. Aquests es connecten entre ells però intercanviats, és a dir, el pin RX del RN-41 es connecta al pin TX de la FRDM-KL25Z.

Els pins i la secció d'on es troben de la placa FRDM-KL25Z:

- J9 I/O Header:
  - 3,3V
  - GND
- J1 I/O Header
  - PTA2: RX (UART 0).
  - PTA1: TX (UART 0).

Els pins i la secció d'on es troben del mòdul RN-41:

- J1 GPIO signal Header 1
  - Pin 11: 3,3V.
  - Pin 12: GND.
- J2 GPIO signal Header 2
  - Pin 18: TX
  - Pin 19: RX

En els mòduls Bluetooth, pot ser habitual utilitzar dos pins més: CTS (clear to send) i RTS (request to send). Aquests són pins de control de flux que funcionen [12]:

- Si CTS = 0, indica que el dispositiu extern pot rebre més dades i transmetre-ho pel pin TX.
- Si CTS = 1, indica que el dispositiu extern no pot acceptar més dades i aturarà la transmissió de dades als següents 0-3 caràcters, depenent del que hi hagi el buffer de la sortida.

Però la placa FRDM-KL25Z no té cap dels pins CTS ni RTS, per tant, es poden connectar a terra o es pot deixar sense connexió.

El circuit de la figura 11 mostra les connexions físiques:

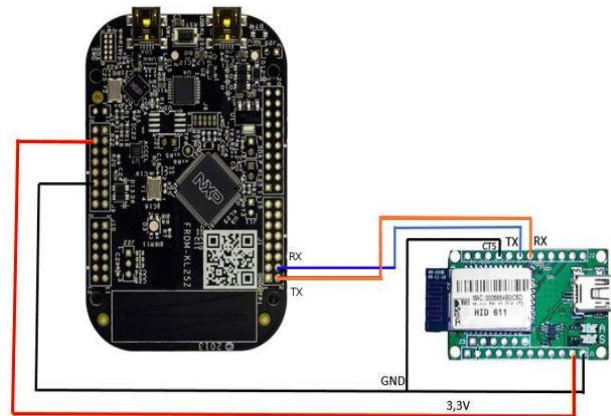


Fig. 11: Circuit inicial amb el mòdul Bluetooth

La taula II mostra els pins que van connectats entre ells i el color del cable:

TAULA II  
CONNEXIONS INICIAL AMB RN-41

FRDM-KL25Z	RN-41	Color
3,3V	Pin 11: Vin	Vermell
GND	Pin 12: GND	Negre
PTA2: RX	Pin 18: TX	Blau
PTA1: TX	Pin 19: RX	Taronja

Però l'anterior circuit, pot crear problemes en l'enviament de dades via Bluetooth si la placa FRDM-KL25Z està connectada a l'ordinador via USB.

Aquesta situació pot solapar dades i enviar-ne d'errònies o enviar-les a l'ordinador en comptes de al mòbil. Es degut, a que s'utilitza pins UART i l'USB també és UART.

El projecte està pensat perquè sigui autònom i, per tant, no estarà connectat via USB a un ordinador per retransmetre dades, però durant la creació del projecte que s'ha de programar i testear el sistema, el problema resulta notori.

Per solucionar el problema s'han de canviar els pins UART0 (és a dir, PTA2 i PTA1) de la placa FRDM-KL25Z.

Els nous pins a utilitzar i la seva secció de la placa FRDM-KL25Z són:

- J1 I/O Header
  - PTA5 ó D5: TX
  - PTA4 ó D4: RX

Per tant, el circuit definitiu seria el mostrat a la figura 12:

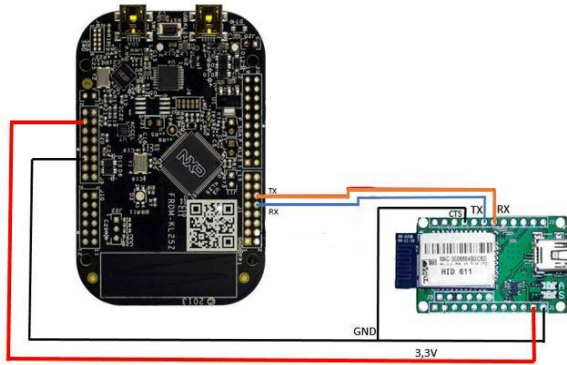


Fig. 12: Circuit definitiu amb mòdul Bluetooth

La taula III mostra els pins utilitzats a la figura 12 i les connexions definitives.

TAULA III  
CONNEXIONS DEFINITIVES AMB RN-41

FRDM-KL25Z	RN-41	Color
3,3V	Pin 11: Vin	Vermell
GND	Pin 12: GND	Negre
PTA4 (D4): RX	Pin 18: TX	Blau
PTA5 (D5): TX	Pin 19: RX	Taronja

### 6.3. CIRCUIT BATERIA

A la part de descripció dels components, ja es detallà que la bateria es connecta a través d'USB. Així doncs, la bateria es connecta a la placa FRDM-KL25Z com a la figura 13.

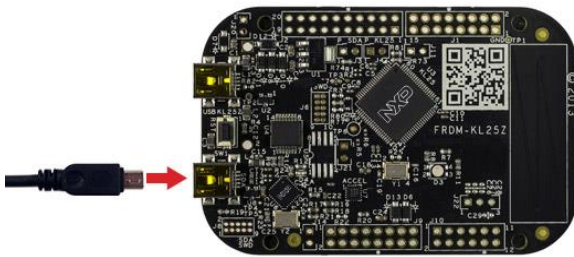


Fig. 13: Connexió de la bateria a la placa

En el cas que es volgués posar piles, el voltatge d'entrada (Vin) oscil·la entre 5 – 9V i s'hauria de connectar el positiu al pin d'entrada Vin i el negatiu a terra (GND).

### 6.4. DIAGRAMA DE FLUX

Per entendre el funcionament del sistema, es mostra el diagrama de flux del sistema a la figura 14.

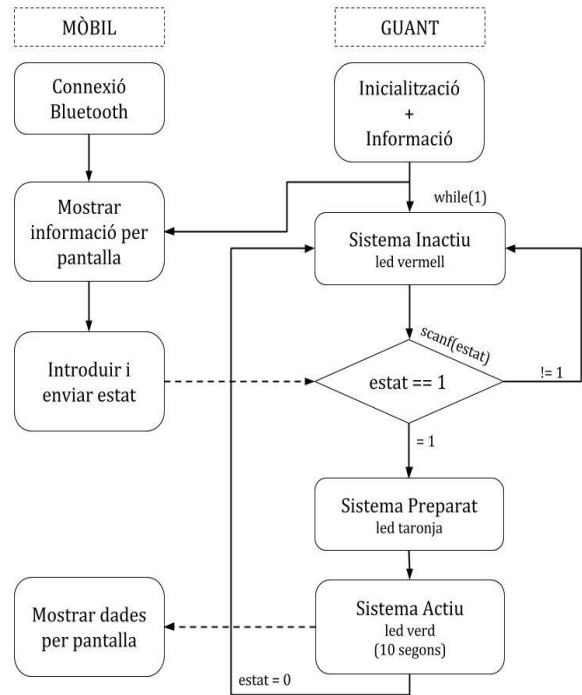


Fig. 14: Diagrama de flux del sistema

El diagrama de la figura 14 descriu:

1. Connexió Bluetooth entre dispositius.
2. Inicialització de variables i mostrar la informació per la pantalla del mòbil. Aquesta informació, és una guia i indicacions del significat de cada led i quan començarà i acabarà l'exercici.
3. S'entra en un bucle infinit, on el sistema estarà inactiu, és a dir, no realitzarà cap acció. Aquest estat s'indica amb el led vermell.
4. El sistema romandrà a la espera fins que l'usuari introdueixi un valor a l'aplicació del mòbil per començar en el procés (punt 5) o continuarà en estat inactiu i a l'espera (punt 3).
5. El sistema passa a l'estat preparat que s'indica amb el parpadeig del led taronja. Aquest led s'encendrà tres vegades per avisar a l'usuari de que el sistema està a punt de començar a funcionar.
6. Finalment, el sistema s'activa. Recopila i envia les dades durant 10 segons que és el que dirà l'exercici. S'indica amb el led verd. Després el sistema es tornarà a desactivar (punt 2).

Seguidament es detalla el diagrama de flux de la funció "Sistema Actiu" de la figura 14:

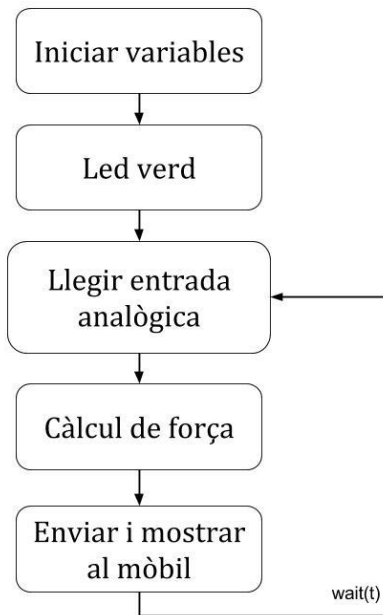


Fig. 15: Diagrama de flux del sistema actiu

El diagrama de la figura 15 descriu:

1. Inicialització de variables i registres
2. Activar el led verd
3. Llegir la senyal d'entrada dels cinc pins ADC de la placa FRDM-KL25Z.
4. Al tenir el valor que ha transmès el sensor, es calcula diferents paràmetres per aconseguir a obtenir la força realitzada.
5. Seguidament, s'envia les dades al mòbil via Bluetooth i es mostren per pantalla. Un cop finalitzat, s'espera un temps determinat, que poden ser 0.1, 0.2 o 0.25 segons, i es torna al punt 3.

Aquest procés és instantani, és a dir, el punt 3, 4 i 5 del diagrama 2, és seguit però s'efectua amb mil·lèsimes de segons que no s'aprecien.

## 7. CALIBRACIÓ

El sensor de força FlexiForce s'ha de calibrar, com es descriu a l'annex A.3. Calibrar el sensor Flexiforce A201.

Cal remarcar que pot tenir una diferent força depenent de l'àrea en que s'hi aplica la pressió. És a dir, el diàmetre sensitiu de Flexiforce és de 10mm i seguint la següent fórmula:

$$\text{Força} = \text{Àrea} * \text{Pressió}$$

S'hauria de efectuar una pressió amb la mateixa àrea que l'àrea sensitiva del sensor. D'aquesta manera s'obtindrien valors i resultats més acurats.

Per exemple, si es tenen tres pesos i cada un amb una massa de 2Kg, i el primer té un àrea superficial de 10cm<sup>2</sup>, el segon d'1cm<sup>2</sup> i el tercer de 0,1cm<sup>2</sup>. Sospesar cada objecte amb la mà indica que s'està aplicant una força

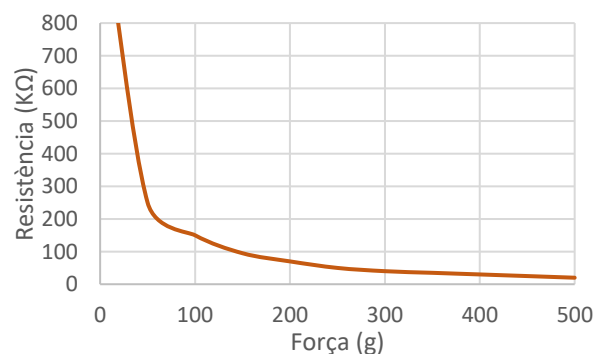
ascendent de 19,6N per cada objecte. Però els objectes es sentiran diferents entre ells, és a dir, el primer objecte és fàcil de sostenir, mentre que el segon pot crear alguna molèstia. En canvi, mantenir el tercer objecte serà dolorós. Tot això, és degut a que en el primer objecte és fa una pressió d'1,96N/cm<sup>2</sup>, el segon de 19,6N/cm<sup>2</sup> i el tercer de 196N/cm<sup>2</sup>. [14]

Per tant, una pressió que impliqui una àrea més gran que aquesta, no indicarà el mateix si l'àrea és exacta a l'àrea resistiva. El mateix passa, en si l'àrea és més petita que l'àrea sensitiva. Les proves i resultats, s'han fet amb pesos on l'àrea era més petita.

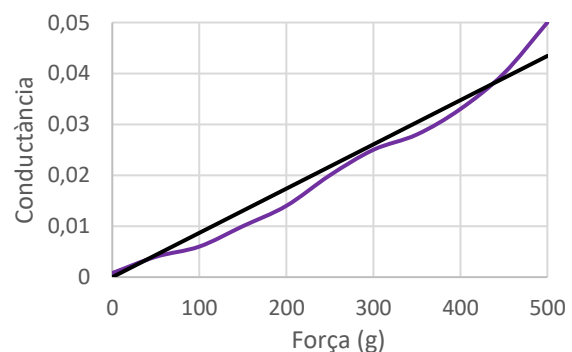
Els resultats que obtenim amb el voltímetre són entre Resistència – Força, com es recomana, i podem concloure la conductància (1/R).

S'utilitzen pesos de calibració que varien entre 20g i 300g per aconseguir la força (per aconseguir més pes, s'apilen entre ells).

La conductància teòrica que ofereix és bastant lineal (1/R) juntament amb la pressió que rep. En canvi, la resistència és la que varia, com es pot observar als gràfics 1 i 2.



Gràfic 1: Resistència (KΩ) - Força (g)



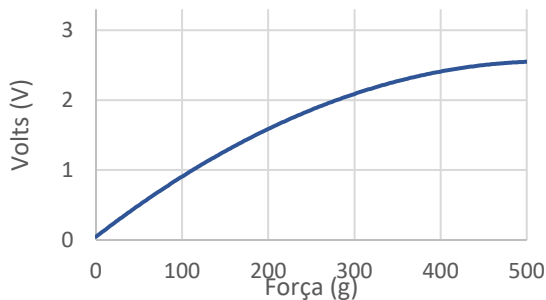
Gràfic 2: Conductància (1/R) - Força (g)

Observem en el gràfic 1 que la resistència és molt gran al principi però també molt volàtil, és a dir, que amb poca força baixa dràsticament. En canvi, a mesura de que la força augmenta, la resistència disminueix lentament.

En les proves, es va aplicar una màxima força (pressió manual) i es va aconseguir 2KΩ de resistència. Aquest valor era l'esperat teòricament per una força superior de 454g (1lb), que és el rang màxim del sensor.

En canvi, a la pràctica, per 500 i 550g es va aconseguir una resistència de 20KΩ aproximadament.

Seguidament, tal com es recomana, per descobrir el voltatge utilitzem el circuit electrònic implementat (vist en l'apartat 4.1 Circuit sensor). La placa ens retorna un valor entre 0.0 i 1.0 a la pantalla del mòbil, que el podem interpretar com un %. És a dir, 0.0 són 0V i 1.0 (100%) són 3,3V màxim.



Gràfic 3: Voltatge (V) - Força (g)

S'observa que amb 500g el voltatge arriba a uns 2,7V (lluny dels 3,3V), però s'hi s'aplica una pressió manual, es pot arribar al 100%.

Aquestes proves i gràfiques serveixen per trobar les funcions corresponents, i així, en el codi poder calcular la força i mostrar-la per pantalla.

Com s'ha dit, el microcontrolador ens mostra el resultat entre 0.0 i 1.0 sobre 3,3V, per tant, per trobar el voltatge és la següent funció:

$$Vo = entrada * Vadc$$

- Vo: Voltatge de sortida, el que rep la placa
- entrada: Valor que s'entra entre 0.0 i 1.0
- Vadc: Voltatge màxim que pot entrar pel pin ADC (3.3V)

Per trobar la resistència del sensor s'utilitza la següent funció:

$$Rs = R2 * \left( \frac{Vi}{Vo} - 1 \right)$$

- Rs: Resistència del sensor
- R2: Resistència del divisor de tensió (20K)
- Vi: Voltatge d'entrada (5V)
- Vo: Voltatge trobat anteriorment

La conductància es troba amb:

$$Conductància = \frac{1}{Rs}$$

Les equacions anteriors (resistència del sensor (Rs) i la conductància), poden servir per trobar la força. Per això

es mostren, ja que, podrien ser una alternativa, tot i que, en aquest projecte no s'utilitzen, almenys per trobar la força.

Per tant, ens falta trobar la força, la variable principal i més important d'aquest projecte. La força en aquest projecte es troba mitjançant la Gràfica 3: Voltatge(V) - Força(g), perquè el voltatge és el que entra pel pin ADC i a més, surt de les proves fetes del circuit creat, és a dir, és més fiable. Com que la línia de tendència no és lineal, s'ha d'utilitzar una equació per trobar la força corresponent.

En aquest cas, n'utilitzem dos, ja que, veiem que de 0 a 1V, si que és lineal, però després (a partir d'1V) segueix una tendència no lineal. Per trobar la força entre 0 - 1V utilitzem:

$$Força = 101,01 * Vo$$

I per trobar la força a partir de >1V:

$$Força = 56,473 * Vo^2 + 361508 * Vo$$

## 8. CONCLUSIONS I LÍNIES FUTURES

El projecte assoleix els objectius principals:

- Mesurar la força manual que es realitza en fer exercicis fisioterapeutes entre d'altres, és a dir, calibrar els sensors.
- Enviar via Bluetooth i mostrar per pantalla del mòbil, la força aplicada al guant.
- Aconseguir un sistema totalment autònom.

L'objectiu principal d'aquest projecte era crear un sistema abans del més de Juny, que mesurés la força aplicada i l'enviés al mòbil via Bluetooth, és a dir, el sistema del guant. A les figures 16, 17 i 18 es pot comprovar l'assoliment d'aquest objectiu.

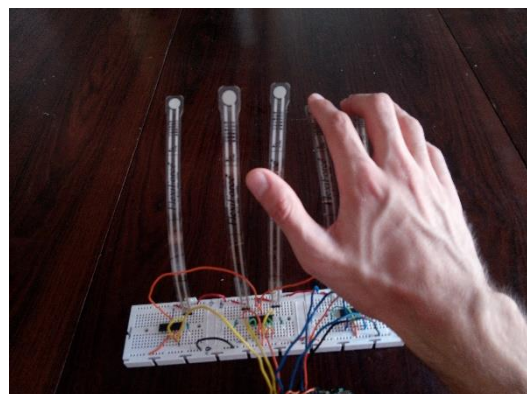


Fig. 16: Sensors del guant

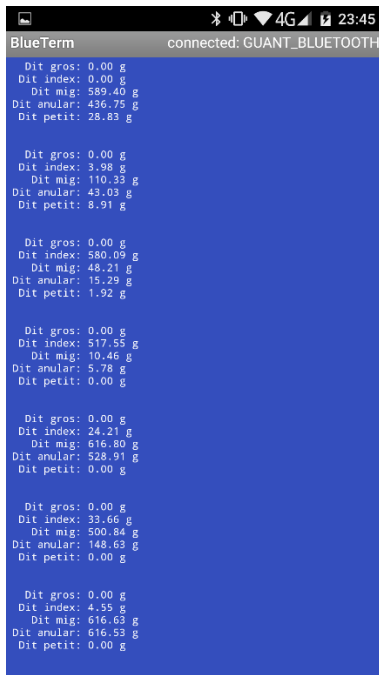


Fig. 18: Pantalla del mòbil en l'estat actiu

Els objectius no assolits són:

- Creació d'una aplicació dedicada només pel guant.
- Creació web per poder veure i analitzar les dades a través d'un ordinador.
- Disseny del guant físic.

El projecte, però, seguirà en procés i es crearan i s'assoliran els objectius no assolits. L'aplicació dedicada al guant, serà l'encarregada de:

- Guardar les dades de l'exercici amb la data i hora que s'ha realitzat, el nom del pacient, etc.
- Compartir les dades amb l'usuari i l'especialista corresponent, les dades es poden enviar a un servidor.
- Des de l'aplicació es podrà activar o no el guant, i en quin mode es vol efectuar l'exercici, és a dir, mode professional per a exercicis oficials o mode d'entrenament per exercicis on no es necessitaran guardar les dades a posteriori.
- Les dades es mostraran en gràfiques per analitzar millor i ràpidament l'exercici realitzat.

Un altre punt a millorar és el disseny físic del guant:

- Utilitzar sensors de menor llargada, per tal de tenir diferents mides del guant, major flexibilitat i que la part sensitiva del sensor quedi subjectat correctament al dit.
- Adaptar els components i hardware al tèxtil, perquè quedi un producte final atractiu en forma de guant, sigui intuïtiu, ergonòmic i fàcil de posar i treure.

## AGRAÏMENTS

Els principals agraïments són per la tutora Dolores Rexach pel suport tècnic i material del projecte, i posar-

se en contacte amb l'escola de fisioterapeutes per tenir una guia real per un possible usuari real en un futur. Agrair el recolzament i l'ajuda de la meua família, parella, amics i companys d'universitat.

## BIBLIOGRAFIA

- [1] Agencia de comunicación COM SALUD, "La eSalud, referencia en eHealth en español" [online] <http://laesalud.com/esalud/>
- [2] MediTouch, "Rehabilitador de mano" [online] <http://www.vitia.es/producto/meditouch/rehabilitador-de-mano/>
- [3] ActiveLink & Panasonic, "Guantes de rehabilitación de Panasonic" [online] <https://www.xataka.com/otros/guantes-de-rehabilitacion-de-panasonic>
- [4] "Hemiplejia" [online] <http://hemiplejia.org/>
- [5] Freescale, "FRDM-KL25Z" [online] <https://developer.mbed.org/platforms/KL25Z/>
- [6] Tekscan, "FlexiForce A201 Sensor" [online] <https://www.tekscan.com/products-solutions/force-sensors/a201>
- [7] Microchip, "RN41" [online] <http://www.microchip.com/wwwproducts/en/RN41>
- [8] Jordi Gonzalez, *Sistema de adquisición y procesado de señales para aplicaciones biomédicas*. Universitat Autònoma de Barcelona (UAB), 2014.
- [9] LibrosWeb, "Modelo en cascada" [online] [http://librosweb.es/libro/tdd/capitulo\\_1/modelo\\_en\\_casca-da.html](http://librosweb.es/libro/tdd/capitulo_1/modelo_en_casca-da.html)
- [10] Decathlon Geonaute, "Onpower 300 travel charger" [online] [https://www.decathlon.co.uk/onpower-300-travel-charger-id\\_8290129.html](https://www.decathlon.co.uk/onpower-300-travel-charger-id_8290129.html)
- [11] Leonel G. Corona Ramírez, Griselda S. Abarca Jiménez, Jesús Mares Carreño, "Sensores y actuadores", Instituto Politécnico Nacional, 2014.
- [12] "Clear to send" [online] <http://www.tldp.org/HOWTO/Serial-HOWTO-19.html>
- [13] Sparkfun, "Voltage Divider" [online]. <https://learn.sparkfun.com/tutorials/voltage-dividers>
- [14] "Force sensors", Tecksan, Machine design, 2012.
- [15] mbed, "Compilador online" [online] <https://developer.mbed.org/compiler/>
- [16] BlueTerm [online] <https://play.google.com/store/apps/details?id=es.pymasde.blueterm&hl=ca>

## ANNEXOS

En aquest apartat es mostra informació suplementària de funcionament i disseny.

### A.1. Configuració del mòdul Bluetooth

Per poder mantenir una connexió fiable amb un dispositiu extern via Bluetooth, és necessari configurar el mòdul RN-41. Primer de tot s’ha de connectar el mòdul amb un dispositiu que contingui una terminal, com per exemple, connectar el mòdul a l’ordinador via USB. Utilitzant el programa TeraTerm o Putty, es selecciona el tipus de connexió Serial i es selecciona el port USB que està connectat al mòdul.

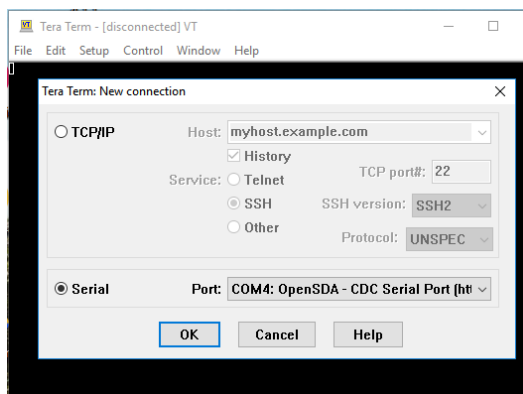


Fig. 19: Programa TeraTerm

En el cas que no es mostri a quin port està connectat, buscarem “Administrador de dispositius” i en el llistat, seleccionarem “Puertos (COM y LPT)” i ens indicarà a quin port estarà connectat el mòdul Bluetooth.

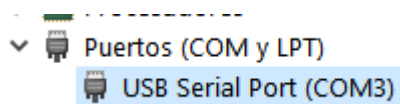


Fig. 20: Selecció de port USB

La contrasenya predeterminada per establir connexions és “1234”.

Un cop connectat amb la terminal, per entrar dins el mòdul i configurar-lo entrem \$\$\$ i ja es podrà configurar amb comandes.

El Baudrate de fàbrica és de 115200 i el volem canviar a 9600. A la imatge 1 veiem la terminal i els comandos per canviar el baudrate. Després d’entrar al CMD del RN-41, comprovem quina configuració té el mòdul amb el comando “D” o “d”. Seguidament, el comando SU,<rate> és el que canvia el baud (SU,9600). I finalment, ho tornem a comprovar amb el comando “d”.

Per sortir, cal introduir ---.

La comanda “h” o “H” mostra un llistat complet de totes les comandes i el seu ús.

Per més informació, consultar el datasheet del mòdul RN-41 [7].



Fig. 21: Configuració del mòdul Bluetooth

### A.2. Viabilitat

A continuació, a la Taula A1 es mostra un pressupost invertit en el sistema. Aquest cost és provisional, ja que, no s’ha creat un producte final i per tant encara falta material per incloure a la taula.

Al preu total se li afegiria entre un 15 i 20% per altres costos intangibles i variables, com per exemple, hores treballades, cost d’electricitat, etc.

TAULA IV  
COSTOS DE MATERIAL

Taula de costos		
Producte	Preu	Unitats
FlexiForce*	(120,5\$)≈110€	8
FRDM KL25Z	16€	1
RN-41	42€	1
Material circuit	30€	-
Bateria	15€	1
Pesos per calibrar	30€	1 pack
<b>TOTAL</b>	<b>243€</b>	

\*El sensor flexiforce es ven en packs de 4 o 8 sensors, i com que en un guant se’n necessita 5, doncs comprem el pack de 8 unitats. El preu és aproximat, ja que, l’original és en dòlars.

### A.3. Calibrar el sensor FlexiForce A201

Els passos a seguir per calibrar un sensor i poder forma gràfics i formular fórmules per després trobar la força adequada que es realitza, es recomanable seguir els següents passos:

Pas 1. Col·loqui 1/3 del pes que pot suportar el sensor, a la zona sensitiva. Deixi el pes la mateixa quantitat de

temps de com ho faci en l'experiment real. Registri la sortida, i seguidament, retiri el pes.

Pas 2. Col·loqui 2/3 del pes que pot suportar el sensor, esperant la mateixa quantitat de temps que en el pas anterior. Registri la sortida, i seguidament, retiri el pes.

Pas 3. Col·loqui el pes complet que pot suportar el sensor. Espera la mateixa quantitat de temps. Registri la sortida, i seguidament, retiri el pes. Si s'utilitza el circuit recomanat, 3 conjunts de dades són adequats. Si s'utilitza un multímetre, recopili dos conjunts de dades més per un gràfic de 5 punts.

Pas 4. Reuneixi cada conjunt de dades (Sortida del sensor vs Força aplicada) i traci les dades en un gràfic. Si s'utilitza el circuit recomanat o un de pròpia electrònica, la sortida del sensor s'ha de traçar com a Voltatge vs Força. En canvi, si s'utilitza un multímetre, la sortida del sensor s'ha de traçar com a Conductància ( $1/R$ ) vs Força. Això proporciona una gràfica lineal. A continuació, pot dibuixar una línia de millor ajustament.

Pas 5. Utilitzi l'equació per la línia de millor ajustament i la sortida del sensor per poder determinar la força que s'hi apliqui en el sensor.

**IMPORTANT:** Si la prova implica forces dinàmiques en comptes d'una força estàtica, s'ha de tenir en compte alhora de calibrar el sensor. Això es degut a un temps de pujada associat amb la sortida. El temps de pujada es refereix al temps que triga el sensor en situar-se en el valor apropiat dins dels límits d'error. El temps de pujada pels sensors FlexiForce són de 0,1 – 0,3 segons (el temps de resposta és  $<5\mu$  segons).

Si la seva aplicació implica un impacte ràpid, el mètode recomanat és calibrar el sensor dinàmicament contra una cel·la de càrrega amb un temps de pujada més ràpid. Això, li permet comparar les respostes del sensor i de la cel·la de càrrega. L'amplitud del sensor FlexiForce serà menor que la de la cel·la de càrrega. La diferència es pot calcular comparant les amplituds després de varies proves. Si una cel·la de càrrega no està disponible, la següent recomanació seria calibrar el sensor de forma estàtica i utilitzar el sensor per estudis comparatius.