



UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE CATALUNYA
BARCELONATECH
Escola d'Enginyeria de Barcelona Est

TREBALL FI DE GRAU

Grau en Enginyeria Biomèdica / Grau en Enginyeria Mecànica

**MONITORATGE D'UN APARELL DE REHABILITACIÓ DELS
MÚSCULS DEL COLL/CLATELL (“NECK STABILIZER”)**



Memòria i Annexos

Autor: Anna Bou Abellana i Neus Ros Silvestre
Director: Gil Serrancolí Masferrer
Co-Director: Cristina Molas
Convocatòria: Juny 2020

Resum

En la fisioteràpia hi ha moltes eines i tècniques per tal de millorar la salut òssia o muscular d'un pacient. Una d'aquestes eines és la realització d'exercicis amb un estabilitzador de coll, *neck stabilizer*, el qual consisteix en un coixí amb una pressió al seu interior controlada per un manòmetre analògic.

El projecte que s'exposa té com a finalitat implementar un manòmetre digital en aquest aparell, millorant així la comoditat i la practicitat a l'hora de realitzar els exercicis. Per fer-ho, s'ha utilitzat el microcontrolador Arduino UNO i un sensor de pressió. A més, s'han dut a terme altres millores, com són l'addició d'un mòdul Bluetooth i la creació d'una aplicació mòbil per controlar que els valors de pressió siguin els adequats mentre s'estan realitzant els exercicis.

A causa de la situació de pandèmia pel Covid-19, no s'ha pogut provar l'aparell amb pacients reals. Tanmateix, s'ha provat amb una persona sana realitzant exercicis amb el *neck stabilizer*.

Els resultats obtinguts en comparar les dades del manòmetre digital amb l'analògic indiquen que la precisió del sensor de pressió utilitzat és força bona, i que com més gran és el valor de la pressió, l'error obtingut és menor. A més, gràcies a la implementació d'un filtre iteratiu en les dades rebudes pel sensor, aquestes mostres no tenen pics sobtats i es mantenen estables.

Resumen

En la fisioterapia hay muchas herramientas y técnicas para mejorar la salud ósea o muscular de un paciente. Una de esas herramientas es la realización de ejercicios con un estabilizador de cuello, *neck stabilizer*, el cual consiste en un cojín con una presión en su interior controlada por un manómetro analógico.

El proyecto que se expone tiene como finalidad implementar un manómetro digital en este dispositivo, mejorando así la comodidad y la practicidad a la hora de realizar los ejercicios. Para ello, se ha utilizado el microcontrolador Arduino UNO y un sensor de presión. Además, se han llevado a cabo otras mejoras, como son la adición de un módulo Bluetooth y la creación de una aplicación móvil para controlar que los valores de presión sean los adecuados mientras se están realizando los ejercicios.

Debido a la situación de pandemia por Covid-19, no se ha podido probar el dispositivo con pacientes reales. Sin embargo, se ha probado con una persona sana realizando ejercicios con el *neck stabilizer*.

Los resultados obtenidos al comparar los datos del manómetro digital con el analógico indican que la precisión del sensor de presión utilizado es bastante buena, y que cuanto mayor es el valor de presión, el error obtenido es menor. Además, gracias a la implementación de un filtro iterativo en las dadas recibidas por el sensor, estas muestras no tienen picos repentinos y se mantienen estables.

Abstract

In physiotherapy there are many tools and techniques to improve a patient's bone or muscle health. One of these tools consist in performing exercises with a neck stabilizer, which is a cushion with pressure inside controlled by an analogic pressure gauge.

The purpose of this project is to implement a digital pressure gauge in this device to improve the comfort and practicality when someone is doing the exercises. To do this, an Arduino UNO microcontroller and a pressure gauge have been used. Besides that, other improvements have been made such as the addition of a Bluetooth module and the creation of a mobile application to control that the pressure values obtained are correct while the exercises are being performed.

Due to the pandemic situation by Covid-19, the device could not be tested with real patients. However, it has been tested with a healthy person performing exercises with the neck stabilizer.

The results obtained when comparing the data of the digital pressure gauge with the analogic one indicates that the accuracy of the pressure sensor is good, and that the higher the pressure value, the lower the error. Furthermore, thanks to the implementation of an iterative filter on the data received by the sensor, these samples do not have sudden peaks and remain stable.



Agraïments

Ens agradaria agrair als nostres pares i germans per haver-nos ajudat en tot el que han pogut, pels seus consells que sempre són bons, i per haver-se llegit tot el treball amb moltes ganes.

Agrair també a la fisioterapeuta Cristina Molas per haver-nos cedit l'*stabilizer*, per haver compartit amb nosaltres la seva proposta de millora d'aquest aparell i per haver-nos transmès la seva confiança per realitzar aquest projecte.

Sobretot, agrair al nostre tutor, en Gil, per haver-nos resolt tots els dubtes que hem anat tenint al llarg de la realització d'aquest projecte, per haver estat atent i constant amb nosaltres, i, sobretot, per haver-nos animat per la feina ben feta.

Moltes gràcies a tots!



Índex de continguts

RESUM	1
RESUMEN	2
ABSTRACT	3
AGRAÏMENTS	5
ÍNDEX DE CONTINGUTS	7
ÍNDEX DE FIGURES I TAULES	9
1. PREFACI	14
1.1. ORIGEN DEL TREBALL.....	14
1.2. MOTIVACIÓ.....	14
1.3. REQUERIMENTS PREVIS.....	15
2. INTRODUCCIÓ.....	16
2.1. OBJECTIUS DEL TREBALL.....	17
2.2. ABAST DEL TREBALL.....	17
3. ESTAT DE L'ART.....	19
4. MARC TEÒRIC.....	23
4.1. MÚSCULS DEL COS QUE SÓN OBJECTIU DE L'ESTABILITZADOR.....	23
4.2. NECK STABILIZER	34
4.2.1 <i>Components</i>	34
4.2.2 <i>Especificacions</i>	37
4.2.3 <i>Funcionament i utilitat</i>	37
4.2.4 <i>Exercicis d'entrenament</i>	38
4.3. ARDUINO.....	44
4.3.1 <i>Comunicació sèrie asíncrona</i>	46
4.3.2 <i>Entorn de desenvolupament</i>	47
4.4. MILLORES DEL SISTEMA	47
4.4.1 <i>Manòmetre digital</i>	48
4.4.1.1 Connexió del sensor de pressió.....	50
4.4.1.2 Programa del sensor de pressió.....	51

4.4.2	Mòdul Bluetooth	52
4.4.2.1	Configuració i connexió del mòdul Bluetooth.....	54
4.4.2.2	Programa de recepció per Bluetooth.....	56
4.4.3	Bateria.....	57
4.4.2	Aplicació mòbil.....	58
4.4.4.1.	MIT App Inventor.....	59
5.	METODOLOGIA	64
6.	PROVES I RESULTATS	69
6.1.	RECTA DE CALIBRATGE DEL SENSOR	69
6.2.	ESTUDI DE LES DADES OBTINGUES AMB EL SENSOR.....	71
6.2.1.	Tractament de dades amb Matlab.....	72
6.2.2.	Tractament de dades amb Excel.....	74
6.2.3.	Estudi de l'increment de voltatge	76
6.2.4.	Estudi de l'increment de pressió.....	82
6.2.5.	Creació i implementació d'un filtre iteratiu	88
6.2.6.	Resultats obtinguts en implementar el filtre iteratiu creat	90
6.3.	MESURES EXPERIMENTALS	98
6.4.	PROVA DE L'APLICACIÓ MÒBIL.....	102
7.	ANÀLISI DE L'IMPACTE AMBIENTAL	105
	CONCLUSIONS	106
	PRESSUPOST I/O ANÀLISI ECONÒMICA	107
	BIBLIOGRAFIA	110
	ANNEX A: ESPECIFICACIONS	115
	COMANDES AT	115
	ANNEX B: CODIS.....	116
	SENSOR DE PRESSIÓ	116
	MÒDUL BLUETOOTH.....	117

Índex de figures i taules

4. MARC TEÒRIC

Figura 4.1. Múscul glutis major.	24
Figura 4.2. Múscul dorsal ample.	25
Figura 4.3. Múscul pectoral major.	26
Figura 4.4. Múscul psoes ilíac.	26
Figura 4.5. Múscul del tensor de la fàscia lata.	27
Figura 4.6. Múscul recte intern de la cuixa.	28
Figura 4.7. Múscul multifid.	29
Figura 4.8. Músculs flexors profunds del coll: el longus colli i el longus capitis.	29
Figura 4.9. Articulació sacro-ilíaca.	30
Figura 4.10. Múscul trapezi inferior.	31
Figura 4.11. Múscul abdominal transversal.	31
Figura 4.12. Múscul abdominal oblic extern.	32
Figura 4.13. Múscul abdominal oblic intern.	33
Figura 4.14. Fascicle toràcic lumbar.	33
Figura 4.15. Neck stabilizer on s'hi aprecien els tres components principals.	35
Figura 4.16. Equació de la pressió manomètrica.	36
Figura 4.17. Dibuix esquemàtic de les parts i el funcionament d'un tub Bourdon.	36
Figura 4.18. Exercici d'abdominals transversals i oblics interns en posició decúbita prona.	38
Figura 4.19. Exercici d'abdominals transversals en posició decúbita supina.	39
Figura 4.20. Exercici d'abdominals transversals en posició decúbita supina, dempeus i amb el pes de la cama, respectivament.	39
Figura 4.21. Exercici del recte anterior de la cuixa realitzant extensions musculars.	40
Figura 4.22. Exercici dels flexors del maluc realitzant extensions musculars.	40
Figura 4.23. Exercici dels dorsals amples i dels pectorals majors realitzant extensions musculars.	41
Figura 4.24. Exercici del tensor de la fàscia lata realitzant extensions musculars.	41
Figura 4.25. Exercici del trapezi inferior en posició decúbita prona.	42

Figura 4.26. Exercici del múscul psoes ilíac assegut.	42
Figura 4.27. Exercici del glutis major en posició decúbita prona.	43
Figura 4.28. Exercici del flexor cervical profund en posició decúbita supina.	44
Figura 4.29. Microcontrolador ATmega8 del fabricant Atmel.	45
Figura 4.30. Arduino Uno des d'una vista superior.	46
Figura 4.31. Sensor de pressió SKU237445.	48
Figura 4.32. Equació del comportament del sensor.	49
Figura 4.33. Gràfica de la recta de comportament del sensor de pressió.	49
Figura 4.34. Pont de Wheatstone.	50
Figura 4.35. Connexió del sensor de pressió SKU237445 amb el microcontrolador Arduino.	51
Figura 4.36. Equació del comportament del sensor de pressió aïllada.	52
Figura 4.37. Mòdul Bluetooth HC-05 des d'una vista superior.	53
Figura 4.38. Connexió del mòdul Bluetooth HC-05 amb el microcontrolador Arduino.	55
Figura 4.39. Porta-piles de 4 piles amb un adaptador de sortida Jack.	58
Figura 4.40. Visió de la part de Designer d'App Inventor en un ordinador.	60
Figura 4.41. Visió de la part de Blocks d'App Inventor en un ordinador amb un exemple programat.	60
Figura 4.42. Captura de pantalla del disseny de l'aplicació.	61
Figura 4.43. Programació perquè es demani la llista amb els Bluetooths disponibles.	62
Figura 4.44. Programació del text de verificació de connexió de l'aplicació.	62
Figura 4.45. Creació de la variable 'Dades_entrada'.	62
Figura 4.46. Blocs per rebre i visualitzar les dades del sensor.	63

5. METODOLOGIA

Figura 5.1. Peça tubular en forma de T un cop soldada.	65
Figura 5.2. Muntatge físic acabat. Al centre hi ha la peça tubular, a l'esquerra el manòmetre analògic, a la dreta el sensor i a baix el coixí. També s'aprecia en blanc les juntes cobertes de tefló.	66
Figura 5.3. Porta-piles amb quatre piles connectat a un Jack per fer de font d'alimentació de l'Arduino i no haver de dependre de l'ordinador.	66

Figura 5.4. Detall de la soldadura dels cables amb el tub termoretràctil abans d'escalfar per ajustar a la posició.	67
Figura 5.5. El prototip amb totes les parts.	67

6. PROVES I RESULTATS

Figura 6.1. Codi per rebre dades del sensor.	69
Figura 6.2. Codi que mostra el valor del voltatge al sensor.	70
Figura 6.3. Recta de calibració (sensibilitat) del sensor.	70
Figura 6.4. Equació del comportament del sensor de pressió aïllada.	71
Figura 6.5. Factor de conversió de MPa a mmHg.	71
Figura 6.6. Missatge de connexió satisfactòria amb l'Arduino.	72
Figura 6.7. Codi per buidar la pantalla de comandes.	73
Figura 6.8. Codi per establir la comunicació amb l'Arduino.	73
Figura 6.9. Codi que genera el bucle d'obtenció de dades.	74
Figura 6.10. Línia de codi per exportar les dades a una fulla de càlcul Excel.	74
Figura 6.11. Expressió de la mitjana.	75
Figura 6.12. Expressió de la desviació estàndard.	75
Figura 6.13. Expressió del coeficient de Pearson.	76
Figura 6.14. Variació del voltatge a 0 mmHg de pressió de les mostres obtingudes.	76
Figura 6.15. Expressió de l'error.	77
Figura 6.16. Variació del voltatge a 20 mmHg de pressió de les mostres obtingudes.	78
Figura 6.17. Expressió de calibratge.	78
Figura 6.18. Variació del voltatge a 40 mmHg de pressió de les mostres obtingudes.	79
Figura 6.19. Variació del voltatge a 60 mmHg de pressió de les mostres obtingudes.	80
Figura 6.20. Variació del voltatge a 100 mmHg de pressió de les mostres obtingudes.	81
Figura 6.21. Variació de la pressió fixa de 0 mmHg de les mostres obtingudes.	82
Figura 6.22. Variació de la pressió fixa de 20 mmHg de les mostres obtingudes.	84
Figura 6.23. Variació de la pressió fixa de 40 mmHg de les mostres obtingudes.	85
Figura 6.24. Variació de la pressió fixa de 60 mmHg de les mostres obtingudes.	86

Figura 6.25. Variació de la pressió fixa de 100 mmHg de les mostres obtingudes.	87
Figura 6.26. Codi de les definicions de variables i llibreries del codi fet amb Arduino.	88
Figura 6.27. Codi de la secció void setup del programa creat.	89
Figura 6.28. Codi de la secció void loop del programa creat.	89
Figura 6.29. Pantalla de configuració del programa PuTTY indicant l'opció triada.	90
Figura 6.30. Voltatge experimental al sensor a 0 mmHg.	91
Figura 6.31. Variació de la pressió fixa de 0 mmHg de les mostres obtingudes amb filtre.	92
Figura 6.32. Variació de la pressió fixa de 20 mmHg de les mostres obtingudes amb filtre.	93
Figura 6.33. Variació de la pressió fixa de 40 mmHg de les mostres obtingudes amb filtre.	94
Figura 6.34. Variació de la pressió fixa de 60 mmHg de les mostres obtingudes amb filtre.	95
Figura 6.35. Variació de la pressió fixa de 100 mmHg de les mostres obtingudes amb filtre.	96
Figura 6.36. Variació de la pressió durant la realització de l'exercici d'abdominals transversals en posició de decúbit supí.	99
Figura 6.37. Subjecte realitzant l'exercici mentre la Neus gravava el manòmetre per fer la comparació de resultats.	100
Figura 6.38. Variació de la pressió durant la realització de l'exercici dels tensors de la fàscia lata.	101
Figura 6.39. Subjecte realitzant l'exercici mentre Neus Ros gravava el resultat del manòmetre analògic.	101
Figura 6.40. Variació de la pressió al sensor en una presa de mostres constant.	102
Figura 6.41. Barra d'opcions superior de l'aplicació MIT App Inventor.	102
Figura 6.42. A la pantalla de l'esquerra es mostra la pantalla d'inici i a la de la dreta hi ha un exemple de la llista de Bluetooths que apareixen, el primer és el que es necessita connectar.	103
Figura 6.43. A la pantalla de l'esquerra mostra el missatge que surt quan no s'ha pogut connectar el Bluetooth. La de la dreta mostra el Bluetooth connectat i rebent una pressió de 40 mmHg.	104
Figura 6.44. Imatge de la comparació del manòmetre analògic amb l'aplicació mòbil.	104

Taula 6.1. Mesures característiques de la variació del voltatge a 0 mmHg de pressió.	77
Taula 6.2. Mesures característiques de la variació del voltatge a 20 mmHg de pressió.	78
Taula 6.3. Mesures característiques de la variació del voltatge a 40 mmHg de pressió.	79
Taula 6.4. Mesures característiques de la variació del voltatge a 60 mmHg de pressió.	80
Taula 6.5. Mesures característiques de la variació del voltatge a 100 mmHg de pressió.	81
Taula 6.6. Mesures característiques de la variació de la pressió fixa de 0 mmHg.	83
Taula 6.7. Mesures característiques de la variació de la pressió fixa de 20 mmHg.	84
Taula 6.8. Mesures característiques de la variació de la pressió fixa de 40 mmHg.	85
Taula 6.9. Mesures característiques de la variació de la pressió fixa de 60 mmHg.	86
Taula 6.10. Mesures característiques de la variació de la pressió fixa de 100 mmHg.	87
Taula 6.11. Mesures característiques de la variació de la pressió fixa de 0 mmHg amb filtre.	92
Taula 6.12. Mesures característiques de la variació de la pressió fixa de 20 mmHg amb filtre.	93
Taula 6.13. Mesures característiques de la variació de la pressió fixa de 40 mmHg amb filtre.	94
Taula 6.14. Mesures característiques de la variació de la pressió fixa de 60 mmHg amb filtre.	95
Taula 6.15. Mesures característiques de la variació de la pressió fixa de 100 mmHg amb filtre.	96
Taula 6.16. Comparativa dels resultats sense filtre i amb filtre de la desviació estàndard.	97
Taula 6.17. Comparativa dels resultats sense filtre i amb filtre del coeficient de Pearson (CV).	97
Taula i. Costos de personal	107
Taula ii. Costos materials	108
Taula iii. Resum de costos totals	109

1. Prefaci

1.1. Origen del treball

Aquest treball sorgeix arran de la proposta de la fisioterapeuta Cristina Molas. Després d'haver treballat en altres projectes amb el SIMMA LAB, la fisioterapeuta va proposar fer una alteració al *neck stabilizer* que utilitza a la seva consulta. La versió original d'aquest aparell consta d'un coixí connectat a un manòmetre analògic, que s'utilitza per controlar les pressions que s'hi exerceixen en fer diferents exercicis terapèutics.

El fet de tenir un manòmetre analògic implica haver-lo d'aguantar per tal d'anar controlant la pressió que s'exerceix al coixí. Per tant, haver d'estar aguantant el manòmetre en alguns moviments dificulta la correcta realització dels exercicis. Així sorgeix la proposta de canviar el manòmetre analògic per un de digital i fer una senzilla aplicació que faciliti la visualització de la pressió sense haver d'aguantar el manòmetre.

En la realització d'aquest projecte s'ha utilitzat el microcontrolador Arduino perquè té un programari lliure i senzill d'utilitzar que faria fàcilment reproduïble el nostre treball. Per tal d'alliberar de cables el muntatge també hi hem incorporat un mòdul Bluetooth per a la transferència de dades de l'aparell al telèfon mòbil i per a la creació de l'aplicació mòbil s'ha utilitzat el MIT App Inventor2. Finalment s'ha utilitzat el Matlab per a l'estudi de les dades obtingudes amb el sensor de pressió digital.

1.2. Motivació

La principal motivació a l'hora de realitzar aquest projecte de final de grau va ser el factor social que comportava ja que, un cop finalitzat l'aparell, hi ha la possibilitat d'utilitzar-lo amb pacients reals per tal de millorar els seus problemes musculars i ossis amb la correcta realització d'exercicis. Abans d'això, però, es faran proves amb pacients reals amb l'ajuda i revisió de la fisioterapeuta Cristina Molas per tal d'assegurar el correcte funcionament de l'aparell.

D'altra banda, la motivació de fer aquest treball també rau en el repte que suposa fer-lo, ja que abasta tan l'electrònica com la programació, i és quelcom que nosaltres no estem acostumades a treballar a cadascun dels nostres graus. Així doncs, tot i la inexperiència en aquests àmbits, això suposa un interès i un aprenentatge previ en diferents camps per tal de poder desenvolupar el treball correctament.

1.3. Requeriments previs

Per a la realització d'aquest treball són necessaris coneixements en diferents àmbits estudiats durant el grau d'enginyeria per tal de poder entendre la problemàtica, proposar diverses solucions, i trobar la millor solució per realitzar el projecte satisfactòriament. També cal tenir coneixements bàsics de programació, ja que s'ha treballat amb Arduino, amb Matlab, i amb una aplicació mòbil. S'han anat ampliant aquests coneixements gràcies al gran ventall de possibilitats que dona Internet mitjançant articles, vídeos, llibres, etc.

També s'ha tingut en compte conceptes apresos sobre el funcionament i la utilitat dels músculs més importants del cos, i també sobre exercicis i la seva correcta realització que es duen a terme durant la rehabilitació.

2. Introducció

El mal d'esquena és molt freqüent en tota la població. Normalment és de caràcter benigne i autolimitat, però la seva alta freqüència i la seva tendència a la cronicitat li donen una enorme repercussió social i econòmica. Així, entre el 70 i el 85% de la població adulta pateix de mal d'esquena algun cop al llarg de la seva vida, i preval en dones majors de 60 anys. En un estudi epidemiològic¹ de dolor a Catalunya, el 50,9% de les persones que van respondre l'enquesta, es queixaven de mal d'esquena.

El mal d'esquena és el dolor de la part posterior del tronc i també d'aquelles zones que corresponen a les arrels o als nervis raquidis, com ara la zona lumbar i la zona cervical. El dolor cervical és molt freqüent ja que és la zona amb major rang de moviment de l'esquena. Tot i així, el dolor amb un percentatge més gran (70%) és el de la zona lumbar, per ser la regió de la columna que està sotmesa a una sobrecàrrega major.

La columna vertebral és l'eix ossi del cos i té funcions de protecció, resistència i moviment gràcies a la seva disposició tant de les articulacions com dels músculs i lligaments. Els lligaments són sistemes d'estabilització passiva, i els músculs són sistemes d'estabilització activa. Per tant, la columna vertebral juntament amb les articulacions, els lligaments i els músculs que l'acompanyen, són el pilar i la base del cos humà, i és important l'activitat física i muscular perquè les funcions físiques del cos ho necessiten.

Dit això, la rehabilitació és una especialitat mèdica que contribueix a què les estructures corporals realitzin la seva funció i que no es pateixi de dolor. L'*stabilizer* s'utilitza en la rehabilitació per tal d'activar determinats músculs quan el pacient realitza exercicis específics ja que es necessita compensar i mantenir constant una pressió que anirà canviant a causa de la inestabilitat corporal al realitzar els exercicis. La intenció és reduir aquesta inestabilitat. La realització d'exercicis amb l'*stabilizer* comporta moure els músculs profunds, que són els responsables de l'estabilitat de la columna vertebral.

Així doncs, s'ha modificat l'*stabilizer* per tal d'aportar més comoditat i confiança al pacient a l'hora d'utilitzar-lo.

¹ L'epidemiologia és la branca de la medicina que estudia la relació entre les malalties que afecten l'ésser humà i els factors socials, ambientals etc., que les poden afavorir o provocar.

2.1. Objectius del treball

L'objectiu principal del treball és implementar un manòmetre digital a l'estabilitzador, el qual ha de realitzar les mateixes funcions que fa el manòmetre analògic que l'aparell ja porta incorporat en la seva versió original, però a part incorporar la possibilitat de registrar les dades i una millor visualització temporal. Així es vol aportar millores i comoditats al pacient per realitzar els exercicis i fer possible la rehabilitació a distància sense necessitat d'assistir a un centre mèdic.

Els altres objectius específics del treball són:

- Muntatge del prototip de l'estabilitzador.
- Programació dels components utilitzats amb Arduino.
- Adquisició i tractament de dades amb Matlab.
- Familiarització i estudi del comportament del sensor de pressió utilitzat.
- Implementació, programació i configuració d'un mòdul Bluetooth.
- Creació del disseny i de la configuració d'una aplicació mòbil per Android.

2.2. Abast del treball

El desenvolupament del treball consisteix en la modificació i desenvolupament d'un projecte ja existent, que és el producte de l'*stabilizer*. Per això, s'ha aprofitat al màxim el coneixement i els components d'aquest per tal de millorar-lo.

Tots els codis creats per a la captura, processament i enviament de dades del sensor de pressió i del mòdul Bluetooth han estat desenvolupats amb el programa de programació d'Arduino, essent de molta ajuda el seu fòrum online. Per tal d'emmagatzemar les dades obtingudes en assajos amb diferents valors de pressió establerts, s'ha treballat amb Arduino i Matlab conjuntament, tot fusionant les seves possibilitats. També s'ha utilitzat l'Excel per fer més còmodes algunes tasques. D'altra banda, per crear el disseny i la configuració de l'aplicació de mòbil s'ha utilitzat el MIT App Inventor, que és un programa online.

En la realització d'aquest projecte s'ha utilitzat un *stabilizer* del Grupo Chattanooga que ha sigut cedit per la fisioterapeuta Cristina Molas. Per realitzar-ne la seva modificació, s'ha hagut d'adquirir diversos components relacionats amb l'àmbit del bricolatge i la ferreteria, com ara tubs de plàstic i de coure, disminucions de diàmetre de coure, silicona, tefló, estany, líquid decapant, bufador², paper de vidre, serra, etc. També s'ha hagut d'adquirir tots els components electrònics necessaris:

principalment el microcontrolador Arduino UNO, el mòdul Bluetooth HC-05, el sensor de pressió, i altres components com són cables de diversos tipus de connexió, *protoboard* i porta-piles.

² Un bufador és un dispositiu en forma de tub afuat que mescla aire o oxigen a una certa pressió amb el gas d'un bec, per tal d'obtenir una flama ben definida i de temperatura alta, que, dirigida a mà sobre un objecte qualsevol, serveix per escalfar-lo o fondre'l.

3. Estat de l'art

A l'hora de començar un projecte cal fer una recerca prèvia sobre l'estat de l'art del tema de què ha de tractar. Això és important per tal de comprovar que no s'hagi realitzat ja un projecte com aquest, ja que no tindria sentit repetir-lo sense afegir-hi cap millora ni canvi. A més, aquesta recerca pot ésser molt útil i servir d'ajuda a l'hora de realitzar la totalitat del projecte, ja que s'adquireix un coneixement específic sobre la matèria tractant temes similars.

Aquest projecte consisteix en la millora d'un aparell anomenat estabilitzador, la funció del qual és mostrar la pressió que s'hi està exercint. Una de les opcions és utilitzar-lo per controlar que la pressió que s'hi exerceix amb una part del cos es manté estable. Per tant, representa un procés d'entrenament del sistema muscular. Aquest mètode d'aprenentatge muscular basat en modificar els moviments a partir d'una informació està inclòs dins del *biofeedback*, que es pot definir segons l'associació per la psicofisiologia aplicada i el *biofeedback*:

"El *biofeedback* és un procés que permet a un individu aprendre com canviar l'activitat fisiològica a efectes de millorar la salut i el rendiment. Instruments precisos mesuren l'activitat fisiològica com ones cerebrals, funció cardíaca, la respiració, l'activitat muscular i la temperatura de la pell. Aquests instruments retroalimenten informació a l'usuari amb rapidesa i precisió. La presentació d'aquesta informació, sovint en combinació amb canvis en el pensament, les emocions i la conducta, ajuda als desitjats canvis fisiològics. Amb el temps, aquests canvis es poden mantenir sense l'ús continuat d'un instrument." (1)

Hi ha diferents tipus de *biofeedback* (2):

- *Biofeedback* del sistema nerviós central o altrament dit *neurofeedback*: en aquest s'utilitza principalment l'electroencefalograma (EEG) per tal que els pacients siguin informats de la forma en la qual el seu cervell s'activa envers diferents situacions. Fa possible el nexa d'unió de les experiències subjectives sobre el què sent i el què pensa gràcies a l'EEG. És el tipus on s'aprecia més clarament l'aplicació del *biofeedback* i la psicologia.
- *Biofeedback* del sistema nerviós autònom: normalment els processos fisiològics controlats pel sistema nerviós autònom es consideren inconscients, però en monitoritzar-los passen a ser conscients aconseguint tenir un major control sobre l'organisme. Dins d'aquesta tipologia es controlen la temperatura o conducció elèctrica de la pell, la freqüència respiratòria, l'activitat cardíaca, la tensió arterial o altres processos fisiològics. D'aquesta forma s'aconsegueix tractar afeccions com la malaltia de Raynaud, la hipertensió, l'asma, les migranyes i les taquicàrdies entre d'altres.

- *Biofeedback* del sistema nerviós somàtic o muscular: aquests processos recullen informació sobre el sistema que transmet ordres voluntàries des del cervell fins als músculs. Així, s'enregistra informació relativa al to muscular. Un dels principals registres que s'inclouen en aquest tipus de *biofeedback* són els que registren l'activitat elèctrica dels músculs mitjançant electromiogrames de superfície.

L'estabilitzador està inclòs dins del *biofeedback* muscular. Com s'ha dit, en aquesta tipologia s'utilitza principalment l'electrocardiograma (EMG) de superfície per fer les diferents mesures. Però també es poden utilitzar altres formes de mesura per rebre informació del moviment muscular, com ara la pressió exercida pels músculs a un aparell de mesura. D'aquesta manera es té una mesura indirecta de la força resultant (pressió per unitat de superfície) exercida per un grup muscular.

El *biofeedback* muscular amb EMG:

En aquests casos s'utilitza l'EMG de superfície per l'anàlisi de l'activitat muscular (3). L'EMG permet veure si els músculs es contrauen (es troben actius) o es troben en repòs. Aquesta senyal prové de l'intercanvi iònic que es produeix a les membranes de les cèl·lules musculars (fibres musculars) quan s'activen els músculs. Per poder mesurar senyals bioelèctrics a la superfície del cos, cal tenir una interfície entre la pell i els circuits electrònics de mesura. Aquesta interfície es coneix genèricament com a elèctrode. Consisteix en un sensor que entra en contacte mecànic amb la pell directament o mitjançant la roba.

A la senyal mesurada amb el sensor s'han de filtrar els artefactes de moviment o de soroll que s'hagin registrat. Finalment es complementa l'anàlisi del moviment amb l'ús de càmeres i marcadors, plataformes dinàmiques i altres dispositius. Hi ha diferents tipus d'estudis que en proven la seva utilitat, com ara per tractar la disfunció craneomandibular (4), per tractar la disfàgia³ (5) o per millorar la incontinència urinària (6), entre d'altres.

Hi ha diferents dificultats que es presenten amb el sistema de mesura amb EMG de superfície. La capa de teixit adipós del pacient s'ha de tenir en compte a l'hora d'interpretar o modificar amplituds. L'edat i el sexe del pacient poden influir a l'hora d'interpretar els resultats, en pacients de més edat, a causa de la pèrdua de massa muscular l'activació dels músculs resulta menor.

³ La disfàgia és la dificultat de deglutir deguda a un trastorn del pas dels aliments en algun punt situat entre la boca i l'estómac.

A part d'aquests factors hi ha altres limitacions amb els senyals d'EMG de superfície com ara que no es poden estudiar diversos músculs alhora.

Per tal que la mesura sigui precisa no hi hauria d'haver pèl en la zona on es col·loquen els elèctrodes. La col·locació dels elèctrodes ha de ser ben definida, cosa que dificulta que un pacient pugui realitzar les mesures sense un professional al costat. A més, degut al moviment durant la realització dels exercicis els elèctrodes poden moure's si no estan ben fixats, creant artefactes de moviment indesitjats. A més, els músculs canvien de forma i mida durant el moviment, la qual cosa pot alterar el senyal registrat (7).

El *biofeedback* muscular amb sensor de pressió:

El *biofeedback* muscular amb sensor de pressió es basa en la força que exerceixen els músculs sobre el coixí i la capacitat de controlar-los perquè la pressió no variï o que variï de forma desitjada. La força que exerceixen els músculs envers un coixí inflat es tradueix en un increment de pressió dins del coixí, ja que els músculs en fer força contra el coixí en redueixen el volum. Segons la llei de Boyle, a temperatura constant la multiplicació de la pressió pel volum en un recipient tancat és constant. Per tant si el volum es redueix la pressió augmenta (8).

L'estabilitzador s'utilitza col·locant-lo en una posició determinada i inflant-lo a amb certa pressió, es pot demanar al pacient que canviï la pressió per activar determinats músculs. Això ajuda a la detecció d'un bon funcionament o no d'un múscul específic. Una altra manera d'utilitzar l'estabilitzador és demanar al pacient que conservi la pressió estable mentre es fa un exercici específic. Això requeriria l'activació de músculs específics per compensar una pressió canviant causada pels exercicis (9). Aquest sistema d'estar fent exercicis sense variar la pressió comporta moure els músculs profunds, que són els responsables de l'estabilitat de la columna vertebral. Sovint les persones utilitzen els músculs superficials, que són els responsables del moviment del tronc per compensar la falta d'activitat dels profunds. Això és causat per a males postures o també per la repetició de moviments sense una correcta col·locació del cos.

Principalment el coixí estabilitzador es fa servir per la part baixa de l'esquena i les cervicals. Hi ha diferents estudis que avalen la seva utilitat. En la majoria d'aquests estudis s'ha fet servir el coixí com a instrument per fer exercicis de *biofeedback* en un grup experimental i en un grup de control s'han fet els mateixos exercicis però sense el coixí. Llavors s'han utilitzat electromiogrames de superfície per avaluar l'activitat muscular abans i després de la realització d'aquests exercicis en ambdós grups i els resultats del grup amb el *biofeedback* proporcionat pel manòmetre analògic han estat millors. S'han consultat estudis que observen la mobilitat del coll i tonificació muscular de les cervicals (10), així com d'altres que tracten la disfunció abdominal muscular (11),

l'estabilització lumbar de l'espina dorsal (12), el tractament del mal de cap cervicogènic (13) o el tractament del dolor pèlvic relacionat amb l'embaràs (14), entre molts d'altres.

4. Marc teòric

En aquesta secció s'exposa el marc teòric del projecte. La primera subsecció es correspon amb els músculs del cos que es treballen quan es realitzen diferents tipus d'exercicis amb l'estabilitzador. En la segona subsecció s'explica que és el *neck stabilizer*, així com els components que el formen, les especificacions que el determinen, el funcionament i la utilitat que té aquest aparell, i per últim, una gran varietat d'exercicis d'entrenament que es poden realitzar per tal de treballar diferents parts del cos. En la següent subsecció s'explica què és Arduino i com s'utilitza en aquest projecte. Per últim, en l'última subsecció, s'hi exposen les millores i els canvis que s'han fet al sistema que conforma el *neck stabilizer*. Aleshores, dins d'aquesta última subsecció s'explica amb detall cadascun d'aquests canvis, com és el canvi del manòmetre analògic a un de digital, amb l'explicació de la connexió del sensor de pressió i del programa corresponent que s'ha creat amb Arduino. Un altre canvi és el de l'addició d'un mòdul Bluetooth, juntament amb l'explicació de la seva configuració, connexió i programa de recepció del mòdul. Els següents canvis són afegir una bateria i la creació d'una aplicació mòbil de control.

4.1. Músculs del cos que són objectiu de l'estabilitzador

Amb l'estabilitzador, objecte a millorar en aquest projecte, es poden realitzar una gran varietat d'exercicis on es treballen diferents parts del cos, i sobretot, diferents músculs. En un apartat posterior s'expliquen diversos exercicis, i a continuació s'exposen els principals músculs o zones que es treballen en aquests exercicis.

- **Múscul glutis major:** Aquest múscul és el més gran dels músculs que formen part del glutis i és un múscul molt fort, que fa que es mantingui el tronc dret evitant que aquest se'n vagi endavant o endarrere. La seva funció és la d'estendre i rotar el maluc. Totes les fibres de les que està compost aquest múscul són extensores i rotadores externes, però si es flexiona molt el maluc, aquestes fibres passen a ser flexores. El glutis major també és un gran estabilitzador de la pelvis, sobretot en la contracció bilateral. L'inconvenient que té el glutis major és que en ser tan gruixut, es fatiga fàcilment ja que necessita grans esforços energètics (15). Per tant, si es flexiona molt el maluc, el glutis s'estira excessivament. (Figura 4.1)

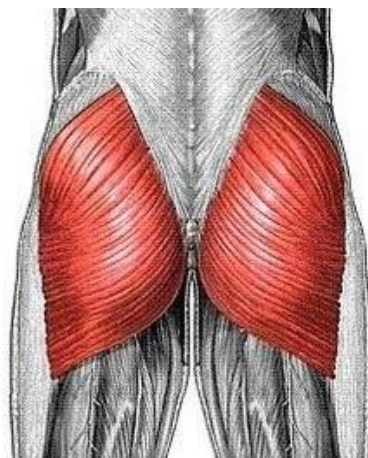


Figura 4.1: Múscul glutis major.

- **Múscul dorsal ample:** Aquest múscul és el més gran, ample i fort de tot el tronc. Cobreix la part posterior del tronc, des de la regió lumbar fins arribar a l'húmer. Les seves funcions principals són l'aproximació, l'extensió i la rotació interna del braç. Alhora, eleva el tronc i les últimes quatre costelles del cos. Les seves accions secundàries són les d'estabilitzar la pelvis i ajudar els altres músculs a redreçar la columna. Així doncs, és un múscul amb unes relacions anatòmiques importants i que a més de treballar al nivell del tronc, també actua en la biomecànica i la funció de la cintura lumbo-pèlvica i de l'omòplat. Si el múscul dorsal ample està tens, pot causar dolor local. En canvi, si en aquest múscul hi ha nusos musculars, el dolor s'estén al centre de l'esquena, a l'omòplat i al llarg de tot el braç. Com que és un múscul molt llarg i relativament relaxat, el dolor no apareix fins que es contrau d'una manera molt forta. Això podria passar en un atac de tos, per exemple, ja que quan s'estreny el tòrax en tossir, aquest múscul es va contraient intensament i intermitentment. Al realitzar activitats esportives el dolor pot sorgir quan es realitzen adduccions fortes d'espatlla, com per exemple prement el braç contra el cos i forçant l'espatlla cap a baix. D'altra banda, el dolor no només apareix quan aquest múscul es contrau, si no que també apareix quan aquest múscul s'estira d'una forma extrema, com pot passar per exemple a l'hora de practicar un esport en el qual s'hagi d'aixecar el braç fent força o colpejant, com també en accions de la vida quotidiana on s'estiri el braç (16). (Figura 4.2)

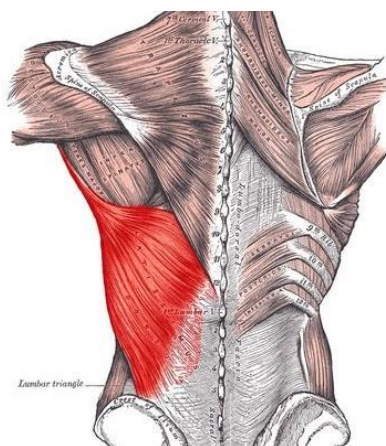


Figura 4.2: Múscul dorsal ample.

- **Múscul pectoral major:** El múscul pectoral major és un múscul gran i pla que es troba al pit i que està cobert pel teixit subcutani i per la pell, i en el cas de les dones es troba immediatament anterior la glàndula mamària. És un múscul amb una gran resistència i molt tònic, i es divideix en tres parts. La primera part és la part mitjana de la clavícula, la segona part és la part que engloba l'estèrnum⁴ i les costelles; i la tercera part és la formada per l'abdomen. Quan aquestes tres parts del múscul s'activen, l'espatlla realitza una rotació cap a l'interior i el braç realitza un moviment d'adducció⁵ al nivell de l'espatlla, és a dir, el braç s'acosta cap al tronc del cos. El pectoral major també és un rotador medial de l'húmer i la seva part de la clavícula ajuda a flexionar l'espatlla i a què l'húmer faci un moviment d'adducció. Aquest múscul està format per fibres en diverses direccions (horitzontals, descendents i ascendents), i cadascuna realitza una funció. Les fibres horitzontals fan la funció d'adducció i de rotació medial de l'espatlla, les fibres descendents realitzen la funció flexora, i finalment, les fibres ascendents exerceixen la funció extensora. Aquest múscul també és considerat un múscul accessori de la respiració ja que en el moviment inspiratori durant la respiració, el pectoral major porta les costelles cap a fora, permetent d'aquesta manera que l'àrea toràcica s'expandeixi. Així doncs, uns pectorals ben desenvolupats permeten una millor respiració. Si aquest múscul es troba en constant tensió o pateix una sobrecàrrega activa, pot provocar dolor local al pit. D'altra banda, els nusos musculars que hi poden haver en aquest múscul es tradueixen en dolors en l'espatlla, el pit i el colze. A més, la inactivitat d'aquest múscul també provoca tensions i nusos musculars, i es veu reflectit en una esquena corbada (17). (Figura 4.3)

⁴ L'estèrnum és l'os llarg i pla situat al mig del pit, amb el qual s'articulen les costelles.

⁵ Adducció és l'acció d'acostar un membre al pla medià del cos.



Figura 4.3: Múscul pectoral major.

- Múscul psoes ilíac:** El múscul psoes ilíac és un grup muscular estructural i postural format per dos músculs: el múscul ilíac i el múscul psoes; els quals tenen un tendó d'inserció en comú situat on comença el fèmur. Els dos músculs són flexors del maluc. Aquest múscul s'origina al llarg de la columna lumbar i connecta la columna vertebral amb les cames i per tant n'hi ha dos, un al costat dret i l'altre a l'esquerre. Aquest múscul és dels principals causants del dolor lumbar, ja que si està massa tens, pot provocar un augment de la curvatura de l'esquena baixa. El múscul ilíac és l'encarregat d'estabilitzar i flexionar l'articulació del maluc, i l'acció del múscul psoes és la que implica el moviment de la columna lumbar durant els moviments del tronc. Així doncs, el múscul psoes ilíac és el que treballa com a motor principal de la flexió del maluc (acostar les cames i el tronc entre sí), ja que aquesta flexió es produeix quan aquest múscul es contrau. Alhora, també es produeix una lleugera adducció i inclinació anterior de la pelvis (18). (Figura 4.4)

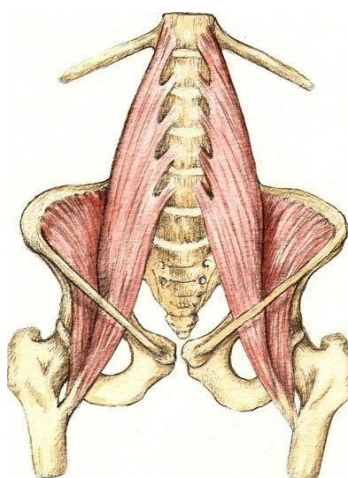


Figura 4.4: Múscul psoes ilíac.

- **Múscul del tensor de la fàscia lata:** Aquest múscul es troba a la part superior i lateral de la cuixa i és un múscul petit i fi. El seu origen es situa al maluc i s'insereix a la cara lateral del genoll. El tensor de la fàscia lata tensa la banda iliotibial i els suports del genoll, i la seva funció és la del moviment d'abducció⁶ i rotació medial de la cuixa i flexió de la pelvis. A més, també contribueix a la flexió de l'articulació del maluc (19). La sobrecàrrega en aquest múscul pot causar el síndrome de la fàscia lata, que el seu dolor es manifesta sobretot a la cara lateral del genoll, però també pot sorgir al maluc. Aquest síndrome és força comú en corredors i ciclistes, ja que realitzen repetidament un esforç perllongat en un mateix rang de flexió del genoll i es genera una fricció excessiva a aquesta zona que genera irritació i inflamació d'aquest teixit. Una altra causa de l'aparició d'aquest síndrome és la superfície sobre la qual es porta a terme una activitat física, ja que les escales i els pendents n'afavoreixen l'aparició. A més, alguns factors anatòmics com ara tenir els peus plans, també ajuden a l'aparició del síndrome de la fàscia lata (20). (Figura 4.5)

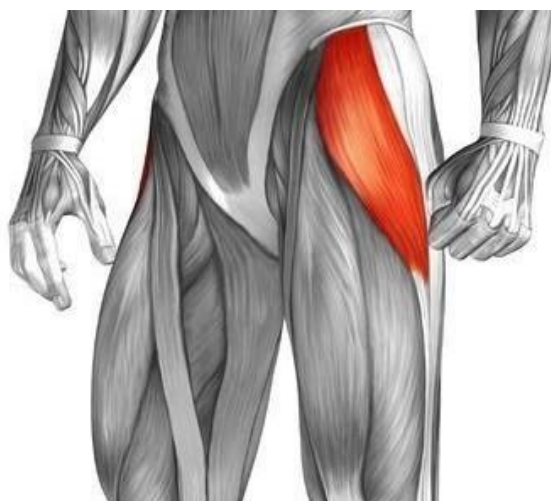


Figura 4.5: Múscul del tensor de la fàscia lata.

- **Múscul recte intern de la cuixa:** Aquest múscul, també anomenat múscul gràcil⁷, és el múscul més superficial de la cuixa i només suporta càrregues lleugeres. És un múscul allargat que ocupa la vora interna de l'entre cuix i que s'estén des de l'interior del pubis fins a la tibia (21). Aquest múscul realitza tres tipus d'accions. L'acció més important és la de treballar com a adductor de la cuixa i del maluc quan el genoll està en extensió. En segon lloc, és l'acció d'actuar directament en el moviment de rotació interna de

6  UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE CATALUNYA
Escuela d'Enginyeria de Barcelona Est
7 Gràcil significa separar un membre del pla medià del cos.
Gràcil és la qualitat de prim i delicat.

l'articulació del genoll. I per últim, la de col·laborar en el moviment de flexió del maluc. Les lesions més comunes en aquest múscul són causades principalment per un sobreestirament en abducció o per moviments traumàtics com ara una caiguda o un canvi forçat de pes. Gràcies al tipus de sang d'aquest múscul (tipus II), es pot utilitzar en la cirurgia reconstructiva en diverses parts del cos amb finalitats reconstructives (22). (Figura 4.6)



Figura 4.6: Múscul recte intern de la cuixa.

- **Múscul multifid:** El múscul multifid és una sèrie de fibres musculars que s'uneixen a la columna vertebral. Aquesta sèrie de fibres musculars es divideix funcionalment en dos grups musculars: el grup muscular profund i el grup muscular superficial. Aquest múscul té tres segments articulars a la columna vertebral, i treballa per estabilitzar les articulacions a cada nivell segmentari. També controla la inclinació anterior de la columna i contraresta la força de flexió generada pels músculs abdominals quan el tronc fa un moviment de rotació (23). Així doncs, la rigidesa i l'estabilitat fan que cada vèrtebra funcioni d'una forma més eficaç i es redueixi la degeneració de les estructures articulars. Quan aquests músculs no estan prou activats o quan estan atrofiats a causa d'un problema crònic, apareix la lumbàlgia⁸, i fins i tot també pot causar dolor de maluc o de genoll (24). (Figura 4.7)

⁸ La lumbàlgia és el dolor lumbar.



Figura 4.7: Múscul multifid.

- **Músculs flexors profunds del coll:** Hi ha dos músculs flexors profunds del coll: el *longus colli* (25) i el *longus capitis* (26). Aquests són músculs anteriors del coll i estan associats al crani i a la regió cervical. Són músculs estabilitzadors i la seva funció és la de mantenir una bona alineació del cap amb el coll flexionant la regió cervical alta conjuntament amb el crani. A més d'estabilitzar el coll, també contribueixen al control de l'acceleració del cap. A causa de postures inadequades aquests músculs es debiliten fàcilment, cosa que pot provocar un desequilibri i una sobrecàrrega muscular. El mal rendiment d'aquests músculs és el que provoca el dolor cervical. (Figura 4.8)

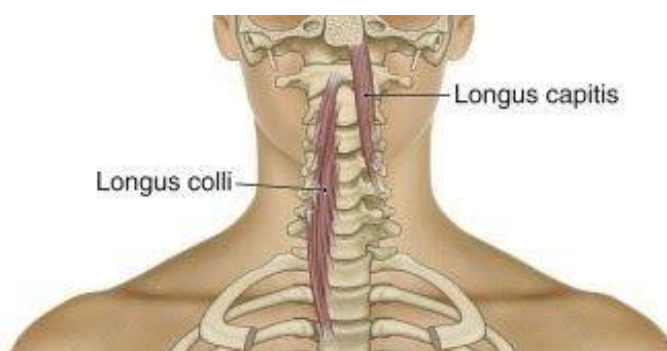


Figura 4.8: Músculs flexors profunds del coll: el longus colli i el longus capitis.

- **Articulació sacro-ilíaca:** Aquesta articulació és la que suporta el pes de la meitat superior del cos humà, i està fermament reforçada per diversos lligaments. La funció de les articulacions sacro-ilíaqües és donar suport a l'esquelet axial⁹ i minimitzar l'efecte traumàtic en els canvis sobtats de la distribució del pes corporal d'un costat i l'altre. També absorbeix l'impacte energètic de la columna vertebral proporcionant flexibilitat i subjecció a la pelvis. El moviment d'aquestes articulacions es limita a un desplaçament mínim i a un moment de rotació. Així doncs, té poca mobilitat i això és el que fa que aporti estabilitat (27). (Figura 4.9)

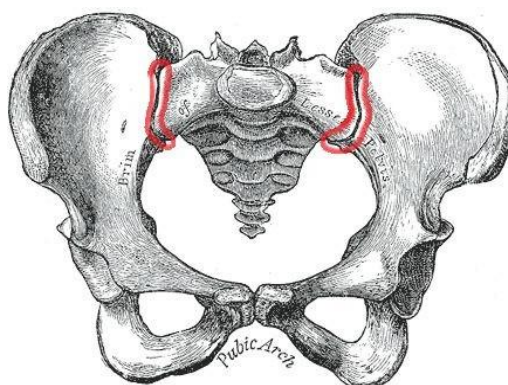


Figura 4.9: Articulació sacro-ilíaca.

- **Múscul trapezi inferior:** El múscul trapezi és un múscul superficial que ocupa el centre de la columna vertebral simètricament per les dues bandes, des del crani fins l'última vèrtebra dorsal, i es recolza a l'omòplat. S'agrupa en tres parts: les fibres superiors, les fibres mitges i les fibres inferiors. En aquest cas es parla de les inferiors. L'omòplat és un os pla i triangular que forma la part posterior de l'espatlla i al qual s'articula l'húmer, que és l'os de les extremitats superiors, que s'estén des de l'omòplat fins al colze. L'omòplat és la base de tots els moviments de les extremitats superiors, i per tant, és necessari que el múscul trapezi inferior tingui una bona flexibilitat i mobilitat per tal de funcionar d'una forma eficaç i així poder realitzar les posicions necessàries per permetre que l'húmer es mogui sense problema i sense causar cap molèstia. Aquest múscul també s'ha de mantenir fort i estable per tal de proporcionar una correcta transmissió de la força des del cos cap a les extremitats superiors. El trapezi inferior no treballa per si sol, si no que ho fa en conjunt amb els altres músculs que l'envolten, per tal de crear un parell de forces en l'omòplat (28). (Figura 4.10)

⁹ L'esquelet axial és la part de l'esquelet que consta dels ossos del cap i del tronc.

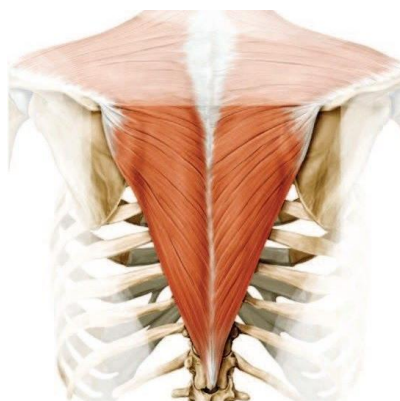


Figura 4.10: Múscul trapezi inferior.

- **Múscul abdominal transversal:** Aquest múscul és el més profund de la paret abdominal i és el que entapissa tota la cara interna de l'abdomen entre les costelles i la pelvis. Aquest múscul es relaciona directament amb altres músculs de l'abdomen, sobretot amb el múscul abdominal oblic, i quan aquests dos treballen coordinats, es produeix l'anomenada faixa abdominal. La funció principal d'aquest múscul és fer de faixa interna del cos per tal de donar estabilitat i subjecció als òrgans i evitar que aquests es precipitin cap endavant. Aquesta faixa ajuda a reduir la pressió a la columna lumbar i li dona estabilització. A més, aquest també és un múscul exhalador, el qual ajuda a expulsar l'aire durant la respiració i també en casos de tos i esternut. La contracció del múscul abdominal transversal també suposa una ajuda a l'hora d'orinar, defecar i vomitar, ja que augmenta lleugerament la pressió de l'abdomen. Per últim, durant el part aquest és el múscul que s'ha de contraure, ajudant així a l'expulsió del fetus (24). (Figura 4.11)

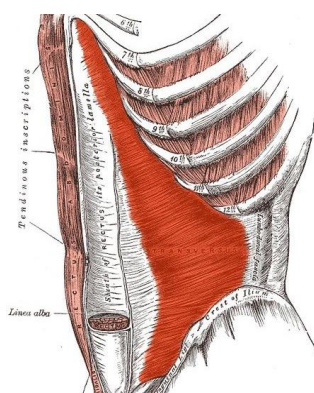


Figura 4.11: Múscul abdominal transversal.

- **Múscul abdominal oblic extern:** El múscul abdominal oblic extern (o major) sorgeix de la superfície exterior de l'eix de les sis costelles inferiors i ocupa la part superficial i lateral de l'abdomen. Aquest múscul, juntament amb altres músculs que formen part de la paret abdominal, flexiona i rota el tronc, ajuda a l'inspiració de forma activa pressionant les costelles quan el diafragma¹⁰ està relaxat, i també ajuda a mantenir la pressió de dins de l'abdomen per a recolzar els òrgans intra-abdominals. Com ja s'ha comentat, el múscul abdominal oblic extern treballa conjuntament amb l'oblic intern. Així, quan es contrauen les fibres més laterals dels músculs abdominals oblics, es produeix una pressió dins l'abdomen que facilita l'expulsió del contingut abdominal en la micció i la defecació (29). (Figura 4.12)

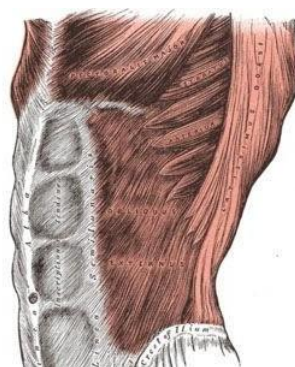


Figura 4.12: Múscul abdominal oblic extern.

- **Múscul abdominal oblic intern:** El múscul abdominal oblic intern (o menor) és un múscul ample i pla que es troba a la part anterolateral de l'abdomen, per sota de l'oblic major. Les fibres musculars de l'oblic intern, juntament amb les de l'oblic extern, estan implicades en la flexió de la columna vertebral, la flexió lateral, la rotació del tronc i la compressió de l'abdomen. A més, el múscul abdominal oblic intern ajuda a reduir el volum de la cavitat toràctica durant l'expiració. El múscul abdominal oblic intern i el múscul abdominal oblic extern són denominats rotatoris de banda contrària, ja que quan el tronc gira cap a la dreta, les fibres del múscul oblic extern giren cap a l'esquerra; i quan el tronc gira cap a l'esquerra, s'activa el moviment de les fibres obliqües externes cap a la dreta (30). (Figura 4.13)

¹⁰ El diafragma és una membrana muscular que separa la cavitat toràctica de l'abdominal.

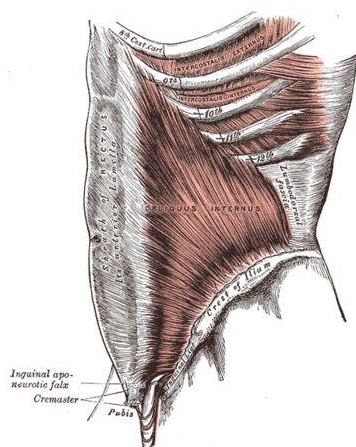


Figura 4.13: Múscul abdominal oblic intern.

- **Fascicle toràctic lumbar:** En primer lloc, cal dir que el fascicle (o fàscia) és un teixit connectiu de fibres de col·lagen distribuïdes de forma irregular, on aquesta disposició és la causa de la resistència màxima a les forces de tensió que es puguin produir. Concretament, el fascicle toràctic lumbar està situat a la zona lumbar i és una estructura de tipus faixa que separa els músculs de la columna vertebral amb els músculs de la paret abdominal. El fascicle toràctic lumbar és molt important per mantenir la integritat de la columna vertebral lumbar i l'articulació sacroilíaca i imprescindible per a la seva estabilitat, ja que fa de suport de la columna lumbar i incrementa les forces de tancament de l'articulació sacroilíaca. A més, aquesta estructura és molt important perquè està relacionada amb moltes articulacions i músculs del cos, per la qual cosa no només és important per a la columna vertebral i la pelvis, si no que també ho és per a les extremitats (31). (Figura 4.14)

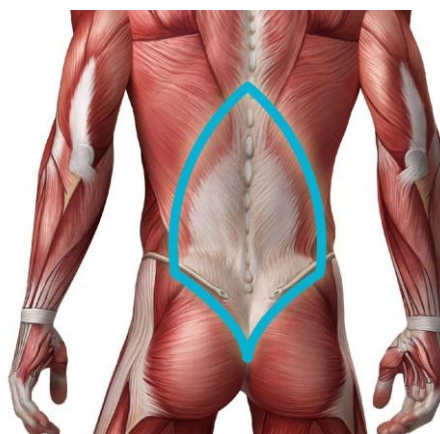


Figura 4.14: Fascicle toràctic lumbar.

4.2. Neck stabilizer

El *neck stabilizer* utilitzat ha estat dissenyat per fisioterapeutes i forma part del Grupo Chattanooga, el qual treballa amb un sistema de millores constants. L'objectiu principal de l'aparell és ajudar a exercitar els músculs de la part del coll i de l'esquena per tal de millorar-ne la seva estabilitat, a partir d'uns exercicis determinats (32).

El *neck stabilizer* és un aparell basat en el registre de variacions de pressió en un coixí pneumàtic. Així doncs, es poden detectar diferents tipus de moviments (sobretot moviments espinals) mentre es fa una sessió d'exercicis. Les tècniques dels exercicis que s'han de realitzar amb el *neck stabilizer* impliquen moviments lents i controlats del cos, ja que aquest aparell s'utilitza per controlar i proporcionar retroalimentació al moviment corporal durant la realització dels exercicis pertinents. D'aquesta manera, els exercicis realitzats amb el *neck stabilizer* són efectius majoritàriament per millorar el dolor del coll (de diferents patologies) i el dolor de l'esquena baixa. També es pot utilitzar en un gran nombre d'exercicis on es pot treballar qualsevol part del cos. Aquest aparell permet obtenir retroinformació i tenir un control precís dels resultats i de les proves dels exercicis (33).

4.2.1 Components

Els components dels quals està format tot el conjunt del *neck stabilizer* analògic són pocs i senzills (9). La unitat consisteix d'una pera d'inflació combinada amb un manòmetre analògic i connectada a un coixinet pneumàtic mitjançant un tub (Figura 4.15).

El coixí pneumàtic té tres càmeres, tal i com es diferencien en la Figura 4.15, i s'ha de col·locar inflat (normalment a 40 mmHg) entre la part del cos que es vol tractar i una superfície plana, com ara la paret, el terra, una cadira, etc. Les tres càmeres del coixí són tres separacions les quals s'inflen d'aire quan es pressiona la pera. Aquestes tres separacions es comuniquen entre elles i funcionen per igual, és a dir que qualsevol canvi de pressió en una de les tres càmeres a causa del pes del cos en la realització dels exercicis suposarà un canvi de la pressió que indiqui el manòmetre.

Aquest coixí consta de quatre botons de pressió, situats un a cada extrem de l'aparell. Aquests botons es poden cordar d'una forma molt simple aplicant una lleu pressió manual entre ells. Quan es corden aquests botons dos a dos paral·lelament, l'aparell adopta una forma més compacta i voluminosa. Gràcies a aquests botons es pot obtenir una forma del coixí diferent a l'habitual, més compactada, la qual pot ser útil per un altre tipus d'exercicis.



Figura 4.15: Neck stabilizer on s'hi aprecien els tres components principals.

La pressió inicial del coixí s'ha de controlar al principi i anivellar-la fins a obtenir el valor desitjat ja que és possible que hi hagi un reflux d'aire cap al tub que faci que la pressió baixi i que, per tant, s'hagi d'inflar més el coixí. Un cop acabats els exercicis, s'ha de desinflar el coixinet afluixant el cargol de la vàlvula que hi ha al costat de la pera d'inflació.

La pera d'inflació és un objecte de làtex amb forma de pera que està connectat al manòmetre analògic i al tub d'aire, i és amb la qual s'infla el coixí. Aquesta pera consta d'una vàlvula per tal de poder despressuritzar el coixí.

El tercer component és el manòmetre analògic. El manòmetre analògic és un instrument que s'utilitza com a indicador de pressió analògic i que és capaç de mesurar la pressió en gasos i líquids continguts en un recipient tancat. Està compost d'un dial circular i d'un punter accionat mecànicament. La pressió que mesura el manòmetre és relativa o també anomenada pressió manomètrica, ja que mesura la sobrepressió o depressió respecte la pressió atmosfèrica (Figura

4.16). Així doncs, el zero de referència en el manòmetre és la pressió de l'aire del medi ambient, és a dir, la pressió absoluta menys la pressió de l'atmosfera (34). Per tant, la pressió mesurada a partir d'un manòmetre analògic és:

$$P_{\text{manomètrica}} = P_{\text{absoluta}} - P_{\text{atmosfèrica}}$$

Figura 4.16: Equació de la pressió manomètrica.

El manòmetre analògic consta d'un tub helicoïdal que es troba a la part del darrere de l'aparell i que es deforma en funció de la pressió del fluid contingut. Aquest tub s'anomena tub de Bourdon i es tracta d'un tub aplanat seguint una secció circular d'uns 270°. Un extrem del tub està fixat i connectat a la càmera on hi haurà la pressió que es vol mesurar, i l'altre extrem del tub està segellat i és lliure dels seus desplaçaments. En mesurar la pressió de la càmera en qüestió, si aquesta pressió disminueix, el tub de Bourdon tendeix a corbar-se. En canvi, si la pressió de la càmera augmenta, el tub tendeix a desenrotllar-se. (Figura 4.17). Aquests moviments es converteixen en resultats i són transmesos a un sistema d'engrenatges gràcies a una connexió mecànica. El sistema d'engrenatges està connectat a una agulla o punter, que és l'encarregada d'indicar el valor de la pressió mesurada. Per fer-ho, l'agulla està col·locada a la part frontal del manòmetre damunt d'una plantilla amb els valors possibles de pressió, i es va movent entre aquests valor (35).

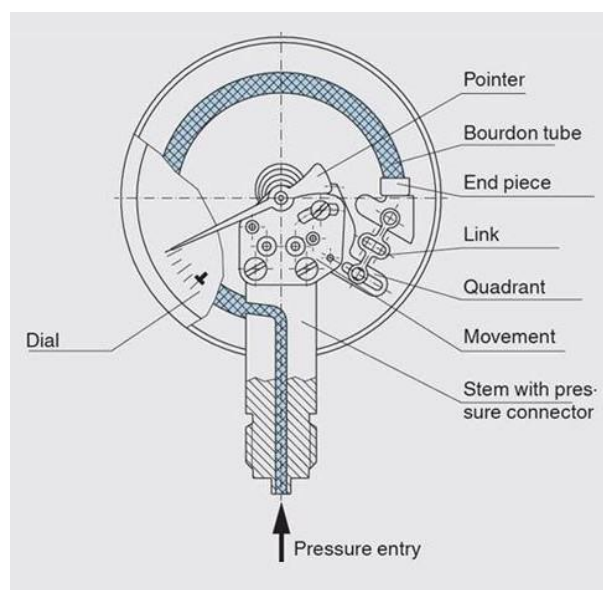


Figura 4.17: Dibuix esquemàtic de les parts i el funcionament d'un tub Bourdon.

4.2.2 Especificacions

Les especificacions de les que consta aquest aparell són les següents (9):

- Rang de pressions: De 0 a 200 mmHg
- Precisió: ± 3 mmHg
- Pes: 600 g aproximadament
- Dimensions (a la caixa): 10 x 10 x 10 cm

Per inflar-lo, cal estrènyer el cargol de la vàlvula que hi ha a la pera d'inflació, i pressionar repetides vegades la pera. Per desinflar-lo s'ha de descarregar aquest mateix cargol.

4.2.3 Funcionament i utilitat

El *neck stabilizer* es fa servir principalment per millorar l'estabilitat de les regions lumbo-pèlviques i cervicals. El coixí es col·loca entre la part del cos de la qual es vol controlar el funcionament i una superfície rígida, com ara el terra. Amb la pera s'infla el coixí fins a aconseguir una pressió estable. En exercicis lumbar, aquesta pressió acostuma a ser d'uns 40 mmHg i en els cervicals de 20 mmHg. Seguidament es fan els exercicis corresponents procurant que la pressió es mantingui estable. Com que el rang de pressions del *neck stabilizer* és de 0 a 200 mmHg, aquest aparell és totalment adequat per realitzar aquest tipus d'exercicis sense produir cap incident.

El sistema de músculs profunds de la regió lumbar de l'espina dorsal i de la regió pèlvica és el responsable directe de l'estabilització dels segments vertebrals i de les articulacions de l'àrea sacro-ilíaca. Els músculs superficials, de major mida, causen els moviments del tronc. En els casos de dolors de la regió lumbar de l'esquena, els músculs profunds es troben inactius, mentre que els superficials es troben hiper-activats. L'aparell es fa servir per al reentrenament d'aquests músculs profunds que estan inactius. L'entrenament d'aquests músculs proporciona un recolzament segmentari a la columna local. L'objectiu és que l'abdominal transversal i el multifid lumbar treballin simultàniament, augmentant així la tensió sobre el fascicle toràcic lumbar actuant com una faixa, i per tant, proporcionant estabilitat a la columna lumbar (9).

4.2.4 Exercicis d'entrenament

L'aparell en qüestió ajuda a l'estabilització de la columna vertebral, mentre les àrees adjacents, és a dir, les extremitats, es mouen amb la finalitat d'estirar tots els músculs que ho necessitin. Per tal que aquests exercicis d'estabilització de la columna amb moviment d'extremitats siguin òptims, la pressió que marca el manòmetre no pot canviar, és a dir, s'ha de mantenir constant en tot moment.

Aquest aparell també ajuda a exercitar els abdominals (ja siguin els transversals, els oblics, etc.) amb exercicis en els que s'ha de moure la paret abdominal. En aquest cas, la pressió que marca el manòmetre també s'ha de mantenir constant durant la plena realització dels exercicis.

L'estabilitzador també s'utilitza per controlar l'estabilitat de l'àrea adjacent del tronc en detectar la substitució dels músculs que s'estan verificant.

A continuació s'exemplifiquen diversos exercicis que es poden dur a terme amb l'estabilitzador per tal de treballar diferents parts del cos, les quals s'han exposat en l'apartat anterior 4.1 (9). Les il·lustracions d'aquest apartat s'han extret del manual d'ús del *neck stabilizer* (9).

- **Abdominals transversals i oblics interns en posició de decúbit pron**¹¹. Es col·loca el coixí sota de l'abdomen i s'infla a una pressió bàsica de 70 mmHg. L'objectiu és moure la paret abdominal cap amunt i endins sense moure la columna vertebral ni la pelvis, durant 10 o 15 segons i respirant de forma normal. La pressió indicada en el manòmetre ha d'haver-se reduït a un valor oscil·lant entre 6 i 10 mmHg. S'ha de realitzar 10 repeticions d'aquest exercici. (Figura 4.18)



Figura 4.18: Exercici d'abdominals transversals i oblics interns en posició de decúbit pron.

¹¹ La posició de decúbit pron és la posició del cos quan hom jeu amb el ventre cap avall.

- **Abdominals transversals en posició decúbita supina**¹². El coixinet es col·loca per sota de la regió lumbar de l'espina dorsal i s'infla a una pressió bàsica de 40 mmHg. L'exercici consisteix en portar la paret abdominal cap a dins sense moure la columna vertebral ni la pelvis, i mantenint la pressió als 40 mmHg que s'han establert inicialment. L'exercici s'ha de realitzar seguit durant 10 o 15 segons i s'ha de repetir 10 cops, respirant normal. (Figura 4.19)



Figura 4.19: Exercici d'abdominals transversals en posició de decúbit supí.

- **Abdominals transversals en posició de decúbit supí dempeus o amb el pes de la cama.** El coixí es posa per sota de la regió lumbar de l'espina dorsal i s'infla a una pressió inicial de 40 mmHg. A continuació, s'ha de portar la paret abdominal cap a dins sense moure la columna vertebral ni la pelvis tot mantenint la pressió inicial als 40 mmHg preestablerts. Això s'ha de realitzar amb una cama elevada, durant 10 o 15 segons i repetir-ho 10 vegades. La respiració ha de ser normal. Aquest exercici es pot realitzar ajagut o dempeus. (Figura 4.20)

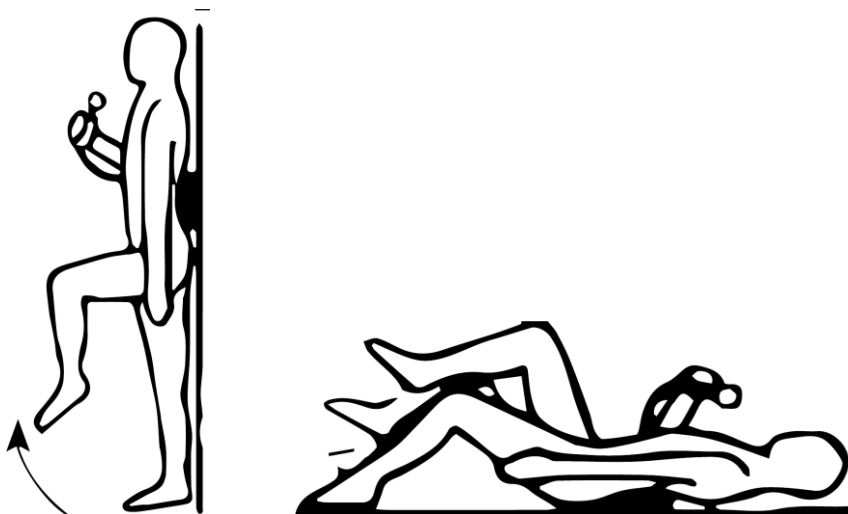


Figura 4.20: Exercici d'abdominals transversals en posició de decúbit supí, dempeus i amb el pes de la cama, respectivament.

¹² La posició de decúbit supí és la posició del cos quan hom jeu d'esquena, també conegut com "de sobines".

- **Zona lumbar realitzant extensions musculars.** En aquests exercicis s'ha de procurar que la pressió es mantingui constant respecte a la pressió inicial de partida.
 - **El recte anterior de la cuixa.** La posició per realitzar aquest exercici és en posició de decúbit supí i estirats a sobre d'una taula. S'ha de flexionar un genoll per sota o pel costat de la taula i mantenint les dues cuixes sense moure's. El coixí es situa en la zona lumbar, recolzat a la taula o al terra. (Figura 4.21)

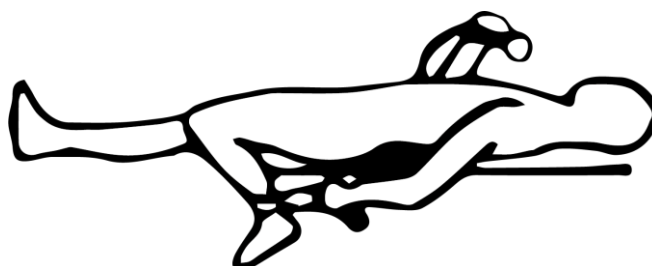


Figura 4.21: Exercici del recte anterior de la cuixa realitzant extensions musculars.

- **Els flexors del maluc.** El subjecte es col·loca en posició de decúbit supí i, a sobre d'una taula amb les cames penjant a l'alçada del genoll, flexiona un genoll portant-lo cap al pit intentant formar un angle de 90°. La cama que està en repòs hauria de mantenir-se quieta. En el cas que es mogui, vol dir que es pateix d'un escurçament de psoes (36). Aquest exercici s'anomena Prova de Thomas, i també es pot realitzar estirat al terra seguint la mateixa filosofia. El coixinet s'ha de situar a la zona lumbar, fent de separació entre el cos i la taula o el terra. (Figura 4.22)

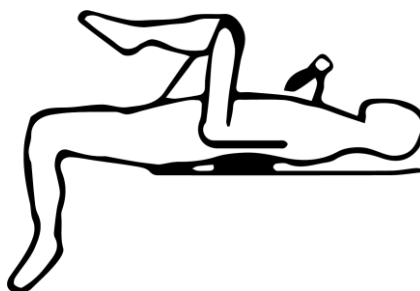


Figura 4.22: Exercici dels flexors del maluc realitzant extensions musculars.

- **Els dorsals amples i els pectorals majors.** La posició per realitzar aquest exercici és en posició de decúbit supí i estirat al terra o en una superfície plana. S'ha de portar un braç per sobre del cap paral·lelament al tronc. El coixinet es situa en la zona lumbar, recolzat al terra. S'ha de procurar mantenir una posició estable i mantenir la pressió constant durant l'extensió del braç. (Figura 4.23)



Figura 4.23: Exercici dels dorsals amples i dels pectorals majors realitzant extensions musculars.

- **Tensor de la fàscia lata.** Per dur a terme aquest exercici s'ha de prendre la posició de decúbit lateral¹³. El coixinet es col·loca al nivell espinal lumbar, entre el tronc i la superfície de recolzament, com ara el terra, i s'infla fins a una pressió de 40mmHg. L'objectiu és mantenir l'estabilitat lumbopèlvica alhora que la pressió de 40 mmHg no varia mentre es realitzen les extensions musculars pertinents. L'exercici a realitzar consisteix en aixecar i abaixar la cama que està més allunyada del terra periòdicament amb moviments controlats. (Figura 4.24)

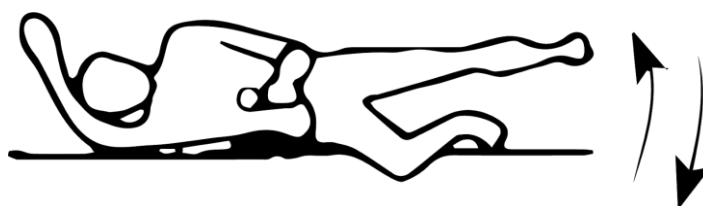


Figura 4.24: Exercici del tensor de la fàscia lata realitzant extensions musculars.

- **Trapezi inferior en posició de decúbit ventral.** Es col·loca el coixinet sota de l'abdomen i s'infla a una pressió bàsica de 70 mmHg. L'objectiu de l'exercici és moure la paret abdominal cap amunt i endins alhora que s'aixeca un braç i es porta l'omòplat cap avall i endins seguint la direcció de la columna vertebral. És important que no s'experimenti cap

¹³ La posició de decúbit lateral és la posició del cos quan hom jeu en un dels seus costats.

canvi de pressió respecte a la pressió bàsica inicialment preestablerta de 70 mmHg. Aquesta postura s'ha de mantenir durant 5 segons i s'ha de realitzar 10 cops. (Figura 4.25)



Figura 4.25: Exercici del trapezi inferior en posició de decúbit ventral.

- Múscul psoes ilíac assegut.** Per dur a terme aquest exercici, es situa el coixinet darrere de l'espina lumbar i s'infla a una pressió bàsica de 40 mmHg. A continuació, s'ha de portar la paret abdominal cap endins sense que es produeixin moviments del tòrax ni de la pelvis. La pressió indicada haurà d'augmentar de 8 a 10 mmHg. Aleshores, mantenint una cama sense recolzar, s'aixeca lentament l'altra cama per tal de verificar la posició. En aquest instant la pressió indicada ha de continuar mantenint-se constant entre 48 a 50 mmHg segons el manòmetre. Aquesta posició s'ha de mantenir durant 5 segons i s'ha de repetir 10 vegades. La postura adequada per realitzar aquest exercici és assegut en una cadira amb l'esquena totalment paral·lela al suport de la cadira. (Figura 4.26)



Figura 4.26: Exercici del múscul psoes ilíac assegut.

- **Glutis major en posició de decúbit ventral.** En aquest cas s'ha de col·locar el coixinet per sota de l'abdomen i s'ha d'inflar a una pressió bàsica de 70 mmHg. Seguidament es mou la paret abdominal cap amunt i endins. Alhora, s'ha d'estendre el maluc elevant el genoll uns 5 cm per sobre de la superfície de recolzament (el terra normalment). Aquesta postura s'ha de mantenir durant 5 segons, i la seva realització no ha de suposar una variació de pressió. L'exercici s'ha de realitzar 10 vegades. (Figura 4.27)

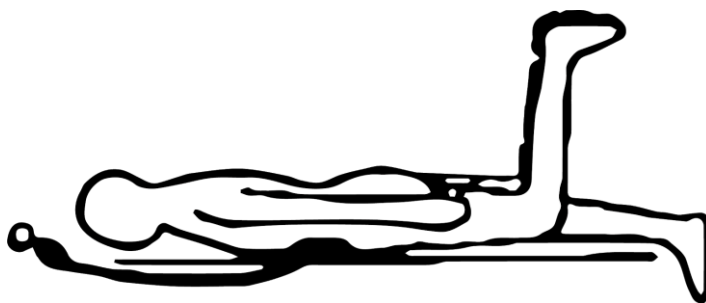


Figura 4.27: Exercici del glutis major en posició de decúbit ventral.

- **Flexor cervical profund en posició de decúbit supí.** S'ha de col·locar el coixinet cordat mitjançant els botons de pressió per sota del coll i contra l'occípit¹⁴ procurant que no rellisqui cap a la zona cervical més baixa. Seguidament s'infla fins a 20 mmHg pressionant les cèl·lules o càmeres de pressió per tal d'accelerar i homogeneïtzar la pressió, ja que l'aire ha d'entrar completament en les tres cèl·lules de pressió que conté el coixinet. El moviment a realitzar consisteix en una lleugera agitació continuada del cap com si s'estigués assentint gestualment. Per tal de poder dissuadir la substitució amb el múscul platisma¹⁵ i l'os hioide¹⁶, s'ha de col·locar la llengua al paladar i mantenir els llavis junts però amb les dents separades. La persona que està realitzant l'exercici ha de moure el cap lleugerament per aconseguir 22 mmHg i comprovar si pot mantenir la posició amb fermesa. En el cas que pugui mantenir la posició fermament, ha d'estirar el cap i repetir-ho de nou des de 24 mmHg fins arribar a 30 mmHg. Es realitzaran 10 repeticions durant 10 segons cadascuna amb el valor de pressió que el subjecte pugui mantenir aplicada fent la mínima activitat muscular superficial. És a dir, en aquest punt de pressió és on es mesurarà la capacitat de resistència. (Figura 4.28)

¹⁴ L'occípit és la part posterior del coll corresponent al lloc on s'ajunta l'espina i el cap, és a dir, la nuca.

¹⁵ El múscul *platisma* és el múscul cutani del coll i s'estén des de la part superior del tòrax fins a la vora inferior de la mandíbula.

¹⁶ L'os *hioide* és un os situat a la part interior del coll, per sota de la llengua.



Figura 4.28: Exercici del flexor cervical profund en posició de decúbit supí.

4.3. Arduino

Arduino és una companyia i una plataforma de prototips electrònics *open source*¹⁷ (de codi obert) basada en maquinari i programari fàcils d'utilitzar, coneguda a nivell mundial. Aquesta companyia es dedica a la fabricació de plaques de circuits impresos en les quals hi ha ports d'entrada i de sortida, i també un *hardware*¹⁸ que consisteix bàsicament en un microcontrolador que ha estat instal·lat en l'interior del dispositiu d'Arduino, juntament amb altres components electrònics que poden ser programats per realitzar una gran varietat de funcions i aplicacions utilitzant el *software*¹⁹ pertinent, amb un llenguatge de programació propi d'Arduino que està basat en C i C++. Un microcontrolador, també conegut com a MCU, és un ordinador contingut en un xip que conté un processador (CPU), una memòria i perifèrics d'entrada i de sortida. Els microcontroladors en els que es basa Arduino són els AVR del fabricant Atmel, concretament els models ATmega8 (Figura 4.29), ATmega168, ATmega328 i ATmega1280. Segons el model de microcontrolador instal·lat, la placa Arduino rep un nom o un altre. (37)

Les plaques Arduino són capaces de llegir entrades i convertir-les en una o més sortides, tant digitals com analògiques. Es pot indicar a la placa què cal fer enviant un conjunt d'instruccions al microcontrolador que hi ha en ella. Per fer-ho, s'utilitza el llenguatge de programació Arduino, basat en Wiring, i el programari Arduino (IDE), basat en Processing.

¹⁷ El principi *open source* transmet que qualsevol programa que en formi part, és de domini públic, lliures de còpia, de modificació i de millora per part de qualsevol usuari.

¹⁸ El *hardware* és la part física d'un ordinador, és a dir, és tots els components de caràcter material que conformen un equip informàtic.

¹⁹ El *software* és un conjunt de programes, instruccions i regles informàtiques que permeten executar diferents tasques en un ordinador. És tot l'equipament o suport lògic i intangible d'un sistema informàtic.

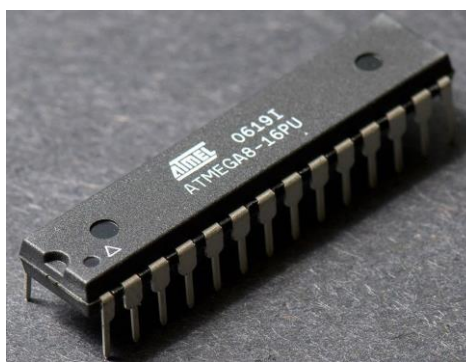


Figura 4.29: Microcontrolador ATmega8 del fabricant Atmel.

Arduino va néixer a Ivrea Interaction Design Institute (Institut d'Interactivitat i Disseny), a la província de Torí, Itàlia, com una eina fàcil de prototipat ràpid, dirigida a persones sense una àmplia formació en electrònica i programació. L'objectiu era crear una eina de hardware única que pogués ser programada fàcilment per usuaris no especialitzats en la matèria, i que a més, no fos molt cara.

Una vegada que va arribar a una comunitat més àmplia, la placa Arduino va començar a canviar per adaptar-se a les noves necessitats i reptes, diferenciant la seva oferta de plaques simples de 8 bits per a productes per a *IoT*²⁰, *wearables*, impressió 3D i *embedded environment*²¹. Totes les plaques Arduino són de codi obert, permetent als usuaris construir-les de manera independent i, eventualment, adaptar-les a les seves necessitats específiques. El programari també és de codi obert i està creixent a través de les aportacions d'usuaris de tot el món. A més, les característiques generals de totes les plaques d'Arduino són comunes, i són les següents: el microcontrolador, la interfície d'entrada i la interfície de sortida. La interfície d'entrada és la que llegeix la informació proporcionada per altres mòduls o sensors i aleshores l'ofereix al microcontrolador on es gestionarà aquesta informació i s'enviarà a la interfície de sortida. La interfície de sortida s'encarrega d'enviar la informació processada als altres mòduls connectats (38).

Hi ha molts altres microcontroladors i plataformes de microcontroladors, però Arduino té alguns avantatges que s'ajusten a la finalitat d'aquest projecte. Les plaques Arduino són relativament barates en comparació amb altres proveïdors. Es pot utilitzar el programari a Windows Macintosh OSX i Linux. Té un entorn de programació senzill i clar, per la qual cosa és fàcil d'utilitzar per a principiants.

²⁰ Les sigles *IoT* fan referència a *Internet of Things* en anglès, que significa l'Internet de les Coses.

²¹ *Embedded environment* en català significa ambient o entorn incrustat, i fa referència a un entorn en el qual només una aplicació pot accedir a una base de dades alhora.

En aquest projecte s'ha treballat amb la placa Arduino Uno (Figura 4.30), que és la més popular i la primera que va sortir al mercat. És una placa microcontroladora basada en l'ATmega328P. Disposa de 14 pins d'entrada / sortida digitals (6 dels quals es poden utilitzar com a sortides *PWM*²²), 6 entrades analògiques, un cristall de quars de 16 MHz, una connexió USB (Universal Serial Bus), un connector d'alimentació, un *connector ICSP*²³, un botó de restabliment i amb una alimentació de 3,3 V i 5 V. Conté tot el necessari per donar suport al microcontrolador. Només cal connectar-lo a un ordinador amb un cable USB o connectar-lo a un adaptador AC/DC o bateria per començar. UNO és la placa més utilitzada i documentada de tota la família Arduino (37).



Figura 4.30: Arduino Uno des d'una vista superior.

4.3.1. Comunicació sèrie asíncrona

La comunicació sèrie consisteix en un procés d'enviament de dades d'un bit de forma seqüencial. La comunicació en paral·lel utilitza una línia per cada component bit de la informació, per això, la comunicació sèrie utilitza un nombre menor de línies i això suposa un gran avantatge. A més, una gran quantitat de dispositius electrònics actualment utilitzen la comunicació sèrie (39).

El principal inconvenient d'aquesta comunicació és que requereix d'una gran sincronització, tant de bits, com del caràcter, com del missatge. A més, per aquesta comunicació cal tenir fixada una velocitat de transmissió de dades, la qual s'expressa en bits per segon (bps).

²² *PWM* és la sigla de *Pulse Width Modulation*, que significa Modulació per Amplada de Pols, i són uns ports digitals que permeten controlar el percentatge de temps de funcionament d'un dispositiu, com ara una llum LED. Aquests ports simulen el comportament dels ports analògics.

²³ Les sigles *ICSP* signifiquen *In Circuit Serial Programming*, que significa Programació Serial En Circuit.

En la comunicació sèrie asíncrona no existeix un rellotge comú entre els dos dispositius, sinó que cada dispositiu ha de tenir el seu propi rellotge intern, i per tant, s'haurà d'establir una mateixa velocitat de transmissió pels dos dispositius.

4.3.2. Entorn de desenvolupament

Per tal de programar una placa d'Arduino, s'utilitza l'entorn de desenvolupament d'Arduino, que és l'Arduino IDE. En aquest entorn es crea un *sketch* ('esbós' en català), que és el programa creat. Un cop s'ha verificat que està ben escrit i no hi ha cap errada, ja es pot compilar a la placa en qüestió. En compilar-se el codi, s'aconsegueix que aquest codi es tradueixi al llenguatge que entén la placa de desenvolupament. Abans però, per realitzar l'*Sketch* correctament s'ha de tenir en compte i saber diferenciar els dos blocs principals per a la programació en Arduino. El primer bloc que s'ha d'escriure a l'*Sketch* és el bloc del *setup*, que traduït al català significa 'configuració'. El segon bloc és el del *loop*, que significa 'bucle'. El *setup* serveix per configurar els diversos pins d'entrada i sortida, per establir valors inicials, etc.; i s'executa sempre abans que el *loop* i només una sola vegada. D'altra banda, el *loop* s'executa de forma repetitiva sense interrupció, tal i com suggereix el seu propi nom, i serveix per avaluar sentències, condicions o equacions, o també per cridar altres funcions.

4.4. Millores del sistema

Partint del *neck stabilizer*, s'han fet diverses modificacions i canvis per tal de millorar-lo. En primer lloc, s'ha substituït el manòmetre analògic per un manòmetre digital, ja que el manòmetre analògic depèn d'una lectura instantània i per tant, implica haver-lo d'aguantar i mirar constantment per tal de controlar la pressió que s'està exercint al coixí en tot moment, i això dificulta la correcta realització dels exercicis. El manòmetre digital s'ha creat a partir d'un sensor de pressió electrònic, que ha estat connectat i configurat amb el microcontrolador Arduino. Així doncs, gràcies a l'utilització d'un manòmetre digital, les dades podran ser visualitzades i emmagatzemades a l'ordinador o al mòbil a partir de Matlab i d'una aplicació mòbil que ho permetrà.

A l'aparell també s'hi ha incorporat un mòdul Bluetooth per tal que el muntatge quedi més lliure de cables, i també perquè així no depengui directament de la seva connexió amb l'ordinador.

D'aquesta manera, mitjançant Bluetooth es realitzarà la transferència de dades de l'aparell a l'ordinador o al telèfon mòbil.

Conseqüentment a la incorporació del mòdul Bluetooth, s'hi ha afegit també una bateria perquè l'aparell sigui totalment independent de l'ordinador i no hi hagi d'estar endollat.

Per últim, s'ha creat una aplicació mòbil per tal de facilitar la visualització de la pressió i comprovar que s'està mantenint constant sense haver d'aguantar el manòmetre, i on seran plasmades les dades que es transferiran des del microcontrolador Arduino.

4.4.1. Manòmetre digital

Com ja s'ha comentat, s'ha substituït el manòmetre analògic amb el qual va equipat el Neck Stabilizer per un sensor de pressió que treballa i fa les funcions d'un manòmetre digital. Aquest canvi suposa una millora en la comoditat a l'hora de fer els exercicis perquè ja no s'ha de mantenir aguantat aquest manòmetre. Tampoc s'ha d'estar pendent en tot moment de la pressió que indica, ja que d'això se n'encarrega l'aplicació de mòbil creada.

El sensor de pressió utilitzat és el sensor de pressió SKU237445, amb un diàmetre G1/4 (12 mm), amb sortida analògica que es pot utilitzar tant en gasos com en líquids no corrosius. És un sensor senzill, poc aparatós i fàcil d'instal·lar. El material amb el que està fet el cos és un aliatge d'acer al carboni, el qual és durador, està segellat i és impermeable. El seu cablejat consta d'una sortida groga, d'un positiu vermell i d'un negatiu negre. S'ha escollit aquest sensor de pressió perquè es pot utilitzar directament amb un microcontrolador qualsevol, en aquest cas, amb Arduino (40). (Figura 4.31)



Figura 4.31: Sensor de pressió SKU237445.

Aquest sensor de pressió té un comportament lineal seguint l'equació de la recta següent:

$$V = 5 \cdot (2/3 \cdot P + 0,1) \quad \text{Figura 4.32. Equació del comportament del sensor de pressió.}$$

El sensor de pressió llegeix la pressió en MPa. Aquesta pressió és la lletra P de l'expressió anterior. En la pantalla del programa Arduino, però, la pressió és representada com a tensió en Volts (V), i s'obté amb el factor de conversió anterior. Això passa perquè el sensor o transmissor de pressió medeix el valor de pressió o la seva variació i ho converteix en una senyal elèctrica analògica, la qual indica el valor de la pressió rebuda. La gràfica representativa del comportament del sensor és la mostrada a la Figura 4.33. Quan el sensor llegeix 0 MPa de pressió, a la pantalla del programa hi apareix 0,5 V; i quan el sensor llegeix 1,2 MPa, a la pantalla hi diu 4,5 V. Per tal que Arduino doni resposta amb les unitats de pressió que interessin, es posa el factor de conversió necessari al programa del sensor de pressió a Arduino.

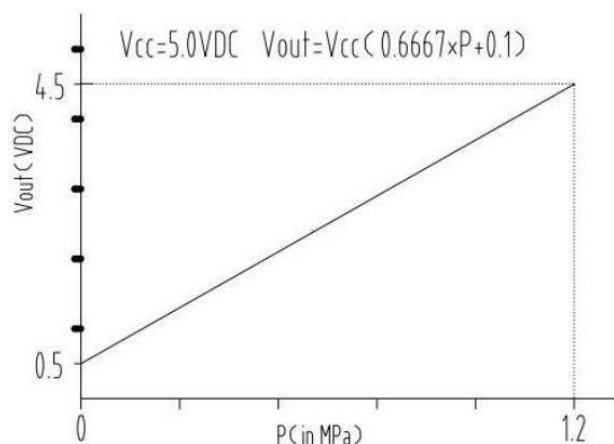


Figura 4.33: Gràfica de la recta de comportament del sensor de pressió.

El principi de funcionament d'un sensor o transductor de pressió consisteix en què aquests dispositius tenen un element sensible d'àrea constant i responen a la força que s'aplica en aquesta zona causada per la pròpia pressió del fluid. La força aplicada és la que provocarà una deformació física dels extensòmetres, els quals estan units al diafragma del transductor de pressió i cablejats en una configuració de pont de Wheatstone. El pont de Wheatstone està format per quatre resistències que formen un circuit tancat. (Figura 4.34) Aquesta deformació física dels extensòmetres causarà un desviament del diafragma que hi ha dins del sensor de pressió, i el desviament del diafragma produirà un canvi de resistència proporcional a la pressió, que serà mesurat i convertit en una sortida elèctrica analògica. Així doncs, un transductor de pressió converteix la pressió en un senyal elèctric analògic (41).

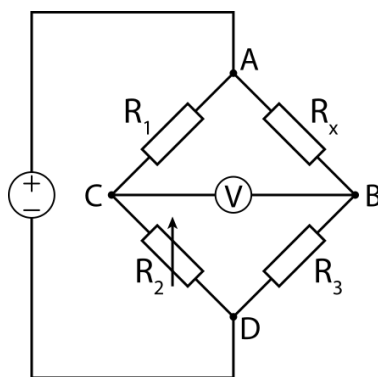


Figura 4.34: Pont de Wheatstone.

Les especificacions d'aquest sensor de pressió són les següents:

- Té una tensió d'alimentació de $5 \pm 0,5$ V.
- La tensió de sortida és de 0,5 V per a 0 bar i 4,5 V per 12 bar.
- El corrent de treball és ≤ 10 mA.
- L'interval de pressió de treball òptim és de 0 MPa a 1,2 MPa (de 0-12 bar).
- La màxima pressió que pot suportar és de 2,4 MPa.
- La pressió de destrucció és de 3,0 MPa.
- La temperatura de treball és de 0 °C a 100 °C.
- L'error de mesura és de $\pm 1,5\%$ de la diferència entre la sortida correcta màxima i la s'obté en la realitat (FSO).
- El temps de resposta és $\leq 2,0$ ms.

4.4.1.1 Connexió del sensor de pressió

La connexió del sensor de pressió amb el microcontrolador Arduino és molt senzilla. El sensor de pressió consta de tres cables. El cable negre és el negatiu i és el terra, el qual es connectarà al pin GND (Ground). El cable vermell és el positiu i té una entrada de tensió de 5 V, per tant, és compatible amb Arduino, i es connecta al pin de 5 V de la placa. Per últim, el cable groc es connecta al pin analògic A0 i és el que proporciona les mesures. El microcontrolador Arduino rep un senyal analògic des del sensor, el qual es converteix a unitats de voltatge, i posteriorment, a unitats de pressió. (Figura 4.35)

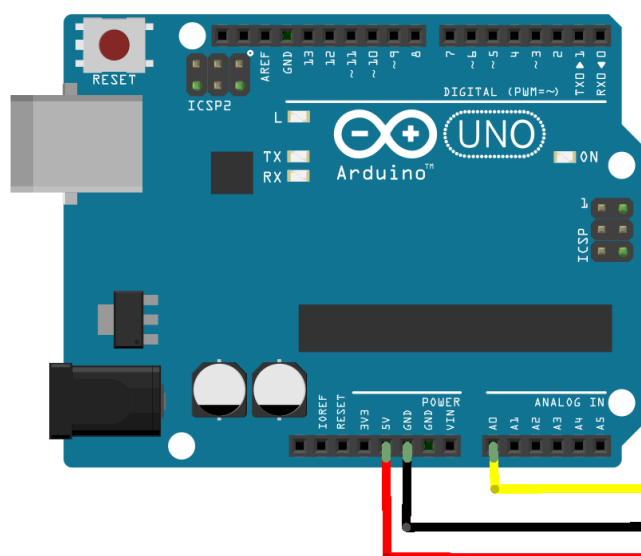


Figura 4.35: Connexió del sensor de pressió SKU237445 amb el microcontrolador Arduino.

4.4.1.2 Programa del sensor de pressió

Per tal d'obtenir les dades del sensor de pressió s'ha programat un breu codi a partir de la finestra de programació d'Arduino.

En aquest programa cal importar en primer lloc la llibreria <SoftwareSerial.h>, la qual permet establir a dos pins d'Arduino perquè actuïn com RX i TX de la comunicació sèrie amb el mòdul. Un cop importada la llibreria, ja es pot crear un objecte i totes les seves funcions associades. En crear aquest objecte s'ha d'indicar els pins que s'utilitzaran com RX i TX en Arduino.

Abans de començar amb la primera part del programa, que correspon amb la del *setup*, es defineix un *delay* de 1000. També es defineix el pin d'entrada, que en aquest cas correspon a l'A0, i que ha estat definit com a 'pinentrada'. I per últim, es defineixen amb un *float* les tres variables buscades, que han estat definides com 'voltatge', 'pressió' i 'pressiommhg'. S'utilitza *float* i no *int* per tal d'obtenir més xifres decimals en el resultat.

En la part del *setup*, s'inicialitza la comunicació del monitor sèrie a 9600 bps (bits per segon) a partir de la funció 'begin' provinent de la llibreria importada, amb la qual s'estableix la velocitat de comunicació, és a dir, la velocitat a la qual es llegirà el programa. A continuació s'ha d'inicialitzar la comunicació sèrie del mòdul Bluetooth HC-05, ja que s'està treballant amb dues comunicacions sèrie: la d'Arduino i la que hi ha entre l'Arduino i el mòdul. Per fer-ho, s'utilitza també la funció

begin, però amb una velocitat de 38500 bps. Tot i així, el sistema serà llegit a 9600 bps, ja que és la menor velocitat entre les dues.

En la part del *loop*, es formulen les equacions necessàries per obtenir les variables prèviament definides. En primer lloc es treballa amb el voltatge, ja que és el que el sensor de pressió dona directament. Per tant, amb la funció 'analogRead' referenciada al pin d'entrada A0, es llegeix l'entrada analògica del sensor, i dona el voltatge. Tot i així, aquest valor s'ha de multiplicar per 5 i dividir per 1023 abans. Aquestes dues operacions s'han de realitzar perquè l'Arduino obté un senyal digital en valors binaris del sensor, el qual s'ha de convertir en tensió. El 5 correspon a 5 V, que és el voltatge d'alimentació de la placa Arduino i és la tensió màxima. El 1023 són el nombre de valors binaris. L'entrada analògica d'Arduino té una resolució de 10 bits, que convertint-ho pot tenir fins a 1024 valors binaris, i ja que es comença a comptar al 0, desde el nombre 0 fins al nombre 1023 hi ha 1024 valors binaris. A continuació, es fa la conversió de voltatge a pressió per obtenir la variable 'pressio' (Figura 4.36). Per fer-ho, s'ha aïllat la pressió de l'equació de la recta de calibratge del sensor, resultant ser la següent:

$$P = (V - 0,5) / (10/3) \quad \text{Figura 4.36: Equació del comportament del sensor de pressió aïllada.}$$

Si es resta 0,5 al voltatge, s'obté 0, cosa que no interessa. Aleshores, experimentalment s'ha comprovat que aquest valor és lleugerament diferent a 0,5; concretament és de 0,47541.

D'aquesta forma no s'obté cap 0 i el voltatge es converteix en pressió de forma satisfactòria. Per últim, per obtenir la variable 'pressiomhgh' s'aplica el factor de conversió per passar de MPa a mmhg, en el qual es multiplica la pressió obtinguda anteriorment per 7500,61561.

Per finalitzar el codi només falta demanar que s'imprimeixi la variable desitjada, que en aquest cas és la que transmet la pressió en unitats de mmhg, i fixar el *delay*.

El codi complet es detalla a l'Annex B adjuntat al final d'aquest document.

4.4.2 Mòdul Bluetooth

Per tal que l'aparell sigui més còmode a l'hora d'utilitzar-lo, per no haver de dependre dels cables que van endollats a l'ordinador i fer que l'aparell sigui independent i transportable còmodament, s'ha implantat un mòdul Bluetooth. D'aquesta manera es pot connectar sense fils al dispositiu que es vulgui utilitzar per visualitzar-ne les dades, com ara un ordinador o un telèfon mòbil. Així doncs, no es necessitarà una connexió per cables de cap tipus entre l'ordinador i la placa d'Arduino.

Dins de les diverses opcions per a la comunicació a distància, utilitzar un mòdul Bluetooth és una forma que optimitza la comunicació port a port a curta distància, amb alta freqüència i de fàcil instal·lació.

El mòdul de Bluetooth utilitzat en aquest projecte és el Mòdul Bluetooth HC-05. (Figura 4.37) Es tracta d'un protocol de comunicació per radiofreqüència en banda ISM que opera amb una freqüència de 2,4 GHz. Està optimitzat per a la transferència de dades a curta distància i té un consum d'energia baix. Una banda ISM (Industrial, Scientific, Medical) és un segment de l'espectre radiolèctric²⁴ que s'utilitza en comunicacions *WLAN*²⁵ (Wi-Fi) o *WPAN*²⁶ (Bluetooth) (42).



Figura 4.37: Mòdul Bluetooth HC-05 des d'una vista superior.

Les especificacions d'aquest mòdul Bluetooth són les següents:

- Té una freqüència de 2,4 GHz.
- Té un abast de 5 - 10 metres.
- Consumeix un corrent de 50 mA.
- La temperatura de treball és de -20 °C a 75 °C.
- El voltatge d'alimentació és de 3,6 V a 6 V.
- Està format per 6 pins que subministren accés a VCC, GND, TXD, RXD, KEY i STATE.
- Consta d'una autenticació i encriptació com a mesura de seguretat.
- La seva potència d'emissió és ≤ 4 dBm, Clase 2.

²⁴ L'*espectre radioelèctric* és el conjunt d'ones electromagnètiques amb freqüències compreses d'entre 3 Hz i 3000 GHz.

²⁵ *WLAN* (Wireless Local Area Network) és una xarxa d'àrea local sense fils.

²⁶ *WPAN* (Wireless Personal Area Network) és una xarxa per a la comunicació entre diferents dispositius propers.

- Les seves dimensions són d'1,7 cm d'ample per 4 cm de llarg aproximadament.
- Té una sensibilitat ≤ -84 dBm a 0,1 % BER (Bit Error Rate).
- Es pot configurar com a mestre, esclau i com a esclau amb autoconnexió.

Aquest mòdul està compost per sis pins de connexió dels quals només s'utilitzaran els d'alimentació, el de terra, el de transmissió i el de recepció. El pin d'alimentació és el Vcc i les seves lletres signifiquen *Voltage Common Collector*, que traduït al català significa 'col·lector comú de tensió'. El pin de terra és el GND, abreviació de *ground* en anglès, que significa 'terra' en català.

Els pins de transmissió i de recepció són els TxD i RxD respectivament, on les seves abreviacions signifiquen *Transmit Data i Receive Data*, que significa 'transmetre dades i rebre dades'.

El mòdul es connectarà a l'Arduino mitjançant una comunicació sèrie a través dels pins RxD i TxD. Aquests es connecten a dos pins digitals de l'Arduino i, gràcies a la llibreria SoftwareSerial.h, podran ser establerts per dur a terme una comunicació sèrie entre la placa Arduino i el mòdul Bluetooth HC-05.

4.4.2.1 Configuració i connexió del mòdul Bluetooth

Per tal de poder començar amb la configuració del mòdul Bluetooth HC-05, s'ha de connectar el pin RxD del mòdul al pin digital 1 que és el pin de transmissió de dades (TX), i el pin TxD del mòdul amb el pin digital 0 que és el corresponent a la recepció (RX). A més, es connecta el pin GND del mòdul amb el pin GND d'Arduino, i el pin VCC del mòdul amb el pin 5V d'Arduino (Figura 4.38). Aquest mòdul Bluetooth s'alimenta amb 5V i té un sistema d'adaptació per reduir el voltatge a 3,3V. Tot i així, no té protecció de recepció, és a dir, si l'Arduino genera 5V i es connecta al mòdul Bluetooth sense la protecció, al cap del temps el Bluetooth es pot fer malbé ja que les dades rebudes són de 5V i aquest funciona a 3,3V (43).

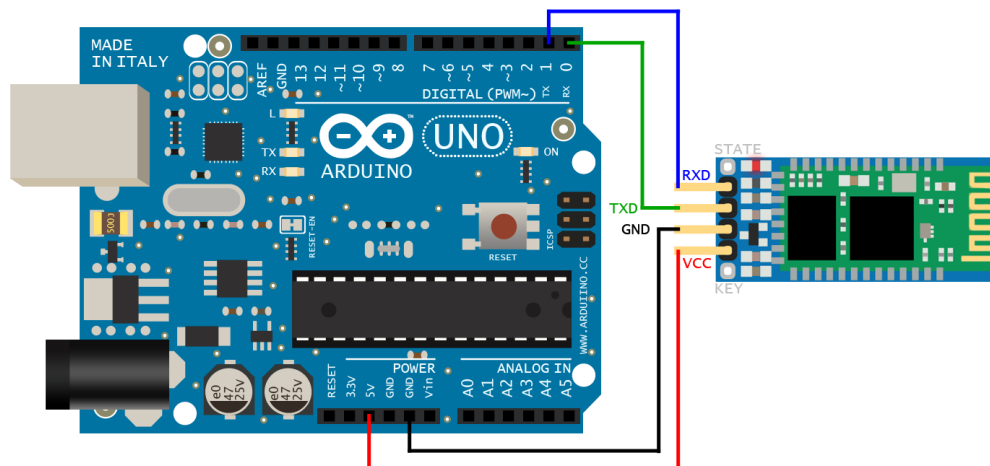


Figura 4.38: Connexió del mòdul Bluetooth HC-05 amb el microcontrolador Arduino.

Per tal que els dos dispositius es puguin comunicar entre sí s'utilitzen els comandaments AT, els quals són instruccions que es fan servir per controlar un mòdem. Serveixen tant per obtenir informació sobre la configuració del mòdul com per establir-ne valors determinats. Les lletres AT són l'abreviatura de la paraula *attention*, és a dir, 'atenció'. Els comandaments AT sempre comencen per AT, seguit del símbol de suma '+' i acabant amb el nom del comandament desitjat, com ara 'NAME', 'PSWD', 'ROLE', etc., escrit tot en lletres majúscules i sense espais. El comandament requereix d'un caràcter al final, que és un signe d'interrogació o un signe d'igual. El signe d'interrogació s'utilitza si es vol llegir un valor, i el signe d'igual per assignar un valor.

Abans d'utilitzar els comandaments AT, s'ha d'escriure el codi a Arduino, verificar-lo i pujar-lo al PC. A continuació, s'ha de canviar el mode del mòdul Bluetooth. A primera instància es troba en mode d'usuari, que és el que permet que es vinculi amb un altre dispositiu, però primer cal que estigui en mode de configuració per poder-lo configurar. Un cop dins del mode de configuració del mòdul, ja es poden començar a enviar els comandaments AT. Per fer-ho, s'obre el monitor sèrie d'Arduino (el qual ha d'estar configurat d'una forma determinada). Un cop enviats tots els comandaments AT desitjats, es surt del mode de configuració del mòdul Bluetooth per tornar a estar en el mode d'usuari per tal que aquest aparell estigui disponible per ser vinculat des d'un dispositiu extern. Per verificar que el mòdul està configurat de forma correcta, s'ha de vincular amb un altre dispositiu dotat de capacitat Bluetooth, com ara l'ordinador o el mòbil. Els comandaments AT utilitzats s'expliquen detalladament a l'Annex A adjuntat en aquest document (44).

4.4.2.2 Programa de recepció per Bluetooth

A partir de la finestra de programació d'Arduino, es realitza un programa que permet configurar el mòdul mitjançant comandaments AT i també rebre informació del mòdul mitjançant el monitor sèrie.

En aquest programa cal importar en primer lloc la llibreria `<SoftwareSerial.h>`, la qual permet establir a dos pins d'Arduino perquè actuïn com RX i TX de la comunicació sèrie amb el mòdul. Un cop importada la llibreria, ja es pot crear un objecte i totes les seves funcions associades. Al crear aquest objecte s'ha d'indicar els pins que s'utilitzaran com RX i TX en Arduino.

En la primera part del programa, que correspon a la de *setup*, s'inicialitza la comunicació del monitor sèrie a 9600 bps (bits per segon) a partir de la funció 'begin' provinent de la llibreria importada, amb la qual s'estableix la velocitat de comunicació, és a dir, a la velocitat en la que es llegirà el programa. A continuació s'ha d'inicialitzar la comunicació sèrie del mòdul Bluetooth HC-05, ja que s'està treballant amb dues comunicacions sèrie: la d'Arduino i la que hi ha entre l'Arduino i el mòdul. Per fer-ho, s'utilitza també la funció 'begin', però amb una velocitat de 38400 bps, que és la velocitat que té per defecte el mòdul. Tot i així, el sistema serà llegit a 9600 bps, ja que és la menor velocitat entre les dues (45).

En la següent part del programa, la del *loop*, s'utilitza el monitor sèrie per enviar comandaments AT al mòdul i també per rebre'n la resposta. Es comença utilitzant un condicional i la funció 'available' darrere, que anirà referenciada al mòdul Bluetooth. Aquest condicional s'encarrega de llegir la informació del mòdul Bluetooth i d'enviar-la a l'Arduino, si s'escau. La funció emprada retorna 'vertader' quan hi ha dades disponibles per enviar al mòdul, per tant, si el mòdul no envia cap dada a l'Arduino, la funció retornarà 'fals'. A continuació, en el cas que la funció anterior retorni 'vertader', entra en joc la funció 'write' provinent de la llibreria importada, juntament amb la funció 'read', que es refereix a la lectura del mòdul. La funció 'write' permet que la informació que hi ha al mòdul sigui mostrada al monitor sèrie, la qual serà llegida prèviament gràcies a la funció 'read', ja que llegeix la informació que envia el mòdul. Seguidament s'ha de realitzar el mateix procés però a la inversa per tal que quan hi hagi informació disponible al monitor sèrie, és a dir, quan s'escriu un comandament AT, aquesta informació sigui llegida, enviada i escrita al mòdul Bluetooth. En aquest cas, el condicional s'encarrega de llegir la informació d'Arduino i d'enviar-la al mòdul Bluetooth.

El codi complet es detalla a l'Annex B adjuntat al final d'aquest document.

4.4.3 Bateria

Després d'haver incorporat i programat el mòdul Bluetooth a l'aparell és lògic connectar-lo també a una bateria per tal d'alimentar-lo externament i així no haver de dependre del cablejat amb l'ordinador, ja que si no, l'aparell s'alimenta mitjançant un cable USB que es connecta a l'ordinador. Per aquesta entrada USB de l'Arduino s'admeten únicament 5 V, i el corrent màxim queda limitat a uns 500 mA gràcies al fet que el port USB té un fusible PTC (*Positive Temperature Coefficient*) que limita el corrent de l'Arduino. Un fusible PTC és un component electrònic passiu emprat com a protector de defectes de sobrecorrents en circuits electrònics. El PTC és un material polímer no conductor carregat amb partícules de negre de carboni per a fer-lo conductor de l'electricitat. A temperatura ambient, aquest polímer es troba en un estat semicristal·lí i les partícules conductores es toquen entre elles, proporcionant una baixa resistència. Quan passa corrent a través del fusible PTC, n'augmenta la seva temperatura, però quan aquest corrent supera el corrent permès, el fusible PTC s'escalfa sobtadament. Aleshores, el polímer canvia a un estat amorf i s'expandeix, trencant així les connexions entre les partícules conductores. Aquest fet produeix un ràpid augment de la resistència i redueix el corrent a un valor baix però suficient per tal de mantenir el fusible PTC en estat d'elevada resistència. Quan es tanca la font d'alimentació de l'aparell, el dispositiu es refreda i torna al seu estat de baixa resistència. Així doncs, sense cables connectats a l'ordinador, l'aparell és totalment independent (46).

El model de microcontrolador Arduino utilitzat treballa a 5 V, i pot ser alimentat de moltes maneres diferents, com ara per l'entrada USB, per l'entrada *Jack*, pel pin VIN o pel pin 5V amb diferents fonts d'alimentació. En aquest cas s'ha decidit utilitzar l'entrada *Jack*, ja que és la forma més segura per fer-ho (juntament amb l'entrada USB). L'entrada *Jack* té un díode de protecció per la inversió de la polaritat, és a dir, si aquesta polaritat no és respectada, el microcontrolador Arduino simplement no funcionarà però no es causarà cap dany.

El voltatge adequat per utilitzar a l'entrada *Jack* és d'entre 6 V i 12 V. En ser una entrada de corrent directe, s'ha de respectar la polaritat, on el pol positiu ha d'anar al centre del connector. Si s'apliquen voltatges majors de 12 V pot causar un sobreescalfament del regulador. D'altra banda, amb voltatges molt petits el regulador intern de l'Arduino no treballarà de forma correcta. S'ha de proporcionar una tensió de com a mínim 6 V, ja que el regulador que conté l'Arduino suposa una petita caiguda de tensió, i per sota d'aquesta tensió, l'Arduino segurament s'apagaria. Com més alt sigui el voltatge d'entrada, menor serà el corrent que es podrà obtenir del regulador sense que aquest s'escalfi (47).

Per tal d'alimentar el microcontrolador Arduino, es connecta un porta-piles amb un adaptador de sortida *Jack*, a l'entrada *Jack* (Figura 4.39). Aquest porta-piles s'equipa amb quatre piles AA de 1,5 V cadascuna i es troben connectades en sèrie. El fet d'estar connectades en sèrie significa que proporcionen un total de 6 V (1,5 V per 4 piles). Quatre piles AA convencionals proporcionen entre 800 mAh i 1500 mAh, mentre que quatre piles AA alcalines tenen una capacitat d'entre 1700 mAh i 2800 mAh. És a dir, si són alcalines, millor. Una altra opció similar però més econòmica i sostenible és connectar un porta-piles amb 5 piles AA recarregables d'1,2 V en sèrie. Aquesta opció ha estat descartada ja que se suposa que no tothom disposa d'un carregador de bateries. Per últim, l'opció d'utilitzar una bateria de 9 V va ser descartada d'entrada ja que aquestes piles tenen una baixa densitat energètica, amb una capacitat d'uns 500 mAh aproximadament, i proporcionen una intensitat de corrent màxima força baixa. Així doncs, s'esgotaria molt aviat.



Figura 4.39: Porta-piles de 4 piles amb un adaptador de sortida Jack.

4.4.2 Aplicació mòbil

En aquest projecte s'ha creat una aplicació mòbil molt intuïtiva per qualsevol usuari. La finalitat d'aquesta aplicació mòbil és indicar al pacient en tot moment la pressió que s'està exercint al realitzar els exercicis. En aquesta aplicació simplement hi ha dos botons, un que crea una llista amb els Bluetooths disponibles per connectar el mòdul Bluetooth i un altre per desconectar-lo. Llavors a la pantalla es veu la pressió que es rep del sensor. Per crear aquesta aplicació, s'ha utilitzat l'entorn de programació App Inventor (48).

4.4.4.1. MIT App Inventor

MIT App Inventor és un entorn de programació nascut l'any 2011 i creat per Google, però actualment l'Institut Tecnològic de Massachusetts (MIT) és qui s'ocupa del seu manteniment. Per programar utilitzant App Inventor es treballa directament des d'una aplicació web. App Inventor està pensada per a desenvolupar aplicacions per a dispositius mòbils (ja siguin tauletes o telèfons mòbils intel·ligents) sense programar com s'entén convencionalment per programar, ja que es programa d'una forma molt visual. És molt útil per a aprendre a programar i per a crear aplicacions simples en poc temps (49).

Un petit possible inconvenient sobre App Inventor és que només es poden utilitzar dispositius mòbils amb el sistema operatiu Android per poder executar les aplicacions creades. Qualsevol altre sistema operatiu com ara IOS no és compatible amb App Inventor i resulta impossible executar cap aplicació. Android és un sistema operatiu lliure, i per tant no és necessari pagar per desenvolupar aplicacions o per instal·lar-lo en dispositius mòbils. Android permet utilitzar diverses funcionalitats des de l'aplicació creada, com ara el GPS, el correu electrònic, les trucades, etc. A més, les aplicacions es comprimeixen en format APK (*Android Package Kit*).

Hi ha dues parts bàsiques i molt diferenciades en aquest entorn de programació: una és on es crea el disseny de l'aplicació, és a dir, tota la part gràfica que és la que veurà l'usuari, i la segona per a programar mitjançant blocs. Aquestes dues parts s'anomenen *designer* i *blocks*, respectivament.

Pel que fa a la part de *Designer* (Figura 4.40), és a dir del disseny, hi ha quatre columnes diferenciades: *palette*, *viewer*, *components* i *properties*, que traduïdes al català signifiquen 'paleta', 'visualitzador', 'components' i 'propietats', respectivament. Des del *Designer* es pot crear i administrar els projectes. Al panell *palette*, hi ha una paleta amb tot d'elements per a ser afegits a l'aplicació en qüestió. Hi ha des de botons i menús a navegadors, giroscopis i mòduls Bluetooth. La part central està ocupada per la part *viewer* i és una previsualització de l'aplicació. A l'inici està en blanc, però es van afegint elements del panell *palette* arrossegant-los fins a la zona en blanc. A la columna de *components*, s'hi troba una llista amb tots els elements que hi ha col·locats en la pantalla, i així és fàcil seleccionar-los. Si se seleccionen es poden modificar les seves propietats al panell anomenat *properties*, on es poden canviar totes les característiques de cadascun dels elements de la llista.

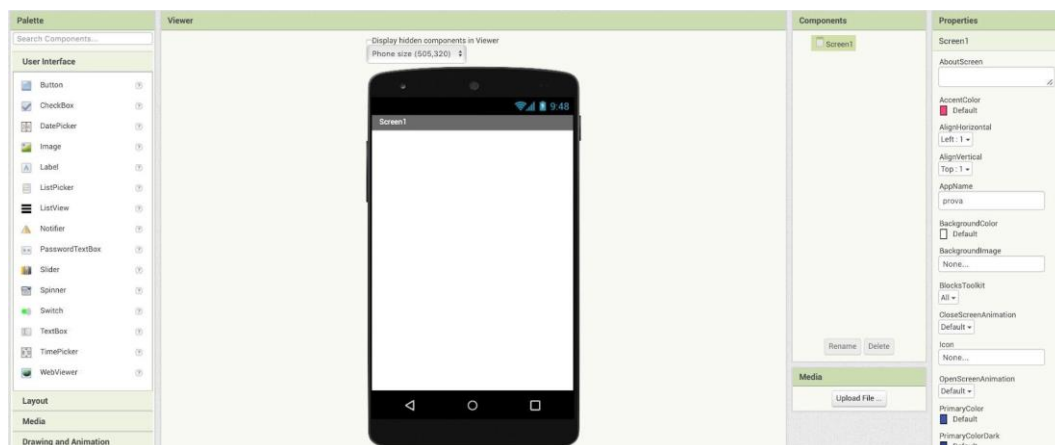


Figura 4.40: Visió de la part de Designer d'App Inventor en un ordinador.

D'altra banda, pel que fa a la part de *Blocks* (Figura 4.41), en aquesta pantalla només hi ha dues parts diferents: la de *Blocks* i la de *Viewer*. En el panell de *Blocks* les diferents comandes estan organitzades segons la funció. Com s'ha comentat abans, no s'han d'escriure les comandes sinó que ja estan organitzades en blocs per tal d'agilitzar la programació. Cada grup de comandes té un color diferent per fer la programació més visual i fàcil. Els blocs s'arrosseguen del panell de *Blocks* a la part de *Viewer*. Allà es van agrupant segons la funcionalitat que es vulgui que tingui l'aplicació. En la part de *Blocks* també hi ha tots els elements que s'han seleccionat a la pantalla anterior. Si se seleccionen en aquesta pantalla, cada un té unes comandes particulars i diferents.

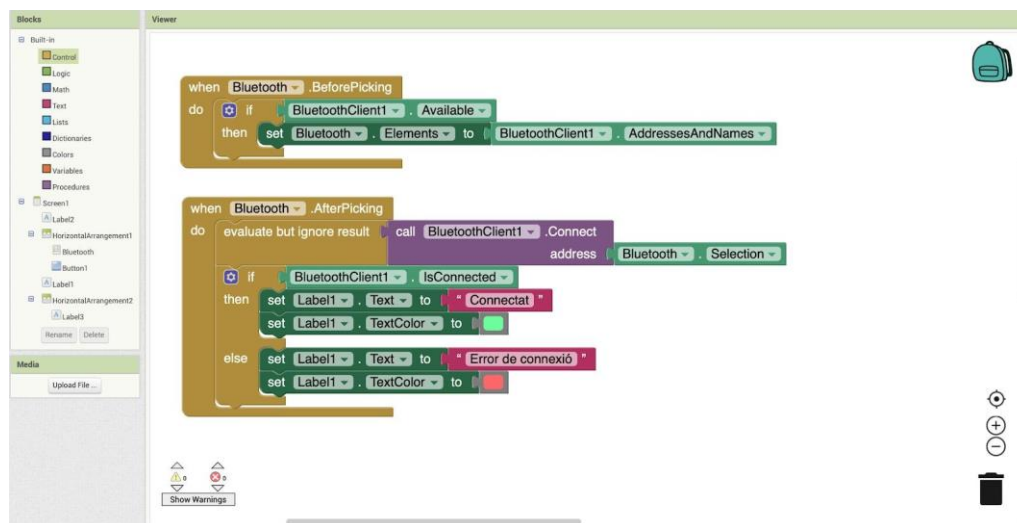


Figura 4.41: Visió de la part de Blocks d'App Inventor en un ordinador amb un exemple programat.

4.4.4.2. Creació de l'aplicació mòbil pel *neck stabilizer*

Per crear l'aplicació mòbil, es recomana primer fer el seu disseny, i a partir del disseny creat, configurar i programar les accions que haurà de realitzar cadascun dels botons de l'aplicació. La programació d'App Inventor es basa en blocs interconnectats entre ells per poder formar conjunts d'accions. Així doncs, un cop creat el disseny de l'aplicació, es comencen a programar els blocs.

El disseny que s'ha fet és molt senzill (Figura 4.42), només consta d'una etiqueta on constantment hi diu Bluetooth per indicar que els dos botons de sota són per connectar i desconnectar el Bluetooth. Com s'ha dit, un botó és per connectar el Bluetooth que en realitat és un *listPicker*. D'aquesta forma en prémer-lo apareixerà una llista amb els Bluetooth disponibles. El botó del costat és per desconnectar el Bluetooth i deixar de rebre mesures del sensor. Aquests dos botons estan de costat gràcies a un bloc que es diu *HorizontalArrangement*.

A sota d'aquests dos hi ha dues etiquetes més de costat. Una és constant que només hi diu pressió i una altra que se li ha escrit el número 0 per començar que és a la que s'anirà actualitzant la pressió. Finalment també s'han afegit dos elements no visibles però necessaris pel funcionament, un Bluetooth client i un *clock*. Més endavant s'ha explicat la utilitat.

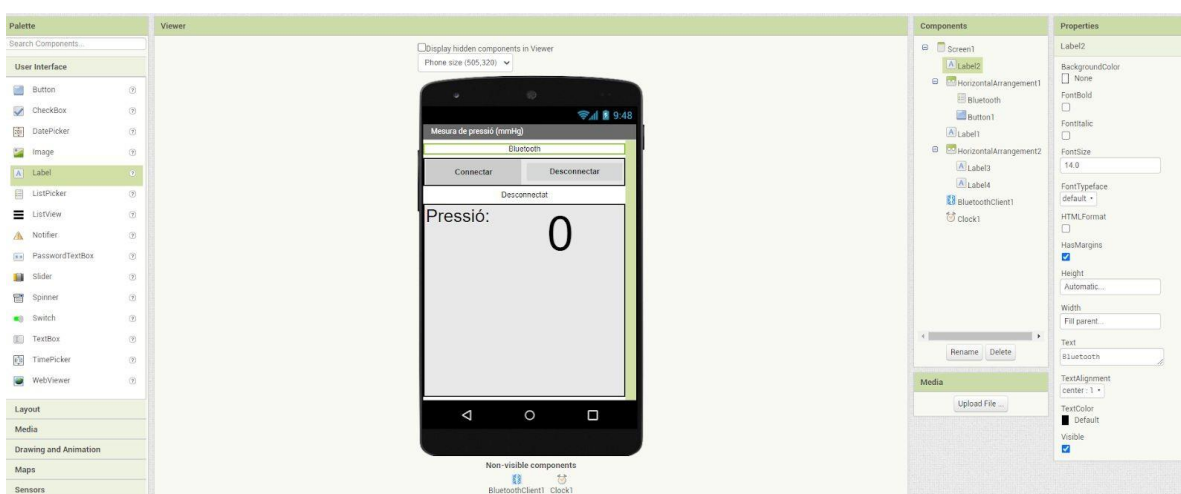


Figura 4.42: Captura de pantalla del disseny de l'aplicació.

En primer lloc, es crea la llista per triar el Bluetooth on es connectarà l'aplicació. Per tal que al seleccionar el botó ja hi hagi una llista amb els Bluetooth propers disponibles, s'ha de programar que abans de seleccionar-lo ja hagi demanat la llista de noms al sistema Bluetooth. (Figura 4.43)



Figura 4.43: Programació perquè es demani la llista amb els Bluetooth disponibles.

Es vol que quan se seleccioni un dispositiu de la llista, l'aplicació executi una acció. En aquest cas l'acció desitjada és connectar-se amb el mòdul Bluetooth. També s'hi ha afegit un text (Connectat i Error de connexió) que mostra si s'ha pogut connectar al mòdul Bluetooth. Aquest text canvia el color de les seves lletres a verd en el cas que s'hagi connectat satisfactòriament, i a vermell si no s'ha pogut connectar amb èxit, per tal que el missatge rebut resulti més intuïtiu. (Figura 4.44)

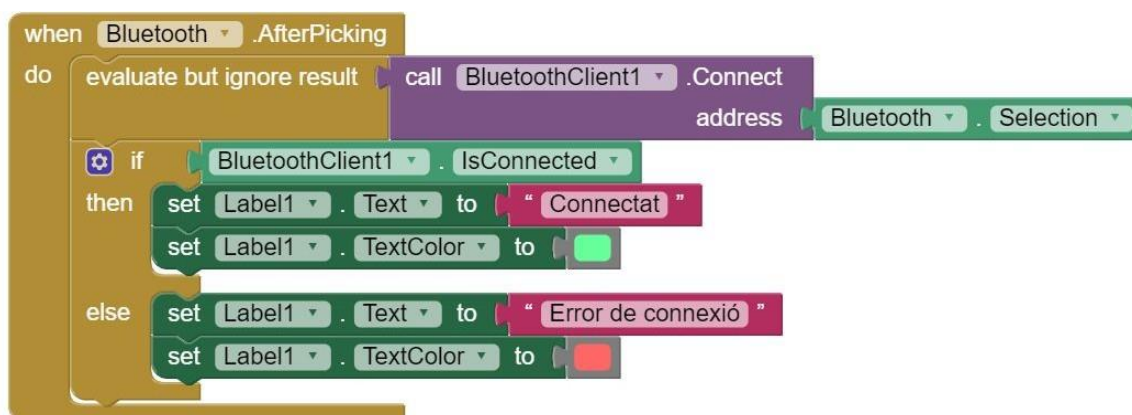


Figura 4.44: Programació del text de verificació de connexió de l'aplicació.

Per tal de rebre dades del mòdul Bluetooth es necessita crear una variable, en aquest cas, s'ha anomenat 'Dades_entrada'. Com que només s'obtenen les dades d'un sensor no fa falta crear una llista per dividir els resultats d'entrada. (Figura 4.45)

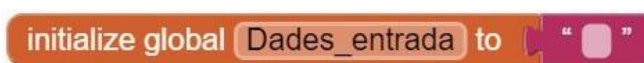


Figura 4.45: Creació de la variable 'Dades_entrada'.

Seguidament s'afegeix un rellotge per rebre les dades del mòdul Bluetooth. Per defecte, aquestes dades es reben cada segon, però es pot modificar. Per rebre les dades primer s'avalua si hi ha connexió Bluetooth. Després es verifica que l'aplicació està a punt per rebre dades amb un operador matemàtic que pregunta si els bytes que es reben són més grans que 0. Llavors assigna les dades que arriben via Bluetooth a la variable 'Dades_entrada' prèviament creada. (Figura 4.46)



Figura 4.46: Blocs per rebre i visualitzar les dades del sensor.

5. Metodologia

Per realitzar aquest projecte s'ha seguit un ordre concret a l'hora de dur a terme els diferents procediments necessaris per tal d'obtenir un resultat satisfactori.

Com ja s'ha esmentat anteriorment, l'estabilitzador de coll està format per tres components principals, que són el manòmetre analògic, la pera d'inflació i el coixí pneumàtic, els quals estan comunicats mitjançant un tub de plàstic. Així doncs, en primer lloc s'ha tallat el tub de plàstic amb una serra per tal d'afegir-hi els elements necessaris, que en total són el sensor de pressió i la pera d'inflació. Pel que fa a la pera d'inflació, s'ha aprofitat la mateixa que duia incorporada l'estabilitzador de coll. D'aquesta manera es conserva també el manòmetre analògic, el qual serveix per comprovar de forma experimental que la pressió que dona el programa d'Arduino. Del sensor de pressió és la mateixa que la pressió que indica el manòmetre analògic de l'estabilitzador de coll, i que per tant, és la correcta.

Un cop el tub de plàstic de l'estabilitzador de coll ha estat tallat, s'ha buscat una peça tubular amb forma de T i de coure, la qual serà utilitzada per connectar-hi els diversos dispositius que s'han anomenat anteriorment. Aquesta peça és d'1,2 cm de diàmetre intern. Abans de connectar-hi res, però, s'ha obtingut cinc peces de coure de reducció de diàmetre per tal de facilitar la connexió amb els dispositius i per aconseguir la màxima comoditat i fermesa en el conjunt total. Les diverses peces de reducció de diàmetre s'han soldat a la peça en forma de T. En un dels tres extrems de la peça tubular en forma de T s'hi ha col·locat un tub de plàstic curt i gruixut amb l'ajuda d'escalfor i força manual. A l'altre extrem d'aquest tub s'hi ha col·locat el sensor, també fent pressió manual i comprovant i assegurant que no es perdés aire en les connexions. En el segon extrem de la peça en forma de T s'hi ha encaixat dues reduccions de diàmetre per tal d'arribar al diàmetre d'un altre tub de plàstic menys gruixut que l'anterior, i també curt, el qual anirà connectat amb la pera d'inflació i el manòmetre analògic. Per últim, en el tercer extrem de la peça en forma de T s'hi ha acoblat tres reduccions de diàmetre per tal d'arribar al diàmetre del tub que porta incorporat el coixí estabilitzador de coll.

Per tal de soldar les reduccions de diàmetre de coure primer s'han netejat, després s'ha utilitzat un decapant, que serveix per desoxidar la superfície metàl·lica així com protegir-la durant l'escalfament i, a més, facilitar i millorar la penetració i distribució del material d'aportació entre les superfícies a unir. En definitiva, per afavorir l'efecte de capil·laritat. Després amb un bufador de cuina per flamejar, s'ha escalfat el coure i quan ja estava a molta temperatura s'ha incorporat l'estany per tal de soldar (Figura 5.1).



Figura 5.1: Peça tubular en forma de T un cop soldada.

Un cop soldat i muntat tot aquest sistema, ha estat necessari millorar l'estanqueïtat ja que es perdia aire. Per fer-ho, s'ha utilitzat silicona²⁷, tefló²⁸ i cola adhesiva de cianoacrilat²⁹, que s'ha col·locat entremig de totes les juntures. Primer s'han connectat els tubs a la peça tubular amb la cola adhesiva. Després s'ha afegit la silicona a les juntes externament per evitar que es pogués escapar aire. Com que encara perdia una mica d'aire, s'ha cobert la silicona que cobria les juntes amb tefló. Finalment aquest tefló s'ha recobert de cola adhesiva per evitar que caigués. Així doncs, es dona per acabat el muntatge físic (Figura 5.2).

²⁷ La *silicona* és un compost químic de caràcter orgànic que conté àtoms de silici, que dona substàncies amb propietats aïllants i antitèrmiques, de diverses utilitzacions.

²⁸ El *tefló* és un polímer perfluorat, derivat del tetrafluoroetilè, inert químicament, estable tèrmicament i resistent als solvents.

²⁹ El *cianoacrilat* és un líquid incolor amb propietats adhesives. És super resistent i s'asseca de manera molt ràpida. El d'ús per bricolatge és una cadena curta d'etil i metilcianocrilat.



Figura 5.2: Muntatge físic acabat. Al centre hi ha la peça tubular, a l'esquerra el manòmetre analògic, a la dreta el sensor i a baix el coixí. També s'aprecia en blanc les juntes cobertes de tefló.

Es passa a la part de connexió i programació. Per començar, un cop havent estudiat i entès el funcionament del sensor de pressió, es connecta a la placa del microcontrolador Arduino, la qual de moment estarà endollada a un port USB de l'ordinador com a forma d'alimentació. Després d'haver creat i verificat el codi Arduino per al sensor de pressió, i d'haver comprovat la recta de calibratge d'aquest, s'hi ha connectat també el mòdul Bluetooth, amb l'ajuda d'una placa de proves Protoboard, per tal de fer més entenedora tota la connexió. Havent creat i verificat el codi d'Arduino pel mòdul Bluetooth, i després de configurar-lo perquè es connecti amb qualsevol dispositiu, s'ha prosseguit amb l'addició d'una bateria (Figura 5.3) com a font d'alimentació independent de tot el conjunt. Aquesta bateria està formada per quatre piles col·locades en un porta-piles i endollada a la placa d'Arduino a través de la sortida Jack.



Figura 5.3: Porta-piles amb quatre piles connectat a un Jack per fer de font d'alimentació de l'Arduino i no haver de dependre de l'ordinador.

Els cables del sensor, per fer més fàcil la connexió, s'han soldat a uns cables de connexió Arduino i per evitar que hi pogués haver contacte entre ells s'han cobert amb un tub termoretràctil (Figura 5.4). També s'ha col·locat tub termoretràctil a la unió entre el porta-piles i el jack de la figura anterior.

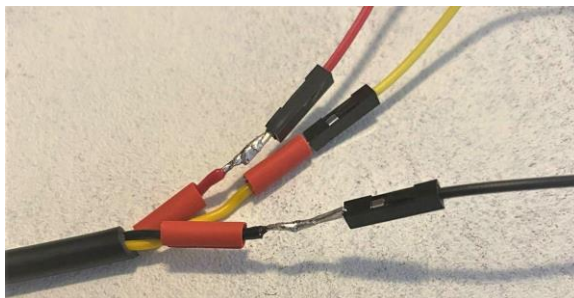


Figura 5.4: Detall de la soldadura dels cables amb el tub termoretràctil abans d'escalfar per ajustar a la posició.

Així finalment el prototip queda configurat amb el sensor de pressió, una placa Arduino, un mòdul Bluetooth per fer la connexió amb l'aplicació mòbil, una bateria per fer-lo independent, el coixí i una pera d'inflació amb el manòmetre analògic per fer el calibratge indirecte (Figura 5.5).

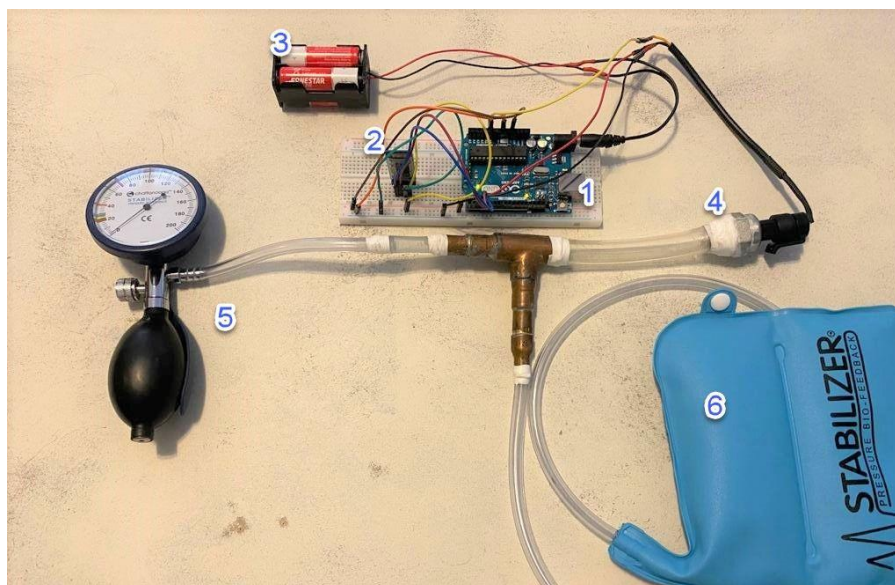


Figura 5.5: El prototip amb totes les parts. 1: Placa Arduino, 2: Mòdul Bluetooth a la protoboard, 3: Bateria, 4: Sensor de pressió, 5: Manòmetre i pera i 6: Coixí.

A continuació, a partir de la pàgina web MIT AppInventor s'ha dissenyat i programat una aplicació mòbil molt intuïtiva encarada cap al pacient, en la qual, després d'haver-se connectat via Bluetooth amb el mòdul Bluetooth que s'ha implementat en l'aparell directament ja apareix el valor de pressió que està enregistrant el sensor de pressió en mmHg. Per últim, s'ha realitzat un estudi de les dades obtingudes amb el sensor de pressió. Per realitzar aquest estudi s'ha treballat amb l'entorn computacional numèric de Matlab i amb el full de càlcul Excel. Amb aquestes dades s'han realitzat gràfiques del comportament de la pressió i del voltatge al llarg de 1000 repeticions, i se n'han calculat diversos paràmetres estadístics.

6. Proves i resultats

En aquest apartat s'exposen les proves que s'han realitzat perquè el sistema funcionés correctament. En primer lloc, s'ha estudiat la recta de calibratge del sensor que venia donada en les especificacions del seu fabricant, i se n'ha realitzat el seu calibratge de forma indirecta. Amb l'equació d'aquesta recta de calibratge s'ha creat un codi a Arduino i s'ha provat i comprovat que el sensor de pressió utilitzat funciona de forma correcta. A continuació, s'explica l'estudi realitzat a partir de les dades obtingudes del sensor de pressió. Per realitzar aquest estudi, les dades han passat pel Matlab i per l'Excel, on també s'hi han creat un seguit de gràfiques les quals s'han comparat i comentat.

6.1. Recta de calibratge del sensor

Per tal de començar a provar el sensor s'ha escrit un petit codi (Figura 6.1) que simplement llegeix l'entrada analògica del sensor i la plasma a la pantalla del monitor sèrie.

```
int sensorValue=A0;

void setup() {

  Serial.begin(9600);
}

void loop() {

  sensorValue=analogRead(A0);
  Serial.println(sensorValue);
  delay(5);
}
```

Figura 6.1: Codi per rebre dades del sensor.

Amb aquest codi s'ha comprovat que el sensor ha estat correctament connectat, però dona els valors en valors binaris. L'entrada analògica d'Arduino té una resolució de 10 bits, que convertint-ho pot tenir fins a 1024 valors binaris (2^{10}). Per tal d'aconseguir el voltatge (Figura 6.2) s'ha multiplicat l'entrada analògica per 5 V que és el valor al que està connectat el microcontrolador

Arduino i s'ha dividit per 1023, ja que es comença a comptar en el 0, i des del nombre 0 fins al nombre 1023 hi ha 1024 valors binaris.

```
#define DELAY 300

const int pinentrada = A0;
float voltatge;

void setup(void) {
  Serial.begin(9600);
}

void loop (void) {
  voltatge = analogRead(pinentrada) * (5.0 / 1023.0);
  Serial.println(voltatge);

  delay(DELAY);
}
```

Figura 6.2: Codi que mostra el valor del voltatge al sensor.

En les especificacions del fabricant del sensor hi ha la recta de calibratge del sensor. (Figura 6.3)

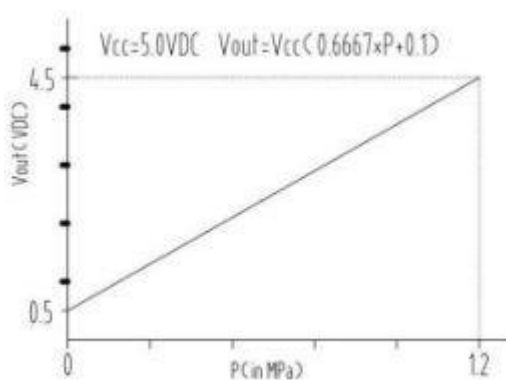


Figura 6.3: Recta de calibratge (sensibilitat) del sensor.

Segons aquesta recta, quan el voltatge amb el que s'alimenta el sensor és igual a 5 V, el voltatge de sortida, si no s'aplica pressió ha de ser de 0,5 V. En aquesta recta també es pot observar que la mesura que fa el sensor no és de pressió total sinó que és de pressió relativa.

Llavors, com que el paràmetre d'interès és la pressió, s'ha agafat l'equació que crea la recta de calibratge que ja s'ha esmentat anteriorment i s'ha aïllat (Figura 6.4), obtenint aquesta equació:

$$P = (V - 0,5) / (10/3) \quad \text{Figura 6.4: Expressió del comportament del sensor de pressió aïllada.}$$

Com ja s'ha mencionat, el 0,5 que es resta en l'equació és el voltatge del qual parteix el sensor quan està a 0 MPa, però experimentalment s'ha comprovat que el valor que s'ha obtingut és lleugerament diferent. Llavors per realitzar el codi amb Arduino per captar les dades del sensor s'ha utilitzat el valor experimental.

El valor de la pressió que capta el sensor llavors s'ha obtingut amb l'equació que es mostra a continuació. Després s'ha utilitzat un factor de conversió per passar de MPa (Figura 6.5), que són les unitats que proporciona el fabricant, a mmHg.

$$1 \text{ MPa} = 7500,6156130264 \text{ mmHg}$$

Figura 6.5: Factor de conversió de MPa a mmHg.

El calibratge del sensor s'ha fet indirectament. S'ha deixat la pera d'inflació amb el manòmetre analògic per poder comparar els valors obtinguts amb el sensor de pressió digital amb els del manòmetre analògic. Així, s'ha mesurat el voltatge i la pressió del sensor tant a pressió constant, comprovant que era així gràcies al manòmetre analògic, com variant la pressió amb un subjecte realitzant exercicis de *biofeedback* amb el coixí i comparant-la també de la mateixa manera.

6.2. Estudi de les dades obtingudes amb el sensor

Utilitzant el Matlab, que és un entorn de computació numèrica i un llenguatge de programació, s'ha creat un programa per llegir les dades obtingudes del sensor connectat al microcontrolador d'Arduino. D'aquesta forma s'ha obtingut una gràfica que mostra l'entrada de valors, posteriorment s'han exportat les dades directament a un full de càlcul Excel per tal de poder-les tractar.

Per poder connectar l'Arduino amb el Matlab s'ha utilitzat l'ArduinoIO Package, descarregat des de la pàgina MathWorks, l'oficial de Matlab. Un cop descarregada la carpeta s'han seguit les instruccions de l'arxiu *readme*. Aquesta extensió, ArduinoIO, permet comunicar Arduino i Matlab

gràcies a una interfície que es comunica amb el mateix port sèrie. També permet utilitzar el Simulink, però no s'ha utilitzat en aquest projecte.

El primer que s'ha de fer és posar en funcionament la placa Arduino endollant-la amb el port USB a l'ordinador. Llavors s'ha carregat a la placa el programa servidor que permet la comunicació. Es troba dins de la carpeta *pde*. Hi ha diferents programes però s'ha utilitzat el projecte *adives.pde*. Aquest projecte realitza entrades i sortides tant analògiques com digitals (en anglès *analog and digital I/O "adio"*), llegeix codificadors de quadratura (en anglès *encoders "e"*) i pot interferir amb motors mitjançant un escut (en anglès *shield "s"*).

Com s'ha mencionat, la interfície s'estableix gràcies al port sèrie, així doncs, s'ha buscat quin port utilitza Arduino per després dir al Matlab que utilitzi el mateix. Un cop s'ha sabut el port ja no es necessita més Arduino per al propòsit de fer el tractament de dades, i es passa a treballar només amb Matlab.

6.2.1. Tractament de dades amb Matlab

El Matlab s'ha obert com a administrador, clicant amb el botó dret sobre de la icona del programa. Després s'ha seleccionat com a carpeta actual la de l'ArduinoIO. S'ha obert el programa 'install_arduino.m' i s'ha apretat el botó 'Run' per tal de carregar el programa. Aquest simplement afegeix les carpetes ArduinoIO rellevants a la ruta Matlab i desa la ruta. Finalment s'ha comprovat la correcta connexió creant la variable `a = arduino ('COM3')`. Si la connexió és correcta, a la finestra de comandes hi apareix el missatge de la figura 6.6:

```
Attempting connection .....  
Analog & Digital I/O + Encoders + Servos (adives.pde) sketch detected !  
Arduino successfully connected !  
>>
```

Figura 6.6: Missatge de connexió satisfactòria amb l'Arduino.

S'ha escrit un petit programa que primer neteja la pantalla amb les comandes de la figura 6.7.

```
1 - clear
2 - clc
```

Figura 6.7: Codi per buidar la pantalla de comandes.

Després s'ha definit la variable 'a' que és la que connecta amb Arduino en definir el mateix port sèrie que utilitza l'Arduino i la velocitat amb la que es vol treballar. (Figura 6.8)

```
3 - a=arduino('COM3');
4 - port.BaudRate=9600;
```

Figura 6.8: Codi per establir la comunicació amb l'Arduino.

Seguidament s'ha fet un bucle perquè obtingui 1000 dades del sensor (realment 999 ja que la primera dada obtinguda sempre és 0). Per fer això s'ha definit l'interval desitjat i s'ha creat una constant que a cada cicle del *while* suma un número, fent així un comptador. Al *while* s'ha definit que vagi recollint dades fins que el comptador sigui més petit que l'interval desitjat. Dins del *while* hi ha el mateix programa que s'ha utilitzat al microcontrolador Arduino per tal de poder visualitzar les dades amb una petita modificació. Davant de la comanda 'analogRead' s'ha afegit *a* per poder cridar a l'Arduino. Seguidament també s'ha definit que aquestes dades es recullin en una gràfica i s'ha adaptat la presentació d'aquesta. (Figura 6.9)

```

5 -   interv=1000;
6 -   init_time=1;
7
8
9 -   x=0;
10 -  while (init_time<interv)
11 -      v = a.analogRead(0)*0.0048875855327;
12 -      p = ((v-0.47541677)*0.3)*7500.6156130264;
13 -      x=[x,p];
14 -      plot(x)
15 -      grid ON
16 -      xlabel('Mostres');
17 -      ylabel('Pressió (mmHg)');
18 -      title('Pressió al sensor');
19 -      init_time=init_time + 1;
20 -      drawnow
21 -  end
22

```

Figura 6.9: Codi que genera el bucle d'obtenció de dades.

Finalment s'ha fet servir la funció 'xlswrite' per guardar les dades obtingudes en un full de càlcul Excel. Entre els parèntesis s'ha escrit primer el nom del document que es vol crear, després la variable que es vol guardar, el full de l'Excel on es vol que es guardi i la columna i fila on es començaran a guardar les dades. (Figura 6.10)

```

23 -   xlswrite('Estudierror.xlsx',p,'Hojal','B2');

```

Figura 6.10: Línia de codi per exportar les dades a un full de càlcul Excel.

6.2.2. Tractament de dades amb Excel

Les dades que s'han recollit s'han tractat després amb l'Excel. És un full de càlcul integrat de Microsoft. S'han utilitzat les funcions que té per fer càlculs d'estadística descriptiva per tal de saber quines eren les mesures característiques de les nostres distribucions. Suposant que es té una mostra de mida N , on la variable estadística x pren els valors x_1, x_2, \dots, x_N . S'han explicat les mesures utilitzades a continuació.

S'ha mesurat la mitjana aritmètica de cada conjunt de dades. La mitjana aritmètica (\bar{x}) és el quocient de la suma de valors d'un conjunt dintre del nombre d'elements que el formen. La mitjana representa un centre geomètric del conjunt de mesures, és la tendència central (Figura 6.11). El principal defecte que té és que si hi ha resultats molt dispersos en un dels extrems, fa que la mitjana es distorsioni i no sigui el vertader centre de les mesures. Així doncs és un indicador útil però és necessari acompanyar-la d'altres mesures. L'equació per calcular-la és la següent:

$$\bar{x} = \frac{\sum_{i=1}^N x_i}{N}$$

Figura 6.11: Equació de la mitjana

Per determinar si la mitjana aritmètica en els conjunts de dades estudiats està lluny del centre geomètric real d'aquests, s'ha estudiat també la moda. La moda (M_o) és el valor de la variable que té una freqüència màxima, és a dir, el que més es repeteix. Així doncs, s'ha obtingut la fiabilitat estadística.

Les dues mesures anteriors són mesures de centralització, que redueixen la informació recollida de la mostra a un sol valor. Per saber com de representatiu és aquest valor s'ha mesurat la desviació estàndard, una mesura de dispersió, que mesura la variabilitat de les dades respecte el seu terme mig. La desviació estàndard o altrament anomenada desviació típica (s) és l'arrel quadrada de la variància (s^2), que és la suma dels quadrats de les desviacions respecte de la mitjana de les dades i dividida pel nombre de dades menys 1. Es fa servir la suma quadràtica de les desviacions per tal d'evitar que es compensin desviacions positives i negatives. Es calcula amb la fórmula de la figura 6.12:

$$s = \sqrt{s^2} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^k (x_i - \bar{x})^2 n_i}{N - 1}}$$

Figura 6.12: Equació de la desviació estàndard

Un problema que plantegen les mesures de dispersió vistes és que estan expressades en les unitats en què s'ha mesurat la variable. És a dir, són mesures absolutes i amb l'única dada del seu valor no és possible dir si existeix una dispersió important o no. Per resoldre el problema s'ha fet servir el coeficient de variació de Pearson (CV). És una mesura relativa que permet comparar la dispersió

entre diferents mostres. Es defineix com el coeficient entre la desviació típica i la mitjana aritmètica en valor absolut (Figura 6.13). L'equació de variació de Pearson (CV) és la següent:

$$CV = \frac{s}{|\bar{x}|}$$

Figura 6.13: Expressió del coeficient de Pearson

6.2.3. Estudi de l'increment de voltatge

Per començar amb el tractament de dades, primer s'ha mesurat quin és el voltatge experimental quan no s'exerceix pressió al sensor. (Figura 6.14) De les 1000 dades que s'han recollit la primera en tots els casos és un 0, com ja s'ha dit, ja que tarda una mica en comunicar, així doncs s'ha fet la mitjana de les 999 dades restants.

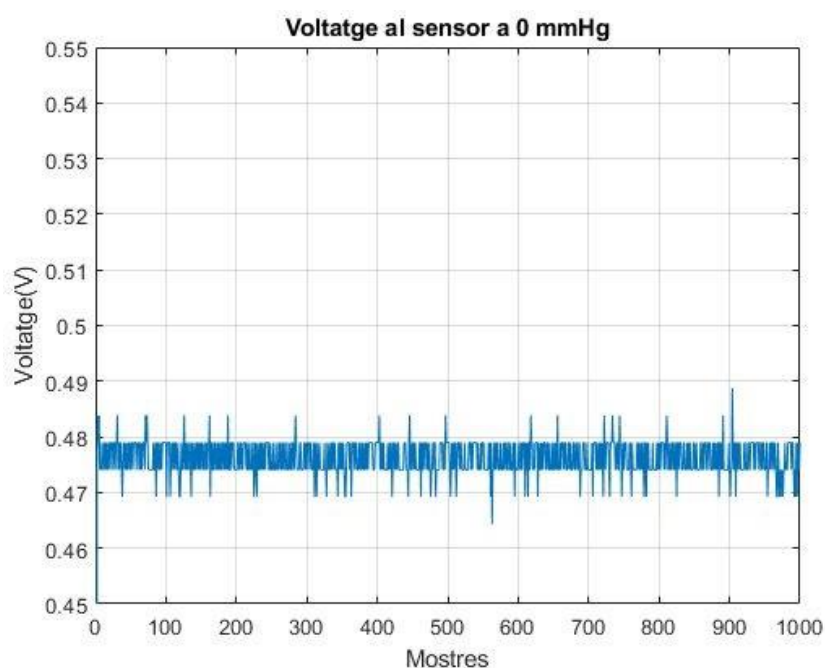


Figura 6.14: Variació del voltatge a 0 mmHg de pressió de les mostres obtingudes.

Com es pot observar a la gràfica, el sensor sense pressió està a una mica menys de 0,5 V. La mitjana es pot situar a 0,475 V, però a la gràfica hi ha uns quants pics, que tot i tenir una freqüència baixa, posteriorment donen lloc a mesures de pressió aberrants. Tot i això, no s'ha detectat una desviació considerable en les mesures.

A més, aquests resultats són bons ja que difereixen molt poc en funció de la corba de calibratge del sensor prèviament comentada i estudiada, la qual diu que amb una pressió de 0 MPa (també 0 mmHg), el voltatge ha de ser de 0,5 V. Aleshores, es calcula l'error absolut i l'error relatiu entre aquests dos valors. L'error absolut és el valor absolut de la resta entre el valor teòric i l'experimental, i l'error relatiu és l'error absolut dividit entre el valor teòric, figura 6.15.

$$e_{abs} = |V_{valor\ teòric} - V_{valor\ experimental}|$$

$$\varepsilon_{rel(\%)} = \frac{e_{abs}}{V_{valor\ teòric}} \cdot 100$$

Figura 6.15: Expressions de l'error absolut i relatiu.

Havent calculat aquests dos errors amb les dades obtingudes, les quals es troben recollides en la taula següent, s'obté un error absolut de 0,025 V i un error relatiu del 4,92 %. En la taula següent es mostren les mesures de la mitjana, la moda, la desviació estàndard i el coeficient de variació de Pearson (CV) de la gràfica anterior de la variació de voltatge a una pressió de 0 mmHg.

Taula 6.1: Mesures característiques de la variació del voltatge a 0 mmHg de pressió.

Mesures característiques	Valor
Mitjana	0,475 V.
Moda	0,474 V.
Desviació estàndard	0,00308 V.
CV	0,647 %.

S'ha mesurat també el voltatge al sensor a 20, 40, 60 i 100 mmHg per tal de veure quin era l'increment de voltatge que hi ha entre els diferents valors de pressió i per comprovar amb més mesures experimentals que el sensor és estable i no mostra una gran dispersió. Els resultats obtinguts s'han representat en les gràfiques de les Figures 6.16, 6.18, 6.19 i 6.20 respectivament, i també s'han recollit en les taules 6.2, 6.3, 6.4 i 6.5 respectivament.

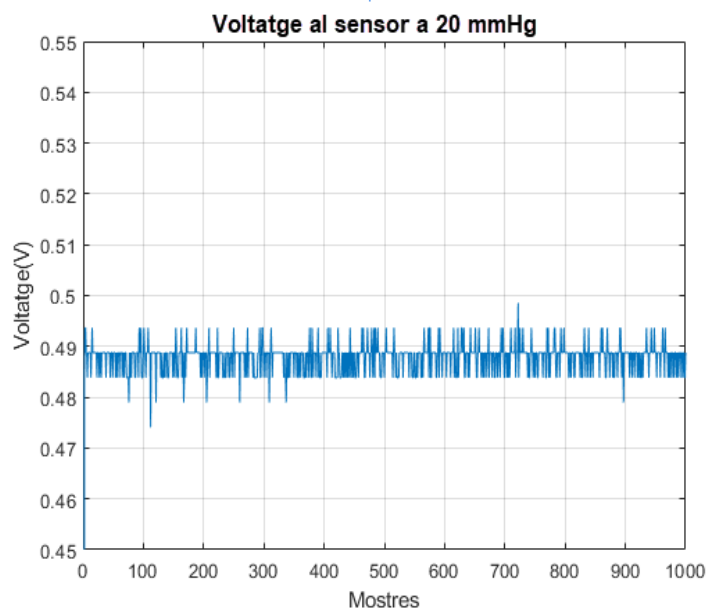


Figura 6.16: Variació del voltatge a 20 mmHg de pressió de les mostres obtingudes.

Taula 6.2: Mesures característiques de la variació del voltatge a 20 mmHg de pressió.

Mesures característiques	Valor
Mitjana	0,488 V.
Moda	0,489 V.
Desviació estàndard	0,00282 V.
CV	0,577 %.

A partir de la recta de calibratge del sensor, que com ja s'ha mostrat, és la de la figura 6.17:

$$V = 5 \cdot (2/3 \cdot P + 0,1)$$

Figura 6.17: Expressió de calibratge

S'ha substituït la P , que és la pressió, pel valor de 20 mmHg convertits en MPa, i dona un resultat de $V = 0,509$ V. Aquest valor és el valor teòric del voltatge. Tal i com es mostra a la taula anterior, el valor experimental del voltatge en aquest cas és de 0,488 V. Així doncs, l'error relatiu és del 4,14 %. D'altra banda, pel que fa als valors de voltatge obtinguts experimentalment, són força estables i només tenen una desviació estàndard de 0,003 V.

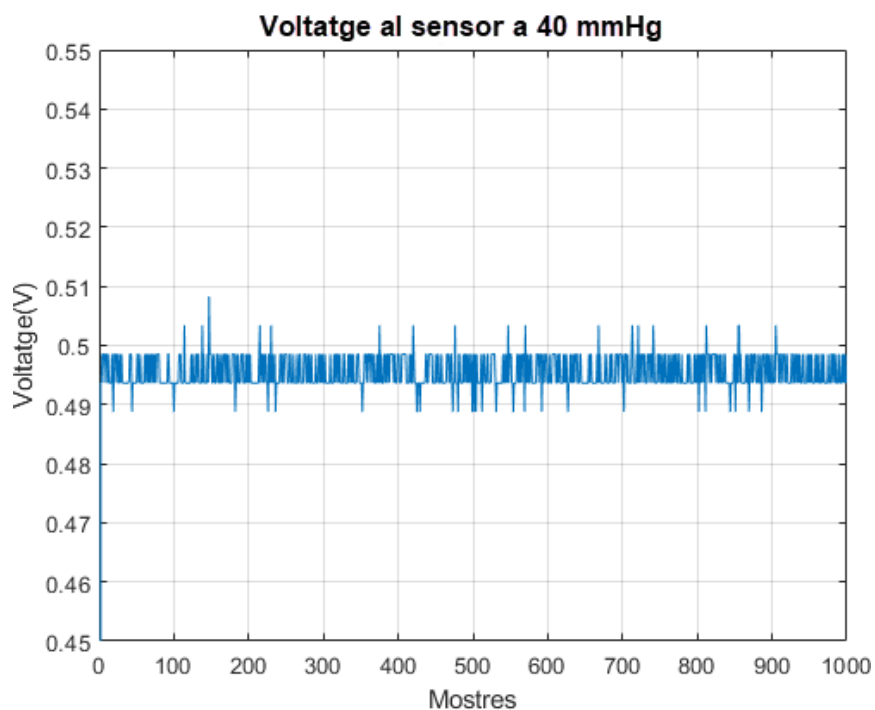


Figura 6.18: Variació del voltatge a 40 mmHg de pressió de les mostres obtingudes.

En el cas de la variació del voltatge a 40 mmHg, el valor teòric del voltatge resulta de 0,518 V. I el valor experimental, tal i com es mostra en la taula següent, és de 0,496 V. Així doncs, calculant-ho dona un error relatiu del 4,29 %. A més, la desviació estàndard dels valors de la gràfica és de 0,003 V.

Taula 6.3: Mesures característiques de la variació del voltatge a 40 mmHg de pressió.

Mesures característiques	Valor
Mitjana	0,496 V.
Moda	0,494 V.
Desviació estàndard	0,00282 V.
CV	0,569 %.

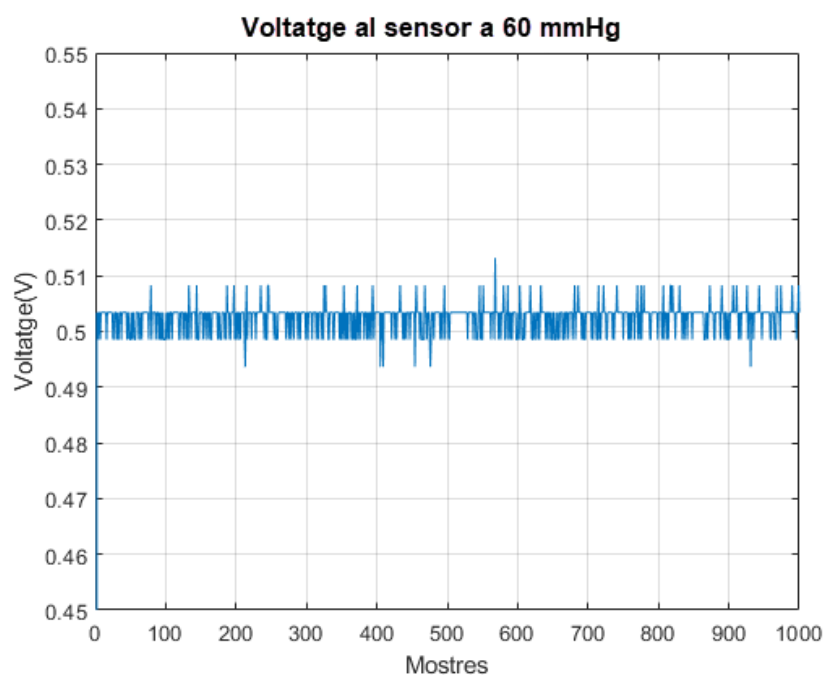


Figura 6.19: Variació del voltatge a 60 mmHg de pressió de les mostres obtingudes.

Pel que fa a la variació del voltatge a 60 mmHg, el valor teòric del voltatge resulta de 0,527 V. I el valor experimental, tal i com es mostra en la taula següent, és de 0,502 V. Així doncs, calculant-ho dona un error relatiu del 4,59 %. La desviació estàndard dels valors de la gràfica és de 0,003 V.

Taula 6.4: Mesures característiques de la variació del voltatge a 60 mmHg de pressió.

Mesures característiques	Valor
Mitjana	0,502 V.
Moda	0,503 V.
Desviació estàndard	0,00255 V.
CV	0,508 %.

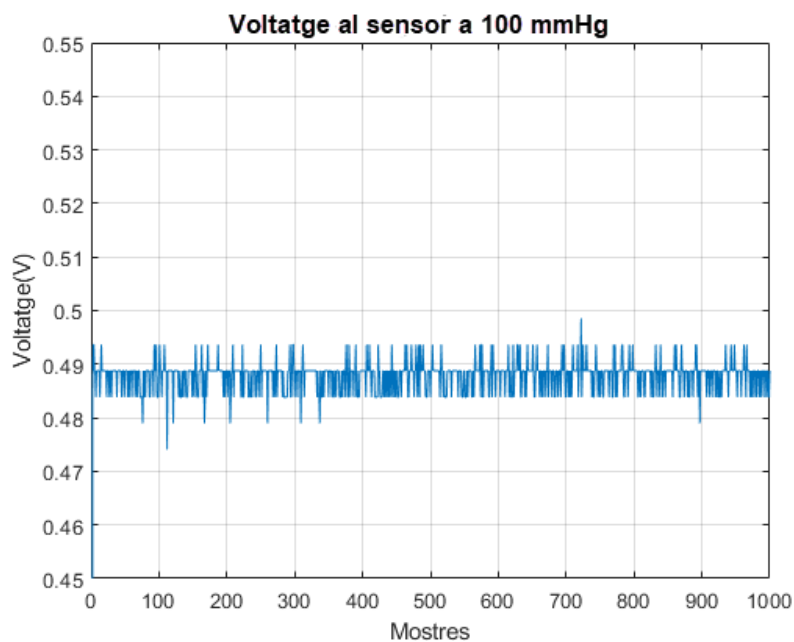


Figura 6.20: Variació del voltatge a 100 mmHg de pressió de les mostres obtingudes.

El valor teòric en la variació del voltatge a 100 mmHg és de de 0,544 V. I el valor experimental, tal i com es mostra en la taula següent, és de 0,520 V. Així doncs, calculant-ho dona un error relatiu del 4,43 %. La desviació estàndard dels valors de la gràfica és de 0,003 V.

Taula 6.5: Mesures característiques de la variació del voltatge a 100 mmHg de pressió.

Mesures característiques	Valor
Mitjana	0,520 V.
Moda	0,518 V.
Desviació estàndard	0,00290 V.
CV	0,557 %.

En les gràfiques anteriorment mostrades hi ha un increment de voltatge molt lleu ja que es treballa amb pressions molt baixes. El sensor que s'ha utilitzat, segons les especificacions, va de 0 a 1,2 MPa. S'han mesurat pressions en mmHg, tenint en compte que 1 MPa equivalen a 7500,62 mmHg, s'ha utilitzat molt poc rang del que ofereix el sensor. Aquest concepte traslladat a la resolució de l'Arduino comporta que entre el rang de 0 a 100 mmHg els valors binaris que s'han obtingut amb l'Arduino només comprenen l'espai entre 95 i 109 valors binaris, és a dir, un total de només 15 valors dels 1024 que disposa la placa Arduino Uno.

6.2.4. Estudi de l'increment de pressió

Com ja s'ha explicat al codi, la pressió s'aconsegueix gràcies a l'entrada analògica de la pressió. En ser valors de pressió molt petits i el fet del poc rang de valors que fa servir una lleugera oscil·lació en el voltatge, causa un canvi molt brusc en el valor de la pressió, tal i com es pot observar en la figura 6.21.

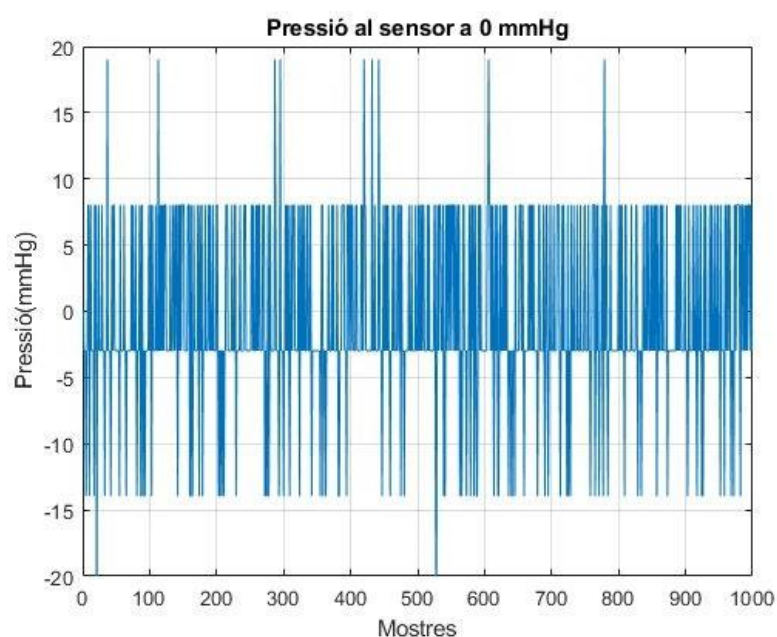


Figura 6.21: Variació de la pressió fixa de 0 mmHg de les mostres obtingudes.

Amb les dades obtingudes s'ha vist que la mitjana dona un valor molt proper a 0 mmHg, però en canvi, la freqüència màxima (la moda) es troba a -2,97 mmHg. La dispersió de dades és important,

però mirant el gràfic s'ha vist que a part dels pics esmentats anteriorment la pressió es manté bastant estable. La desviació estàndard dels valors de la gràfica és de 6,69 mmHg.

El valor teòric de la pressió, quan el manòmetre analògic indica 0 mmHg, és òbviament de 0 mmHg. Però, el valor experimental, resulta ésser de -0,63 mmHg.

En la taula següent es mostra un recull de les mesures més característiques dels valors de la gràfica anterior, que són la mitjana, la moda, la desviació estàndard i el coeficient de Pearson (CV). El coeficient de Pearson és d'un ordre excessivament gran, de 1066,54 %. Més endavant s'introdueix una forma per reduir-lo notablement.

Taula 6.6: Mesures característiques de la variació de la pressió fixa de 0 mmHg.

Mesures característiques	Valor
Mitjana	-0,63 mmHg.
Moda	-2,97 mmHg.
Desviació estàndard	6,69 mmHg.
CV	1066,54 %.

S'ha mesurat també la pressió amb el sensor havent posat el manòmetre analògic a pressions de 20, 40, 60 i 100 mmHg per tal de veure quin és l'increment de pressió que hi ha entre els diferents valors de pressió establerts pel manòmetre analògic, i així poder comprovar amb més mesures experimentals que el sensor és estable i que no mostra una gran dispersió. Els resultats obtinguts s'han representat en les gràfiques de les Figures 6.22, 6.23, 6.24 i 6.25 respectivament, i també s'han recollit en taules.

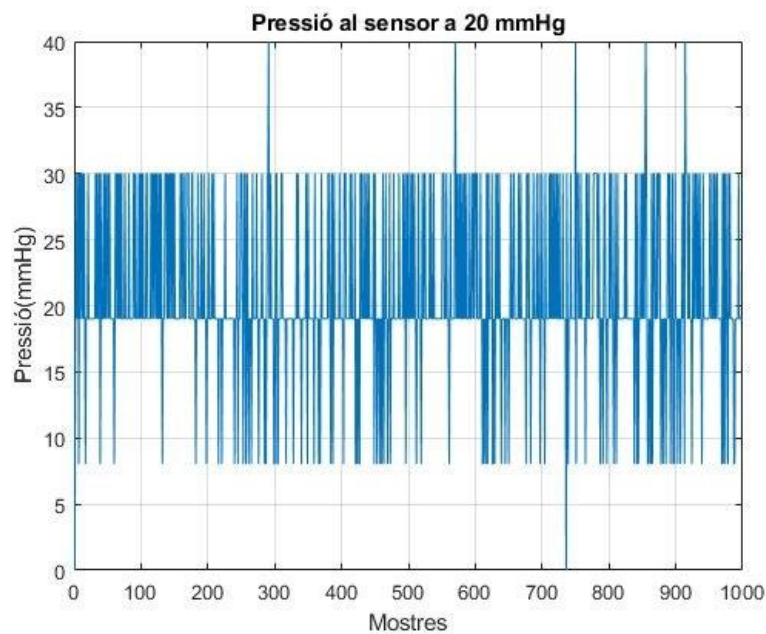


Figura 6.22: Variació de la pressió fixa de 20 mmHg de les mostres obtingudes.

El valor teòric de la pressió quan el manòmetre analògic indica 20 mmHg, és de 20 mmHg. El valor experimental però, resulta ésser de 20,83 mmHg. Així doncs, calculant l'error relatiu dona del 4,14 %. El coeficient de Pearson (CV) aquest cop és del 30,87 %, que també és un nombre molt gran però molt més baix que en el cas anterior quan la pressió era de 0 mmHg.

Taula 6.7: Mesures característiques de la variació de la pressió fixa de 20 mmHg.

Mesures característiques	Valor
Mitjana	20,83 mmHg.
Moda	19,02 mmHg.
Desviació estàndard	6,43 mmHg.
CV	30,87 %.

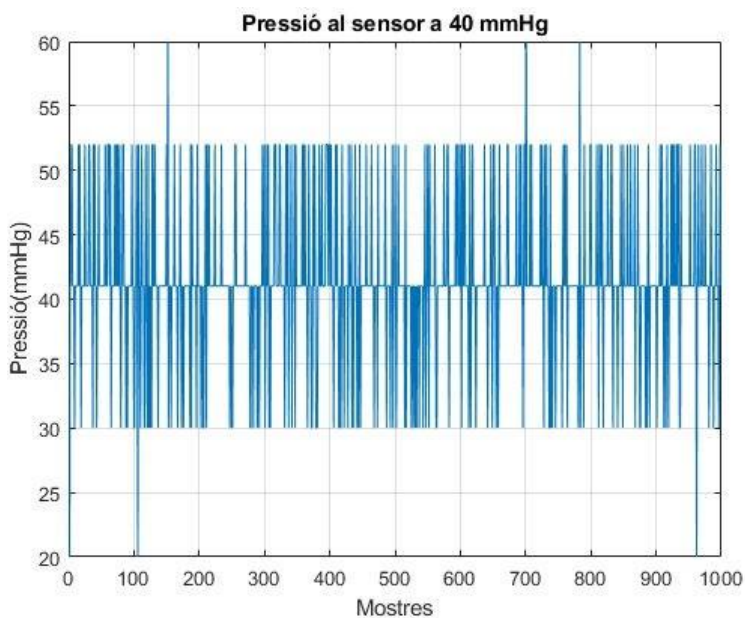


Figura 6.23: Variació de la pressió fixa de 40 mmHg de les mostres obtingudes.

El valor teòric de la pressió quan el manòmetre analògic indica 40 mmHg, és de 40 mmHg, i el valor experimental és de 41,50 mmHg. Aleshores, calculant l'error relatiu dona del 3,76 %. El coeficient de Pearson (CV) aquest cop és també menor que el cas anterior, i és del 14,58 %, tal i com es mostra en la taula següent, juntament amb altres mesures característiques.

Taula 6.8: Mesures característiques de la variació de la pressió fixa de 40 mmHg.

Mesures característiques	Valor
Mitjana	41,50 mmHg.
Moda	41,02 mmHg.
Desviació estàndard	6,05 mmHg.
CV	14,58 %.

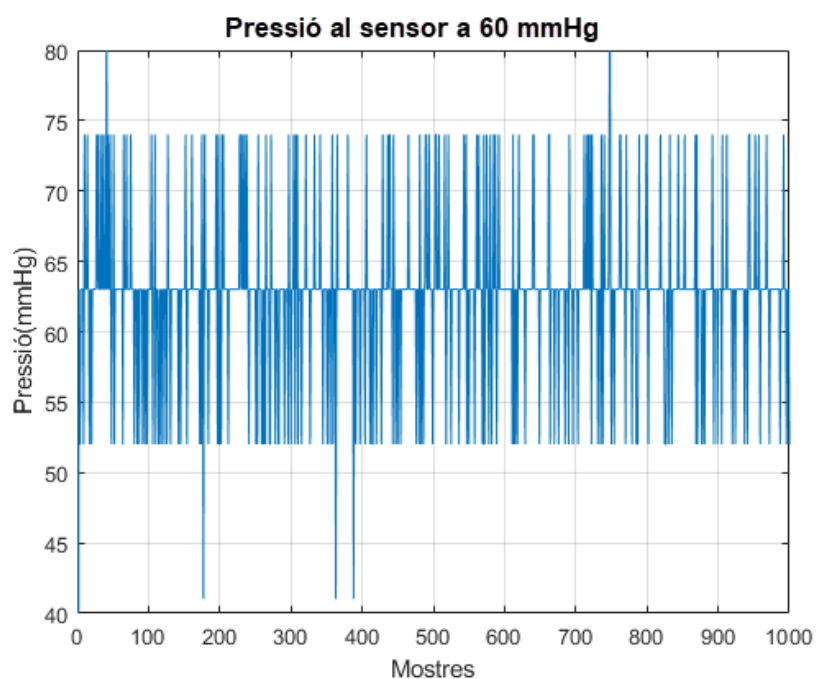


Figura 6.24: Variació de la pressió fixa de 60 mmHg de les mostres obtingudes.

El valor teòric de la pressió quan el manòmetre analògic indica 60 mmHg, és de 60 mmHg. El valor experimental és de 62,69 mmHg. Per tant, l'error relatiu resultant és del 4,47 %. El coeficient de Pearson (CV) ara també és menor que el cas anterior, exactament del 8,87 %.

Taula 6.9: Mesures característiques de la variació de la pressió fixa de 60 mmHg.

Mesures característiques	Valor
Mitjana	62,69 mmHg.
Moda	63,02 mmHg.
Desviació estàndard	5,56 mmHg.
CV	8,87 %.

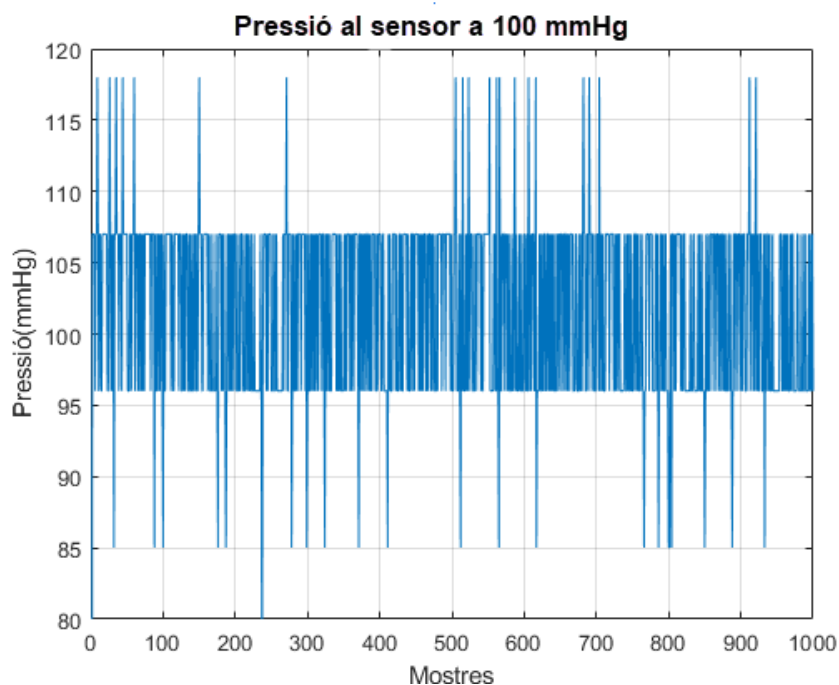


Figura 6.25: Variació de la pressió fixa de 100 mmHg de les mostres obtingudes.

El valor teòric de la pressió quan el manòmetre analògic indica 100 mmHg, és de 100 mmHg. El valor experimental és de 101,88 mmHg. Per tant, l’error relatiu resultant és del 1,87%. El coeficient de Pearson (CV) ara també és menor que el cas anterior, exactament del 6,28 %.

Taula 6.10: Mesures característiques de la variació de la pressió fixa de 100 mmHg.

Mesures característiques	Valor
Mitjana	101,88 mmHg.
Moda	107,01 mmHg.
Desviació estàndard	6,41 mmHg.
CV	6,29 %.

Amb els resultats obtinguts de l'estudi de la pressió fixant un valor de pressió amb el manòmetre analògic, s'obté que com més gran és el valor de la pressió, més petit és el coeficient de Pearson. Tot i això, en tots els casos el coeficient de Pearson és molt elevat. Encara que els sensors comercials tenen un error d'un 5% sobre el valor que poden llegir.

S'ha creat un filtre iteratiu per tal de reduir l'error ocasionat per les petites oscil·lacions de voltatge, que en les gràfiques anteriors es veu clarament uns pics amb una gran distància respecte del valor desitjat. El filtre que s'ha implementat és un filtre de mitjana mòbil. El seu objectiu és eliminar els pics de voltatge (i conseqüentment de pressió) i que la dispersió es redueixi. Els filtres es fan servir per eliminar interferències dels senyals, sorolls o també per aïllar-ne una part. Aquest filtre concretament és per eliminar soroll suavitzant el senyal.

6.2.5. Creació i implementació d'un filtre iteratiu

El filtre de mitjana mòbil agafa els N últims valors obtinguts i en calcula la seva mitjana aritmètica. La mida de N és la que determina com de suavitzat estarà el senyal. Amb una N de 2 o 3 el senyal variarà poc i si s'agafa una N massa gran es perdrà informació sensible.

S'ha modificat el codi que s'havia fet servir anteriorment per tal d'afegir-hi el filtre de mitjana mòbil. S'ha definit un vector de 10 posicions que és la N. Aquest filtre agafa 10 mostres per fer la mitjana. També s'han definit unes quantes variables més i és important que el vector i la variable total estiguin declarades com a *int* i no com a *float* (Figura 6.26). Aquest fet és un problema per aquesta aplicació perquè com s'ha vist, el voltatge que es llegeix és en decimals.

```
#include <SoftwareSerial.h>
SoftwareSerial HC05(2,3);
const float pinentrada = A0;
int s[10], total=0;
int i=0;
float volt, pressio, mitjana=0, pressiomnhg;
```

Figura 6.26: Codi de les definicions de variables i llibreries del codi fet amb Arduino.

A l'apartat de *void setup* s'ha afegit una comanda *for* que inicialitza totes les lectures del vector a zero (Figura 6.27). També s'ha definit l'entrada analògica 0 com a entrada, per tal que amb l'aplicació llegeixi les dades d'entrada.

```

void setup(void) {
  pinMode(0, INPUT);
  analogReference(DEFAULT);
  Serial.begin(9600);
  HC05.begin(38500);
  for(i=0;i<10;i++)
    s[i]=0;
}

```

Figura 6.27: Codi de la secció void setup del programa creat.

Finalment s'ha incorporat a l'apartat de *void loop* (Figura 6.28) les línies de codi que primer treuen l'última mesura del vector, després llegeixen la nova lectura del sensor i finalment l'afegeixen al vector. Se suma un número al comptador i s'avança a la següent posició del vector. En el cas de tenir el vector amb els 10 valors, per no anar a la posició 11 que no existeix en aquest vector, s'ha afegit una comanda *if* que indica que si el valor del comptador 'i' ja és > o = a 10, aquest es torni a posar a 0. S'ha fet la mitjana de les mesures del vector i aquest valor és el que s'ha utilitzat per calcular el voltatge.

```

void loop (void) {
  total = total - s[i];
  s[i] = ((analogRead(pinentrada))*10);
  total = total + s[i];
  i = i + 1;

  if(i >= 10){
    i=0;
  }
  mitjana = total / 10;
  volt = (mitjana * 0.0048875855)*0.1;
  pressio = (volt-0.5261) * 0.3;
  pressiommhg = pressio*7500.6156130264;
  Serial.println(pressiommhg);
  HC05.print (pressiommhg);

  delay (DELAY);
}

```

Figura 6.28: Codi de la secció void loop del programa creat.

6.2.6. Resultats obtinguts en implementar el filtre iteratiu creat

Quan s'ha canviat la forma d'adquirir les dades també s'ha vist afectat el valor experimental que té el voltatge. S'ha intentat passar les dades a Matlab amb el procediment explicat anteriorment, però a Matlab les dades entren del sensor sense tenir l'impediment de la imposició de la condició de valor *int* i no *float* al vector. Per aquest motiu, les dades eren correctes quan es restava el valor experimental del codi anterior en comptes de l'actual. A més, els filtres a Matlab no s'han de programar perquè ja hi ha funcions que els executen i s'ha considerat que com que el que es volia avaluar era el funcionament del programa d'Arduino no es fes servir el Matlab aquest cop.

Aleshores, per tractar les dades s'ha utilitzat el programa PuTTY per guardar les dades que es generen al *port serial* en carregar el codi d'Arduino. PuTTY és un client SSH i Telnet, desenvolupat originalment per Simon Tatham per a la plataforma Windows. PuTTY és un programari de codi obert que està disponible amb codi font i que està desenvolupat i recolzat per un grup de voluntaris.

El programa PuTTY simplement s'ha descarregat de la seva pàgina web: putty.org. Un cop descarregat s'ha instal·lat a l'ordinador i a l'obrir el programa apareix la pantalla de configuració (Figura 6.29). Per veure les dades que s'estan transmetent al port serial des de l'Arduino s'ha d'escollir el tipus de connexió 'Serial'. Cal indicar amb quin port es treballa i la velocitat que està determinada al programa Arduino. En el nostre cas s'ha utilitzat el port COM3 i una velocitat de 9600 bauds.

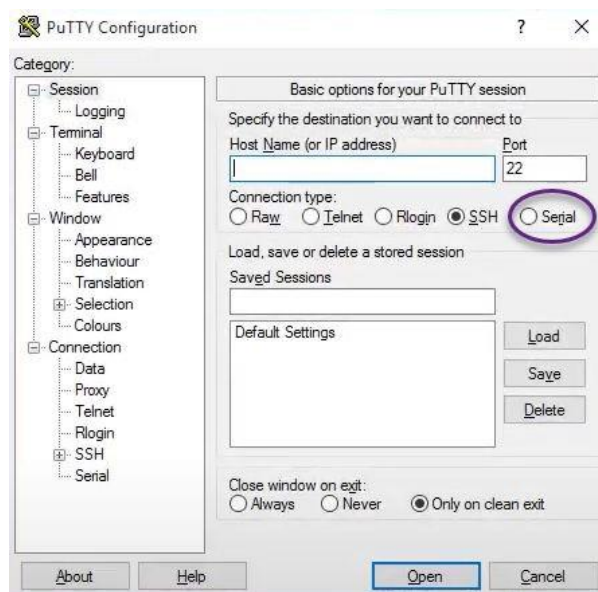


Figura 6.29: Pantalla de configuració del programa PuTTY indicant l'opció triada.

Llavors s'ha premut el botó *open* i s'ha obert una finestra on hi apareixen els valors provinents del sensor. Al cap d'un temps, quan ja hi ha suficients dades, s'ha premut amb el botó dret del ratolí la barra superior de la pantalla per copiar totes les dades al portafolis. Aquestes dades s'han enganxat directament a un full de càlcul d'Excel. Al full de càlcul és on s'ha fet tant els gràfics com s'han calculat els paràmetres estadístics utilitzats.

Per començar s'ha mesurat el voltatge a 0 mmHg per determinar quin és el voltatge experimental que té el sensor per tal de poder-lo restar a la recta de calibració. (Figura 6.30)

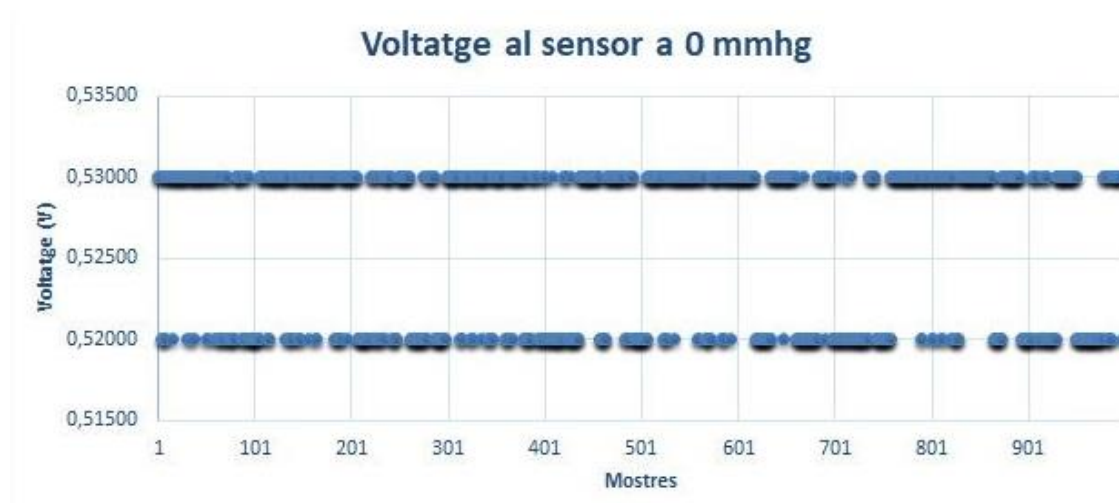


Figura 6.30: Voltatge experimental al sensor a 0 mmHg.

La mitjana del voltatge al sensor quan la pressió és de 0 mmHg és de 0,5261 V. El programa, en haver hagut de definir el vector i la variable total com a int, no agafa valors decimals. En fer la divisió per passar de nombre binari a volt és quan apareix ja el valor decimal, però la variabilitat dels senyals és més baixa que en l'anterior programa, com es pot observar a la gràfica.

Un cop s'ha obtingut el valor del voltatge a 0 mmHg, ja es pot calcular la pressió al sensor. Gràcies al filtre que s'ha implementat, els errors aberrants que apareixen amb l'altre programa ja no hi són i el senyal es veu més centrat en tots els casos. Això es pot observar en les Figures 6.31, 6.32, 6.33, 6.34 i 6.35.

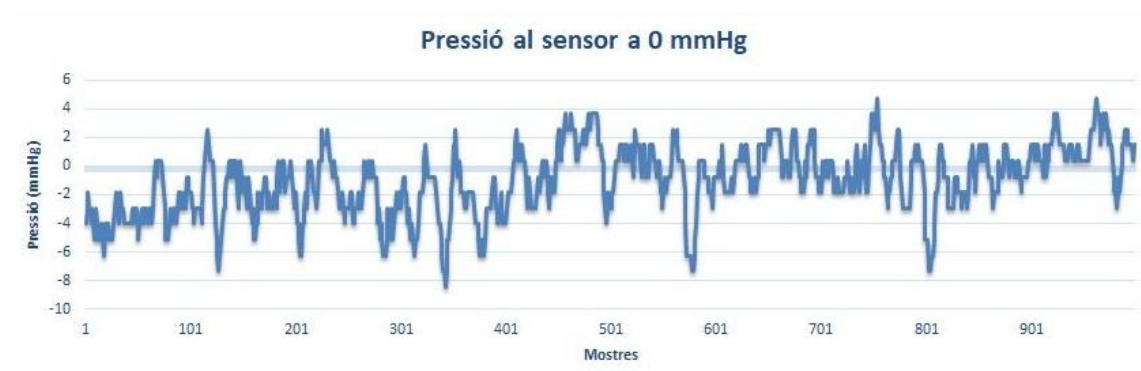


Figura 6.31: Variació de la pressió fixa de 0 mmHg de les mostres obtingudes amb filtre.

Amb les dades obtingudes i graficades amb el filtre (Figura 6.31), tant la mitjana com la moda aquest cop donen un valor molt proper a 0 mmHg. Cal recordar que sense aplicar el filtre, la moda resultava ser de -2,97 mmHg. Havent aplicat el filtre, la moda és de 0,37 mmHg.

Amb el filtre la desviació estàndard també és molt inferior, ja que és de 2,35 mmHg, i sense el filtre era de 6,693 mmHg.

En la taula següent es mostra un recull de les mesures més característiques dels valors de la gràfica anterior, que són la mitjana, la moda, la desviació estàndard i el coeficient de Pearson (CV). El coeficient de Pearson continua sent d'un ordre molt gran, del 235,37 %, però tot i així és molt més petit que sense aplicar-hi cap filtre, que era de 1066,54 %.

Taula 6.11: Mesures característiques de la variació de la pressió fixa de 0 mmHg amb filtre.

Mesures característiques	Valor
Mitjana	-0,99 mmHg.
Moda	0,37 mmHg.
Desviació estàndard	2,35 mmHg.
CV	235,37 %.



Figura 6.32: Variació de la pressió fixa de 20 mmHg de les mostres obtingudes amb filtre.

El valor experimental de la pressió quan el manòmetre analògic indica 20 mmHg i havent-hi aplicat un filtre, resulta ésser de 20,65 mmHg. El coeficient de Pearson (CV) aquest cop és del 9,42 %, que és un valor força més baix que el 30,86 % obtingut en la presa de dades sense filtre. El valor de la moda també és més proper a 20 mmHg, i la desviació estàndard és menor que sense filtre.

Taula 6.12: Mesures característiques de la variació de la pressió fixa de 20 mmHg amb filtre.

Mesures característiques	Valor
Mitjana	20,65 mmHg.
Moda	20,16 mmHg.
Desviació estàndard	1,95 mmHg.
CV	9,42 %.



Figura 6.33: Variació de la pressió fixa de 40 mmHg de les mostres obtingudes amb filtre.

El valor experimental de la pressió quan el manòmetre analògic indica 40 mmHg i havent-hi aplicat un filtre, és de 39,77 mmHg. El coeficient de Pearson (CV) aquest cop és del 4,41 %, que és un valor força més baix que l'obtingut sense filtre. El valor de la moda també és molt més proper a 40 mmHg, i la desviació estàndard també és menor que sense filtre.

Taula 6.13: Mesures característiques de la variació de la pressió fixa de 40 mmHg amb filtre.

Mesures característiques	Valor
Mitjana	39,77 mmHg.
Moda	39,96 mmHg.
Desviació estàndard	1,75 mmHg.
CV	4,41 %.

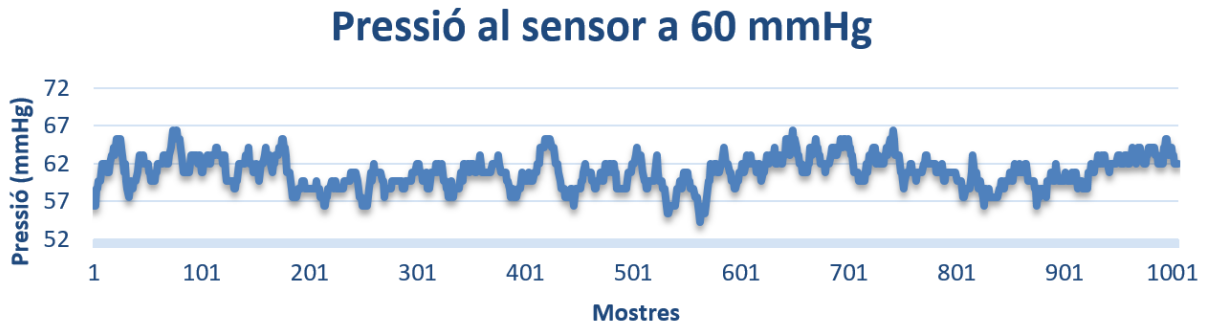


Figura 6.34: Variació de la pressió fixa de 60 mmHg de les mostres obtingudes amb filtre.

El valor experimental de la pressió quan el manòmetre analògic indica 60 mmHg amb un filtre és de 60,94 mmHg. El coeficient de Pearson (CV) és del 3,35 %, el valor de la moda també és molt més proper a 60 mmHg, i la desviació estàndard també és menor que sense filtre.

Taula 6.14: Mesures característiques de la variació de la pressió fixa de 60 mmHg amb filtre.

Mesures característiques	Valor
Mitjana	60,94 mmHg.
Moda	61,95 mmHg.
Desviació estàndard	2,05 mmHg.
CV	3,36 %.

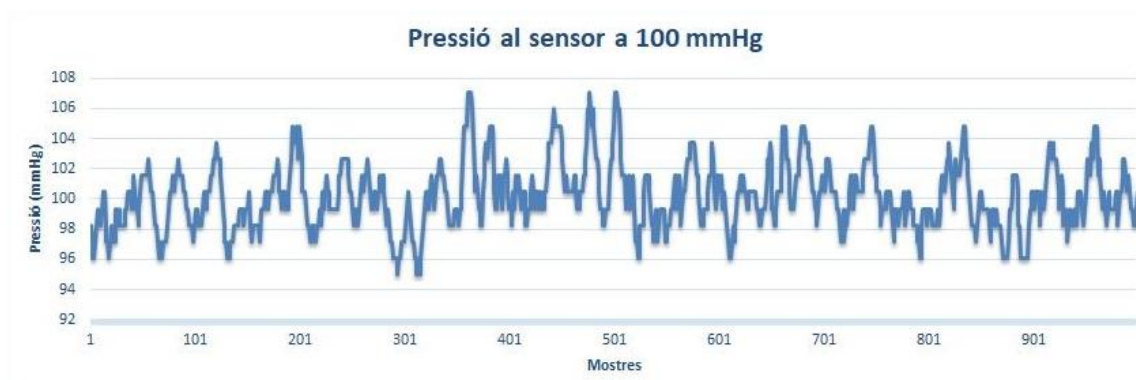


Figura 6.35: Variació de la pressió fixa de 100 mmHg de les mostres obtingudes amb filtre.

El valor experimental de la pressió quan el manòmetre analògic indica 100 mmHg amb un filtre és de 100,18 mmHg. El coeficient de Pearson (CV) és del 2,17 %, el valor de la moda també és molt més proper a 100 mmHg, i la desviació estàndard també és menor que sense filtre.

Taula 6.15: Mesures característiques de la variació de la pressió fixa de 100 mmHg amb filtre.

Mesures característiques	Valor
Mitjana	100,18 mmHg.
Moda	99,35 mmHg.
Desviació estàndard	2,18 mmHg.
CV	2,17 %.

Els resultats obtinguts havent afegit el filtre són clarament millors que els prèviament obtinguts sense filtre. Això es pot comprovar fàcilment gràcies a la desviació estàndard i el coeficient de Pearson (CV). En les següents taules es recullen les dades d'aquestes dues mesures estadístiques abans i després d'haver afegit el filtre, per tal de veure més fàcilment aquesta comparativa i millora.

El coeficient de Pearson dona resultats molt grans en les mesures de poca pressió. Això és degut a què en totes les pressions hi ha més o menys la mateixa desviació però proporcionalment és molt més gran una desviació de 6.69 mmHg en uns valors al voltant de 0 mmHg que no pas en uns valors de 100 mmHg. En aquest cas s'utilitza el coeficient per comprovar que realment es millora l'obtenció de resultats amb el filtre.

Taula 6.16: Comparativa dels resultats sense filtre i amb filtre de la desviació estàndard.

Valors de pressió en mmHg	Desviació estàndard en mmHg	
	Resultats sense filtre	Resultats amb filtre
0	6,69	2,35
20	6,43	1,95
40	6,05	1,75
60	5,56	2,05
100	6,40	2,18

Taula 6.17: Comparativa dels resultats sense filtre i amb filtre del coeficient de Pearson (CV) en %.

Valors de pressió en mmHg	Coeficient de Pearson (CV) en %	
	Resultats sense filtre	Resultats amb filtre
0	1066,54	235,37
20	30,87	9,42
40	14,58	4,41
60	8,87	3,36
100	6,29	2,17

6.3. Mesures experimentals

Com ja s'ha comentat a l'inici d'aquest projecte, la intenció era realitzar proves utilitzant el *neck stabilizer* amb un pacient real mentre aquest realitza uns exercicis determinats. Tanmateix, això no ha estat possible a causa de la situació de pandèmia pel Covid-19. Aleshores, aquestes proves s'han realitzat amb una persona sana.

La finalitat de la realització d'aquestes proves experimentals amb una persona és de poder veure i entendre de primera mà les possibles variacions de pressió que es provoquen en el coixí mentre s'estan realitzant un tipus d'exercicis, o altres. Com que es treballa amb pressions tan baixes, a simple vista sembla que un petit mal gest a l'hora de realitzar l'exercici en qüestió no hagi de fer variar el valor de la pressió, però sí que ho fa. Tot i així, és més difícil veure'n el resultat experimentalment ja que s'ha comprovat que com més petita és la pressió, l'error de precisió en la lectura de la pressió és major.

Amb la persona que farà de subjecte s'obtidran les dades de la pressió que s'exerceixi en el coixí estabilitzador mentre es dugui a terme l'exercici en qüestió. El fet de realitzar exercicis treballant diferents parts del cos, o en diferents posicions, ja que no és el mateix recolzar només el cap en el coixí, que recolzar-hi tota l'esquena, suposarà un canvi de les condicions. D'aquesta manera es podran realitzar unes mesures experimentals més diverses i s'aconseguiran uns resultats més polivalents. Aquests resultats dependran molt de la persona que està realitzant l'exercici: del seu pes, del seu estat físic i de salut, etc.

El subjecte és una noia sana de 20 anys, 165 cm d'alçada i 54 kg de pes. Els exercicis que ha realitzat són dos. El primer és l'exercici dels abdominals transversals en posició de decúbit supí (Figura 4.18), i el segon és el del tensor de la fàscia lata (Figura 4.23). S'ha pres les dades durant la realització de cadascun d'aquests exercicis per separat, i s'han obtingut les gràfiques de la variació de la pressió, que es poden observar en la Figura 6.36 i 6.38, respectivament.

En la realització de l'exercici d'abdominals transversals en posició de decúbit supí, el subjecte s'estira al terra i el coixí es col·loca per sota de la regió lumbar de l'espina dorsal i s'infla a una pressió de 40 mmHg. L'objectiu de l'exercici és portar la paret abdominal cap a dins sense moure la columna vertebral ni la pelvis, mantenint, sobretot, els 40 mmHg establerts inicialment. L'exercici es realitza durant un mínim de 10 segons seguits. Durant la realització el subjecte va mantenir bastant estable la pressió i al final se li va demanar que exercís pressió contra el coixí per demostrar que el sensor mesurava la pressió a l'instant.

Amb aquest exercici el subjecte va ser capaç de controlar la pressió bastant bé. Hi ha tres pujades i baixades de la cama i l'augment de pressió al final que se li va demanar. No es pot saber exactament quan es van realitzar les pujades i baixades de cames ja que va controlar bastant bé. Es pot dir que al punt on hi ha les 300 mostres, va ser una baixada de cama ja que al vídeo del sensor analògic també hi apareix. A la figura 6.37 hi ha una imatge del subjecte realitzant l'exercici.



Figura 6.36: Variació de la pressió durant la realització de l'exercici d'abdominals transversals en posició de decúbit supí estirada.



Figura 6.37: Subjecte realitzant l'exercici mentre una de les autores gravava el resultat del manòmetre analògic.

Per realitzar el segon exercici, que és el del tensor de la fàscia lata, el subjecte s'ha de posar en posició decúbita lateral i col·locar-se el coixí al nivell espinal lumbar, entre el tronc i el terra. El coixí s'infla a una pressió de 40 mmHg. L'objectiu de l'exercici consisteix en aixecar i abaixar la cama que està més allunyada del terra periòdicament, mantenint estable la regió lumbopèlvica alhora que la pressió de 40 mmHg. L'exercici es realitza durant un mínim de 10 segons seguits.

Durant la realització de l'exercici al subjecte li costava més mantenir la pressió. Des de la primera mostra fins a aproximadament la mostra 150 es correspon a la primera vegada que aixecava la cama, hi ha un pic per quan l'aixeca i un per quan la baixa. De la mostra 150 a la mostra 250 es tracta de la segona vegada que va aixecar la cama. En cap dels dos es va mantenir la cama suspesa a l'aire, simplement pujar i baixar, per això són de la mateixa amplada. De la mostra 250 a la mostra 450 el primer pic més ample es tracta de l'aixecada de cama i la va mantenir una miqueta i després de la mostra 400 a 450 la baixada i finalment de la 450 a la 750 es tracta de la pujada de cama i la va intentar mantenir estable però va perdre una mica l'equilibri. A la figura 6.39 hi ha una imatge del subjecte realitzant l'exercici.



Figura 6.38: Variació de la pressió durant la realització de l'exercici dels tensors de la fàscia lata.



Figura 6.39: Subjecte realitzant l'exercici mentre una de les autores gravava el resultat del manòmetre analògic.

Per comprovar que la pressió varia amb suficient rapidesa s'han pres tot un seguit de dades. S'ha començat amb el sensor a 0mmHg i s'ha variat la pressió de vint en vint pressionant la pera del manòmetre per tal de tenir una pujada i una baixada controlada. Cada cop que s'ha variat la pressió s'ha esperat més o menys deu segons per tal de poder tenir una recta i comprovar que realment el sensor estava mostrant les mateixes dades.

Amb la gràfica de la figura 6.40, es demostra que no es perd aire en els canvis de pressió, sinó que realment el sensor dona una dada correcta. També es pot interpretar que no hi ha gaire histèresi³⁰, ja que tant al pujar com al baixar la pressió el sensor dóna més o menys les mateixes dades. S'hauria de fer un estudi més extens sobre la histèresi per tal de poder determinar quina és concretament però a primera vista sembla que no és molt rellevant.



Figura 6.40: Variació de la pressió al sensor en una presa de mostres constant.

6.4. Prova de l'aplicació mòbil

Per descarregar l'aplicació de la pàgina del MIT App Inventor s'ha de descarregar. S'ha anat a la opció *Build* (Figura 6.41) es pot triar si es vol descarregar en format .apk a l'ordinador o si es vol obtenir un codi QR.

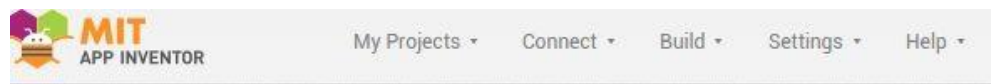


Figura 6.41: Barra d'opcions superior de l'aplicació MIT App Inventor.

S'ha descarregat l'aplicació en format .apk i s'ha enviat per correu compartint-la amb el Drive. També es podria haver compartit per Whatsapp Web. Al mòbil s'ha de tenir a la configuració del Drive o del Whatsapp que es permet instal·lar aplicacions d'origen desconegut des d'allà. Un cop s'ha rebut l'aplicació amb el gestor de l'aplicació s'ha d'instal·lar. El procés tarda pocs segons. Un

³⁰ La histèresi és un fenomen segons el qual un material sotmès a una força o altra causa excitadora no respon de la mateixa manera quan aquesta causa augmenta que quan disminueix.

cop es té l'aplicació mòbil instal·lada s'ha d'activar el Bluetooth del mòbil i s'ha d'enllaçar amb el mòdul Bluetooth, ja que s'ha d'introduir una contrasenya per enllaçar-los. El mòdul Bluetooth es diu STAB i la contrasenya és 1234.

Llavors ja es pot entrar a l'aplicació i funcionarà correctament. Si no s'hagués enllaçat abans d'entrar a l'aplicació no es podria connectar l'aplicació al mòdul. Per corregir-ho simplement s'hauria de sortir de l'aplicació i enllaçar el mòbil amb el mòdul com s'ha explicat. L'aplicació, com ja s'ha dit, només té una pantalla (Figura 6.42). En prémer el botó de connectar, surt una pantalla amb tots els Bluetooth disponibles (Figura 6.42). Allà s'ha d'escollir el que es diu STAB. En el cas que l'Arduino no estigui alimentat o que no s'hagi enllaçat el mòdul Bluetooth sortirà un missatge d'error (Figura 6.43). Si es connecta correctament, apareixerà un missatge de connexió i també es veurà la pressió que hi ha al sensor (Figura 6.43).

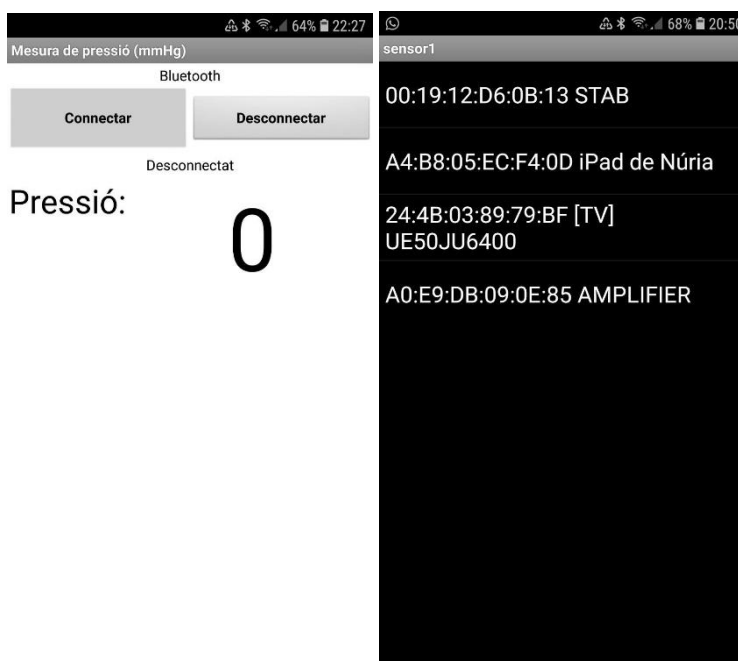


Figura 6.42: A la pantalla de l'esquerra es mostra la pantalla d'inici i a la de la dreta hi ha un exemple de la llista de Bluetooth que apareixen, el primer és el que es necessita connectar.



Figura 6.43: A la pantalla de l'esquerra mostra el missatge que surt quan no s'ha pogut connectar el Bluetooth. La de la dreta mostra el Bluetooth connectat i rebent una pressió de 40 mmHg.

Per verificar que la pressió s'ha obtingut al sensor sigui la correcta, s'ha comparat amb el manòmetre analògic (Figura 6.44). El valor no es manté estable però com s'ha dit anteriorment, gràcies al filtre iteratiu té una oscil·lació prou estable. En haver carregat el programa a l'Arduino i tenir el sistema alimentat amb la bateria externa feta amb un porta-piles, no es necessita l'ordinador per fer funcionar el sensor. És un sistema independent.

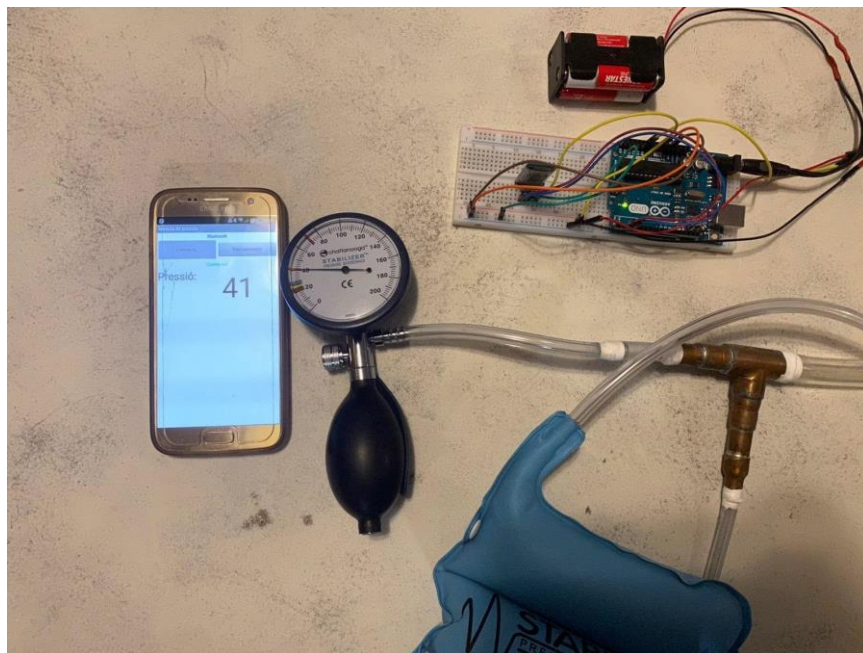


Figura 6.44: Imatge de la comparació del manòmetre analògic amb l'aplicació mòbil.

7. Anàlisi de l'impacte ambiental

En aquest apartat es té en compte l'impacte ambiental d'aquest projecte, que consisteix bàsicament en els residus generats a causa del desenvolupament del sistema i dels elements utilitzats. El resultat d'aquest projecte no ha estat un producte per comercialitzar, sinó que ha estat un prototip. És per això que l'impacte ambiental és molt baix, gairebé nul.

Es podria afirmar que gairebé la totalitat de l'energia consumida ha sigut degut a l'ús de l'ordinador portàtil. Aquest s'ha fet servir el 100% de les hores dedicades al projecte. El portàtil en qüestió és un MacBook Pro de 13 polzades amb pantalla retina de l'any 2015. Apple posa a disposició dels clients l'estudi ambiental de cadascun dels seus productes. Tal com es mostra en la figura 7.1, s'estima que les emissions de Co2 derivades de la producció, el transport, l'ús del consumidor i el reciclatge d'aquest model és de 710 Kg per tota la vida útil. Consideradament que la durada d'aquest és de 4 anys i el projecte s'ha desenvolupat durant 4 mesos, les emissions de CO2 que cal comptabilitzar són de 52,2 Kg. El segon ordinador utilitzat és un HP EliteBook 840 G5 de 14 polzades. Segons HP, per la seva vida de també 4 anys, emet unes emissions de CO2 d'entre 225 i 370 kg. Tenint en compte el pitjor cas, això suposaria unes emissions de CO2 de 38,54 kg en el nostre projecte. Això suma 90,74 kg emesos.

Durant el desenvolupament d'aquest prototip, hi ha hagut diversos possibles impactes. Un és la generació de residus creats pel *packaging* de tots els productes comprats. Un altre és tots aquells objectes que s'han utilitzat però que després s'han llençat degut a la seva inutilitat. També cal tenir en compte les mínimes emissions de gasos creades al soldar els components de coure amb estany, i els residus metàl·lics relacionats amb la soldadura i amb el cablejat del sistema. Per últim, les 4 piles que conformen la bateria no són recarregables i per tant suposen també un impacte ambiental.

Un impacte ambiental que es podria considerar indirecte, és l'impacte relacionat amb el transport de tots els components que formen el prototip, ja que una gran part d'ells han estat adquirits online i s'han distribuït mitjançant empreses de missatgeria.

Per últim, pel que fa a l'energia consumida, gairebé tota la seva totalitat ha estat a causa de l'ús de l'ordinador portàtil i del microcontrolador d'Arduino, el qual durant la realització del projecte estava connectat a l'ordinador portàtil.

Conclusions

Aquest projecte s'ha centrat en la digitalització del *neck stabilizer* per tal de millorar la visualització de la pressió que s'està realitzant i que l'aparell no interfereixi amb els moviments que es volen realitzar en la fisioteràpia. Ha estat necessari entendre el funcionament del coixí i dels músculs involucrats en els diferents moviments per veure com era necessari visualitzar les dades rebudes per el sensor digital que s'ha incorporat.

S'ha assolit amb èxit l'objectiu del treball principal. S'ha afegit un manòmetre digital al sistema de mesura de pressió del coixí i s'ha creat una aplicació fàcil de fer funcionar i entendre per visualitzar la pressió. Aquest projecte també perseguia l'objectiu de fer aquestes modificacions a baix cost. Per aquest motiu s'ha utilitzat el microcontrolador Arduino, un sensor de pressió genèric i el MIT App Inventor com a plataforma per fer l'aplicació mòbil.

Tot i que en la literatura s'han trobat estudis per provar l'eficàcia d'aquest aparell per fer exercicis de *biofeedback*, no s'ha trobat cap aparell que funcioni amb un sensor digital. Gràcies a la implementació d'un filtre iteratiu en les dades rebudes pel sensor, s'ha aconseguit que les mostres que s'obtenen no tinguin pics sobtats i, tot i que oscil·len, es mantenen estables donant la mateixa pressió que el manòmetre analògic que s'ha fet servir per calibrar-lo.

Quan es va proposar el projecte hi havia la intenció d'un cop modificat el *neck stabilizer* poder-ne provar l'eficàcia amb pacients reals ja que el projecte s'ha fet conjuntament amb la fisioterapeuta Cristina Molas. Degut a la pandèmia del coronavirus no ha estat possible, però sí que s'ha pogut provar amb un subjecte. Creiem que es podria fer un millor estudi amb més subjectes i sincronitzant la recepció de dades amb un vídeo dels pacients realitzant els moviments.

Per millorar el projecte es podria modificar l'aplicació mòbil per tal que adquirís les dades que va obtenint el sensor i directament exportar-les a un Excel que en calcules els paràmetres que la fisioterapeuta trobés més interessants i necessaris. En general s'han assolit els objectius principals del projecte i ha quedat un sensor digital operatiu connectat al coixí amb una aplicació que tot i que podria millorar-se com s'ha dit és funcional i compleix el propòsit de visualització sense haver d'aguantar el manòmetre.

Pressupost i/o Anàlisi Econòmica

En aquest apartat es detalla el cost total del projecte, separant els costos de material del costos d'enginyeria.

Pel que fa a les despeses de personal, es compten les hores invertides durant els mesos que ha durat el treball de fi de grau, per igual pels dos membres del grup. També cal incloure les hores que ha dedicat el tutor en el projecte, ja sigui a través de correu electrònic, en reunions presencials i en línia, etc.

Taula i: Costos de personal.

	Cost variable (€/h)	Temps (h)	Cost (€)
Estudiant 1	30	400	12000
Estudiant 2	30	400	12000
Tutor	30	30	900
		TOTAL	24900

Pel desenvolupament d'aquest projecte no ha sigut necessària una gran inversió en material, ja que el sistema principal, que és l'*stabilizer*, ens ha sigut cedit per una fisioterapeuta. Així doncs, l'únic cost d'aquest projecte són tots els elements que s'han hagut d'afegir en el sistema electrònic, i tots els components i materials per muntar el prototip físic. L'objectiu era fer un sistema el més barat possible, *low cost*.

Pel que fa a costos materials, en primer lloc s'han de considerar tots els components electrònics comprats, que són l'Arduino UNO (amb el seu kit corresponent), el mòdul Bluetooth HC-05, el sensor de pressió, un porta-piles amb adaptador *Jack*, cables mascle-femella per realitzar les connexions a Arduino i una *protoboard*. En segon lloc també s'han valorar els components que s'han utilitzat per conformar el prototip de l'*stabilizer*. Aquests components són dos tubs de plàstic, una peça tubular en forma de T de coure i cinc peces de coure de disminució de diàmetre. Per últim, les eines i els materials utilitzats: un soldador, fil d'estany, un bufador, líquid decapant, tefló, silicona, cola adhesiva, una serra, paper de vidre, una brida metàl·lica i quatre piles.

Després, dins dels costos de material cal tenir també en compte les despeses en la compra de llicències del programari utilitzat. El software d'Arduino utilitzat per la programació és un programari lliure, per tant, no suposa cap cost. El programa d'App Inventor per crear l'aplicació mòbil també és gratuït. D'altra banda, també s'ha utilitzat el MATLAB per l'adquisició i processament de dades. I per últim, el software pel dur a terme el processament de text i la utilització de fulles de càlcul amb el paquet de Microsoft Office. S'ha tingut en compte la totalitat del preu de la llicència.

Taula ii: Costos materials.

Producte	Quantitat	Cost total (€)
MATLAB	-	800
Microsoft Office	-	579
Arduino UNO	1	21,5
Mòdul Bluetooth HC-05	1	12,95
Sensor de pressió SKU237445	1	9,15
Porta-piles amb <i>Jack</i>	1	3,5
Cables	9	$0,058 \times 9 = 0,522$
<i>Protoboard</i>	1	3
Tubs de plàstic	2	$0,5 \times 2 = 1$
Peça T de coure	1	2,55
Peça disminució de diàmetre de coure	5	$0,75 \times 5 = 3,75$
Soldador	1	9,5
Serra	1	2,5
Cola adhesiva	-	3,15
Silicona	-	2,25
Tefló	-	2,5
Fil d'estany	-	3,95

Brida metàl·lica	1	1
Paper de vidre	-	0,5
Ordinador	2	2000
<i>Neck stabilizer</i>	1	70
Bufador	1	5
Piles	4	0,65 x 4 = 2,6
Líquid decapant	-	6,5
	TOTAL	3546,37

En la taula següent s'indiquen els costos totals, diferenciant els costos de personal i els costos de material.

Taula iii: Resum de costos totals.

	Cost (€)
Costos de personal	24900
Costos de material	3546,37
TOTAL	28446,37

Bibliografia

1. Association for Applied Psychophysiology and Biofeedback. About Biofeedback - AAPB. A: [en línia]. 2020. [Consulta: 24 juny 2020]. Disponible a: <https://www.aapb.org/i4a/pages/index.cfm?pageid=3463>.
2. SAZ, P. i ORTIZ, M. Biofeedback. A: *Farmacia Profesional* [en línia]. Elsevier, 2005, Vol. 19, núm. 11, p. 66-69. ISSN 0213-9324. [Consulta: 24 juny 2020]. Disponible a: <http://www.elsevier.es/es-revista-farmacia-profesional-3-articulo-biofeedback-13083242>.
3. Oravitan, M. i Avram, C. The effectiveness of electromyographic biofeedback as part of a meniscal repair rehabilitation programme. A: *Journal of Sports Science and Medicine* [en línia]. Dept. of Sports Medicine, Medical Faculty of Uludag University, 2013, Vol. 12, núm. 3, p. 526-532. ISSN 13032968. [Consulta: 24 juny 2020]. Disponible a: </pmc/articles/PMC3772598/?report=abstract>.
4. Ardizzone García, I. et al. Biofeedback electromiográfico. Una alternativa terapéutica útil para la relajación muscular en pacientes con disfunción craneomandibular. A: *Revista internacional de prótesis estomatológica: [official journal of the International College of Prosthodontists]*. [en línia]. Quintessence, 2009, p. 85-88. ISBN 1139-9791. [Consulta: 24 juny 2020]. Disponible a: <https://www.elsevier.es/es-revista-revista-internacional-protesis-estomatologica-315-resumen-biofeedback-electromiografico-una-alternativa-terapeutica-X1139979109539626>.
5. Crary, M.A. i Groher, M.E. Basic Concepts of Surface Electromyographic Biofeedback in the Treatment of Dysphagia: A Tutorial. A: *American Journal of Speech-Language Pathology* [en línia]. American Speech-Language-Hearing Association, 2000, Vol. 9, núm. 2, p. 116-125. ISSN 1058-0360. DOI 10.1044/1058-0360.0902.116. [Consulta: 24 juny 2020]. Disponible a: <http://pubs.asha.org/doi/10.1044/1058-0360.0902.116>.
6. Capelini, M. V. et al. Pelvic floor exercises with biofeedback for stress urinary incontinence. A: *International Braz J Urol* [en línia]. Sociedade Brasileira de Urologia, 2006, Vol. 32, núm. 4, p. 462-468. ISSN 16775538. DOI 10.1590/s1677-55382006000400015. [Consulta: 24 juny 2020]. Disponible a: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1677-55382006000400015&lng=en&nrm=iso&tlng=en.

7. Juan García, D.F.J. Utilidad de la electromiografía de superficie en rehabilitación. A: *Rhbmed* [en línia]. 2017, [Consulta: 24 juny 2020]. Disponible a: https://www.researchgate.net/publication/316588275_UTILIDAD_DE_LA_ELECTROMIOGRAFIA_DE_SUPERFICIE_EN_REHABILITACION.
8. Potter, E. *Gender and Boyle's Law of Gases* [en línia]. Bloomington: Indiana University Press, 2001. ISBN 0-253-33916-2. [Consulta: 24 juny 2020]. Disponible a: https://books.google.es/books?hl=es&lr=&id=cZfdJWN6bDkC&oi=fnd&pg=PR7&dq=boyle+law&ots=_q2id0mcvq&sig=NQNjMI8Kj4lbB98crhpaDnlj-7c#v=onepage&q=boyle+law&f=false.
9. Chattanooga. *Stabilizar Pressure Bio-Feedback: Operating Instructions* [en línia]. Vista, California: DJO, LLC, 2009. Disponible a: <https://www.manualslib.com/manual/1215120/Chattanooga-Group-Stabilizer.html#product-Stabilizer>.
10. Kang, D.Y. Deep cervical flexor training with a pressure biofeedback unit is an effective method for maintaining neck mobility and muscular endurance in college students with forward head posture. A: *Journal of Physical Therapy Science* [en línia]. Society of Physical Therapy Science (Rigaku Ryoho Kagakugakkai), 2015, Vol. 27, núm. 10, p. 3207-3210. ISSN 0915-5287. DOI 10.1589/jpts.27.3207. [Consulta: 24 juny 2020]. Disponible a: https://www.jstage.jst.go.jp/article/jpts/27/10/27_jpts-2015-484/_article.
11. Cairns, M.C., Harrison, K. i Wright, C. Pressure biofeedback: A useful tool in the quantification of abdominal muscular dysfunction? A: *Physiotherapy*. Chartered Society of Physiotherapy, 2000, Vol. 86, núm. 3, p. 127-138. ISSN 00319406. DOI 10.1016/S0031-9406(05)61155-8.
12. Cynn, H.S. et al. Effects of Lumbar Stabilization Using a Pressure Biofeedback Unit on Muscle Activity and Lateral Pelvic Tilt During Hip Abduction in Sidelying. A: *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. W.B. Saunders, 2006, Vol. 87, núm. 11, p. 1454-1458. ISSN 00039993. DOI 10.1016/j.apmr.2006.08.327.
13. Islam, R. et al. EFFICACY OF DEEP CERVICAL FLEXOR STRENGTH TRAINING VERSUS CONVENTIONAL TREATMENT IN CERVICOGENIC HEADACHE. A: *Int J Cur Res Rev*. 2013.
14. Senthil Kumar, N.S. i Rajalakshmi, D. Strengthening Transversus Abdominis in Pregnancy Related Pelvic Pain: The Pressure Biofeedback Stabilization Training. A: *Global Journal of Health Science* [en línia]. Canadian Center of Science and Education, 2012, Vol. 4, núm. 4, p. 55. ISSN 1916-9736. DOI 10.5539/gjhs.v4n4p55. [Consulta: 24 juny 2020]. Disponible a: </pmc/articles/PMC4776912/?report=abstract>.

15. Reiman, M.P., Bolgia, L.A. i Loudon, J.K. *A literature review of studies evaluating gluteus maximus and gluteus medius activation during rehabilitation exercises.* maig 2012. 2012. DOI 10.3109/09593985.2011.604981.
16. Nassef, A. Latissimus Dorsi Muscle. A: *Physiopedia* [en línia]. 2020. [Consulta: 24 juny 2020]. Disponible a: https://www.physio-pedia.com/Latissimus_Dorsi_Muscle.
17. Eldib, S. Pectoralis major. A: *Physiopedia* [en línia]. 2020. [Consulta: 24 juny 2020]. Disponible a: https://www.physio-pedia.com/Pectoralis_major.
18. EL PSOAS ILÍACO: FUNCIONES E IMPORTANCIA . A: *Fisiosport Vic* [en línia]. 2020. [Consulta: 24 juny 2020]. Disponible a: <https://www.fisiosportvic.cat/es/fisioterapia-es/el-psoas-iliaco-funciones-e-importancia/>.
19. Andrés, S. Tensor fascia lata ¿Qué es y cómo tratarla? . A: *Fisiolution* [en línia]. 2015. [Consulta: 24 juny 2020]. Disponible a: <https://fisiolution.com/noticias/tensor-fascia-lata-tratarla/>.
20. Síndrome de Fàscia Lata . A: *Equilae* [en línia]. 2020. [Consulta: 24 juny 2020]. Disponible a: <http://equilae.com/ca/patologies-de-rodilla/sindrome-de-fascia-lata/>.
21. Muscles of the Medial Thigh . A: *TeachMeAnatomy* [en línia]. 2020. [Consulta: 24 juny 2020]. Disponible a: <https://teachmeanatomy.info/lower-limb/muscles/thigh/medial-compartment/>.
22. Henderson, E. Gracilis. A: *Physiopedia* [en línia]. 2020. [Consulta: 24 juny 2020]. Disponible a: <https://www.physio-pedia.com/Gracilis>.
23. Losada, M. Fisioterapia en la lumbalgia: anatomía de los músculos multifidos lumbares. A: *Premium Madrid Global Health Care* [en línia]. 2016. [Consulta: 24 juny 2020]. Disponible a: <https://rehabilitacionpremiummadrid.com/blog/miguel-losada/fisioterapia-en-la-lumbalgia-anatomia-de-los-musculos-multifidos-lumbares/>.
24. Lynders, C. The Critical Role of Development of the Transversus Abdominis in the Prevention and Treatment of Low Back Pain. A: *HSS Journal*. Springer New York LLC, 2019, Vol. 15, núm. 3, p. 214-220. ISSN 15563324. DOI 10.1007/s11420-019-09717-8.
25. Walker, W. Longus Colli. A: *Physiopedia* [en línia]. 2020. [Consulta: 24 juny 2020]. Disponible a: https://www.physio-pedia.com/Longus_Colli.
26. Sillo, O. Longus Capitis . A: *Physiopedia* [en línia]. 2020. [Consulta: 24 juny 2020]. Disponible a: https://www.physio-pedia.com/Longus_Capitis.

27. Wong, M. i Kiel, J. *Anatomy, Abdomen and Pelvis, Sacroiliac Joint* [en línia]. StatPearls Publishing, 2020. [Consulta: 24 juny 2020]. Disponible a: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29939578>.
28. Kisner, C. i Colby, L.A. *Therapeutic Exercise Foundations and Techniques* [en línia]. 4. 2002. ISBN 080360968X. [Consulta: 24 juny 2020]. Disponible a: www.fadavis.com.
29. Vasković, J. External abdominal oblique: Anatomy, innervation,function . A: *Kenhub* [en línia]. 2020. [Consulta: 24 juny 2020]. Disponible a: <https://www.kenhub.com/en/library/anatomy/external-abdominal-oblique-muscle>.
30. Sendic, G. Internal abdominal oblique: Origin, insertion and action. A: *Kenhub* [en línia]. 2020. [Consulta: 24 juny 2020]. Disponible a: <https://www.kenhub.com/en/library/anatomy/internal-abdominal-oblique-muscle>.
31. Willard, F.H. et al. *The thoracolumbar fascia: Anatomy, function and clinical considerations* [en línia]. desembre 2012. Wiley-Blackwell,2012. DOI 10.1111/j.1469-7580.2012.01511.x. [Consulta: 24 juny 2020]. Disponible a: [/pmc/articles/PMC3512278/?report=abstract](http://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23111111/).
32. Stabilizer. A: *Chattanooga* [en línia]. 2019. [Consulta: 24 juny 2020]. Disponible a: <https://www.chattanoogarehab.com/stabilizer-9296-int>.
33. Training and Mobility Introduction. A: [en línia]. [Consulta: 24 juny 2020]. Disponible a: www.chattgroup.eu.
34. Zapata, F. Presión manométrica. A: *Lifeder* [en línia]. 2019. [Consulta: 24 juny 2020]. Disponible a: <https://www.lifeder.com/presion-manometrica/>.
35. Castro Itzel Del Rocio, S. et al. Equipo Didáctico para Medir la Presión. A: . Veracruz: 2009.
36. Giorno, P.P. i Martínez, L.G. Biomecánica de los músculos abdominales y flexores de cadera. Revisión y aportes para la interpretación de ejercicios específicos. A: . Buenos Aires: 2003.
37. Caicedo Pedrera, A. *Arduino para Principiantes* [en línia]. 2. IT Campus Academy, 2017. ISBN 978-1546479437. [Consulta: 24 juny 2020]. Disponible a: https://books.google.es/books?hl=ca&lr=&id=Fw_RDgAAQBAJ&oi=fnd&pg=PA5&dq=microcontrolador+arduino&ots=QUotZlLc71&sig=llkl5vKPrjN_0ZkQ6c4w0S6oMcM&redir_esc=y#v=onepage&q=microcontrolador+arduino&f=false.
38. Martín Casco, S. Raspberry Pi, Arduino y Beaglebone Black Comparación y Aplicaciones. A: . Asunción: 2014.

39. Pulido Grima, S. Controlador de dispositivo de ventilación mediante teléfono móvil. A: . Madrid: 2016.
40. Alberto Vega Reyes, F. TRANSMISOR DE PRESIÓN DIFERENCIAL. A: . Bucaramanga: 2009.
41. Togawa, T. et al. *Biomedical sensors and instruments*. CRC Press, 2011. ISBN 142009078X.
42. Uriarte, I. El módulo BlueTooth HC-05 | Tienda y Tutoriales Arduino. A: *Prometec* [en línea]. [Consulta: 24 juny 2020]. Disponible a: <https://www.prometec.net/bt-hc05/>.
43. Bluetooth Module HC-05 - ePro Labs Wiki. A: *eProLabs* [en línea]. 2016. [Consulta: 24 juny 2020]. Disponible a: https://wiki.eprolabs.com/index.php?title=Bluetooth_Module_HC-05.
44. Biendicho Lletí, F. Comunicación Bluetooth entre Arduino UNO y Android aplicado a un detector de mentiras. A: . Gandía: 2015.
45. Arduino - SoftwareSerial. A: *Arduino* [en línea]. 2019. [Consulta: 24 juny 2020]. Disponible a: <https://www.arduino.cc/en/Reference/SoftwareSerial>.
46. Fuse or PTC? - Electronic Products. A: *AspenCore* [en línea]. 2020. [Consulta: 25 juny 2020]. Disponible a: https://www.electronicproducts.com/Passive_Components/Circuit_Protection/Fuse_or_PTC.aspx#.
47. Llamas, L. Opciones para alimentar Arduino con baterías. A: *Luis Llamas: Ingeniería, Informática y diseño* [en línea]. 2016. [Consulta: 25 juny 2020]. Disponible a: <https://www.luisllamas.es/alimentar-arduino-baterias/>.
48. MIT App Inventor . A: *Explore MIT App Inventor* [en línea]. 2020. [Consulta: 25 juny 2020]. Disponible a: <http://appinventor.mit.edu/>.
49. About Us. A: *MIT App Inventor* [en línea]. 2020. [Consulta: 25 juny 2020]. Disponible a: <https://appinventor.mit.edu/about-us>.

Annex A: Especificacions

Comandes AT

AT+NAME: Nom del dispositiu amb el que serà identificat en els altres dispositius.

AT+PSWD: Contrasenya que s'haurà d'introduir al vincular el mòdul amb un altre dispositiu.

AT+UART: Paràmetre de comunicació on s'establirà la velocitat de comunicació i les seves unitats.

AT+ROLE: Rol que tindrà el mòdul, ja sigui esclau (0) o mestre (1). El dispositiu és mestre quan és el que s'encarrega d'enviar les dades a un altre dispositiu que serà l'esclau, el qual només rep dades i comandaments del mestre.

AT+ORGL: Restaurar el mòdul a la seva configuració amb els valors de fàbrica determinats per defecte.

AT+RESET: Sortir del mode de configuració per passar al mode d'usuari. En el mode de configuració és quan el mòdul pot rebre comandaments AT.

Annex B: Codis

Sensor de pressió

Amb aquest codi s'obtenen les mesures del sensor de pressió digital connectat al *neck stabilizer*, es filtren amb un filtre iteratiu i s'envia el resultat ja en mmHg a la aplicació.

```
#include <SoftwareSerial.h>
SoftwareSerial HC05(2,3);
const float pinentrada = A0;
int s[10], total=0;
int i=0;
float volt, pressio, mitjana=0, pressiommhg;

#define DELAY 100

void setup(void) {
  pinMode(0, INPUT);
  analogReference(DEFAULT);
  Serial.begin(9600);
  HC05.begin(38500);
  for(i=0;i<10;i++)
    s[i]=0;
}

void loop(void) {
  total = total - s[i];
  s[i] = ((analogRead(pinentrada))*10);
  total = total + s[i];
  i = i + 1;

  if(i >= 10){
    i=0;
  }
  mitjana = total / 10;
  volt = (mitjana * 0.0048875855)*0.1;
  pressio = (volt-0.533) * 0.3;
  int pressiommhg = pressio*7500.6156130264;
  Serial.println(pressiommhg);
  HC05.print(pressiommhg);

  delay(DELAY);
}
```

Mòdul Bluetooth

Aquest codi serveix per configurar el mòdul Bluetooth i poder fer servir les comandes AT.

```
#include <SoftwareSerial.h>
SoftwareSerial BTserial(0,1);

void setup()
{
  Serial.begin(9600);
  Serial.println("Llest");
  BTserial.begin(38400);
}

void loop()
{
  if (BTserial.available())
    Serial.write(BTserial.read());

  if (Serial.available())
    BTserial.write(Serial.read());
}
```