



TecnoCampus
Escola Superior
Politécnica

Centre adscrit a la



Universitat
Pompeu Fabra
Barcelona

Grau en Enginyeria Mecànica

**DISSENY I IMPLEMENTACIÓ DE DISPOSITIUS PER A LA MESURA I
QUANTIFICACIÓ DE DIFERENTS PARÀMETRES EN EL DIAGNÒSTIC DE
MALALTS DE PARKINSON**

Memòria

ANNA FAURA PUJOL
PONENT: PABLO GENOVESE

Curs acadèmic 2021/2022



TecnoCampus
Mataró-Maresme

Agraïments

En primer lloc, vull agrair al ponent del projecte, en Pablo Genovese, la tutela del treball. La seva dedicació i atenció durant tots els mesos de desenvolupament del projecte, a més de les idees i recursos necessaris que ha posat a meua disposició quan ha fet falta, han estat elements clau per a l'èxit i culminació del mateix.

En segon lloc, a tots els meus companys i professors que m'han acompanyat aquests cinc anys per totes les experiències i els coneixements adquirits.

En tercer lloc, a la Dra. Pilar Sanz Cartagena, que ha estat des del primer dia abocada al projecte. La seva gran disponibilitat i ajuda ha permès desenvolupar-lo de la millor manera possible.

Finalment, desitjo agrair a la meua família i amics el gran recolzament inclús en els moments més difícils. En especial als meus pares, pel seu suport i acompanyament en la lluita i l'assoliment dels meus objectius. Sense ells no hagués aconseguit arribar fins aquí. Per tot això i molt més, gràcies.

Resum

L'objectiu d'aquest projecte és dissenyar i implementar un prototip (contemplant tant el vessant de software com la de hardware) que sigui capaç de parametritzar diferents exercicis que realitzen els pacients de Parkinson en una visita rutinària de seguiment de la malaltia. D'una banda, exercicis que aquests fan amb les mans (obrint i tancant els dits en forma de pinça), i, d'altra banda, exercicis amb els peus (aixecant i baixant un peu, donant cops contra el terra). En concret, es mesura quantitativament l'amplitud del moviment, la seva velocitat i freqüència, en tres exercicis que es duen a terme sota la supervisió d'un neuròleg, amb la finalitat que això sigui una ajuda per al diagnòstic.

La solució final proposada en aquest projecte, que ha estat implementada amb una mostra d'usuaris sans i una altra mostra de pacients de Parkinson de l'Hospital de Mataró, posa de manifest que és possible parametritzar aquests moviments.

Resumen

El objetivo de este proyecto es diseñar e implementar un prototipo (contemplando tanto la vertiente de software como la de hardware) que sea capaz de parametrizar diferentes ejercicios que realizan los pacientes de Parkinson en una visita rutinaria de seguimiento de la enfermedad. Por un lado, ejercicios que estos hacen con las manos (abriendo y cerrando los dedos en forma de pinza), y, por otro lado, ejercicios con los pies (levantando y bajando un pie, dando golpes contra el suelo). En concreto, se mide cuantitativamente la amplitud del movimiento, su velocidad y frecuencia, en tres ejercicios que se llevan a cabo bajo la supervisión de un neurólogo, con el fin de que esto sea una ayuda para el diagnóstico.

La solución final propuesta en este proyecto, que ha sido implementada con una muestra de usuarios sanos y otra muestra de pacientes de Parkinson del Hospital de Mataró, pone de manifiesto que es posible parametrizar estos movimientos.

Abstract

The aim of this project is to design and implement a prototype (considering both the software and hardware aspects) that is able to parameterize different exercises performed by Parkinson's patients in a follow-up visit. On the one hand, exercises that they do with their hands (opening and closing their fingers), and, on the other hand, exercises with their feet (raising and lowering one foot, hitting the ground). Specifically, it seeks to quantitatively measure the range of motion, its speed and frequency, in three exercises that are performed under the supervision of a neurologist, in order for this to be an aid to diagnosis.

The final solution proposed in this project, which has been implemented with a sample of healthy users and another sample of Parkinson's patients from the Mataró Hospital, shows that it is possible to parameterize these movements.

Índex de continguts

Índex de figures	V
Índex de taules.....	XI
Glossari de termes	XIII
1. Objectius	15
1.1. Propòsit	15
1.2. Finalitat	15
1.3. Objecte	15
1.4. Abast	16
1.5. Context en les línies d'investigació del centre.....	16
2. Introducció a la malaltia del Parkinson	17
2.1. Què és el Parkinson?.....	17
2.2. Tractament del Parkinson	17
2.3. Paràmetres de diagnòsi. Efectes del Parkinson sobre els malalts	18
2.3.1. Síntomes.....	18
2.3.2. Diagnòstic.....	20
2.3.3. Seguiment de l'evolució de la malaltia	21
3. Marc conceptual.....	23
3.1. Moviment periòdic.....	23
3.2. Moviment oscil·latori	23
3.3. Moviment vibratori harmònic	24
3.4. Paràmetres descriptius del moviment oscil·latori.....	25
3.5. Moviment realitzat per un pacient de Parkinson en fer els exercicis A, B i C	26
4. Informació necessària per al desenvolupament del projecte.....	31
4.1. Recerca d'antecedents en el diagnòstic del Parkinson.....	31
4.1.1. STAT-ON.....	31
4.1.2. PKG.....	32
4.1.3. KinesiaU.....	32
4.1.4. PDMonitor.....	33
4.1.5. Perception Neuron.....	34
4.1.6. Leap Motion	34
4.1.7. Estat de l'art de sensors de reconeixement de gestos sense contacte	35

II

4.1.8. Conclusions	38
4.2. Normativa	40
4.2.1. Reglament sobre els Dispositius Mèdics	40
4.2.2. Reglament de Seguretat en les màquines	41
4.2.3. Normativa addicional	41
4.3. Patents	42
5. Objectius de detall	45
6. Especificacions tècniques	46
7. Proposta de solucions alternatives	53
7.1. Referent a l'Exercici A	53
7.2. Referent a l'Exercici B i C	55
8. Proves experimentals per a la parametrització de moviments	59
8.1. Perception Neuron	59
8.1.1. Desenvolupament de les proves	59
8.1.2. Conclusions	61
8.2. Leap Motion	62
8.2.1. Hardware	62
8.2.2. Software	63
8.2.3. Iniciació a l'entorn de treball Leap Motion	64
8.2.4. Estudi de la conveniència de Leap Motion per als Exercicis B i C	69
9. Estudi de viabilitat de les solucions proposades	71
9.1. Viabilitat tècnica	71
9.2. Viabilitat econòmica	79
9.3. Viabilitat mediambiental	79
10. Valoració de les solucions	81
10.1. Valoració de les solucions de l'exercici A	81
10.2. Valoració de les solucions dels exercicis B i C	81
10.3. Elecció de la millor solució	93
10.3.1. Exercici A	93
10.3.2. Exercicis B i C	94
10.3.3. Comentari sobre la viabilitat de les solucions escollides	95
11. Implementació de la millor solució per a l'Exercici A	97
11.1. Localització espacial del controlador	97

11.2. Mesura de l'amplitud	98
11.3. Càlcul de la velocitat.....	101
11.4. Càlcul del ritme.....	101
11.5. Presentació final dels resultats	103
12. Implementació de la millor solució per als exercicis B i C	105
12.1. Sensor d'ultrasò HC-SR04.....	105
12.1.1. Principi de funcionament.....	105
12.1.2. Especificacions tècniques.....	106
12.2. Primeres proves amb Arduino UNO.....	108
12.2.1. Connexió	108
12.2.2. Disseny del codi en Arduino	109
12.2.3. Desenvolupament experimental	111
12.2.4. Conclusions	115
12.3. Registre i tractament de dades amb Arduino UNO	116
12.3.1. Entorn de treball	116
12.3.2. Modificació del codi.....	116
12.3.3. Execució	117
12.4. Implementació amb Arduino DUE	120
12.5. Registre i tractament de dades amb Arduino DUE.....	122
12.5.1. Modificació del codi en Arduino.....	122
12.5.2. Execució.....	124
12.6. Primeres proves amb <i>Excel Data Streamer</i>	131
12.6.1. Consideracions prèvies de l'entrada de dades	131
12.6.2. Valors atípics o erronis (<i>outliers</i>).....	133
12.6.3. Càlcul de la velocitat	135
12.6.4. Càlcul de la freqüència	136
12.6.5. Obtenció de gràfiques i presentació de resultats	137
12.6.6. Conclusions i adaptació per a l'Exercici C	140
13. Prototip per als exercicis B i C	143
13.1. Primer prototip	143
13.1.1. Descripció.....	143
13.1.2. Calibració	144
13.1.3. Problemes	145

13.2. Prototip final	146
13.2.1. Descripció	146
13.2.2. Model.....	147
13.2.3. Bill Of Materials (BOM)	148
13.2.4. Fabricació.....	149
13.2.5. Calibració.....	151
13.2.6. Modificacions sobre el software.....	152
14. Posada en marxa. Proves amb usuaris	155
14.1. Proves amb usuaris sans – I	155
14.1.1. Enregistrament dels exercicis.....	155
14.1.2. Problemes identificats	156
14.2. Proves amb una mostra de pacients de Parkinson – I.....	160
14.2.1. Fase d’observació	161
14.2.2. Enregistrament dels exercicis.....	162
14.2.3. Conclusions i possibles millores.....	168
14.3. Modificacions del prototip després de les primeres proves	169
14.3.1. Separació de les dades de la mà dreta i esquerra.....	169
14.3.2. Comptador de <i>strokes</i>	170
14.3.3. Posada a prova.....	171
14.4. Proves amb usuaris sans – II.....	173
14.5. Proves amb una mostra de pacients de Parkinson – II.....	176
14.5.1. Proves amb pacients	176
14.5.2. Consideracions i anàlisi posterior.....	180
14.5.3. Aclariment sobre els llindars.....	182
14.5.4. Conclusions i comentaris posteriors.....	183
15. Perspectiva de gènere.....	185
16. Planificació	187
16.1. Planificació de l’avantprojecte.....	187
16.2. Planificació inicial del projecte de detall	188
16.3. Planificació final del projecte de detall.....	190
16.4. Desviacions respecte la planificació	193
17. Conclusions.....	195
18. Accions de millora i ampliació a futur	197
19. Bibliografia	199

Índex de figures

Figura 1. Model cos – molla horitzontal.....	24
Figura 2: Moviment oscil·latori.....	25
Figura 3. Exercici A.....	27
Figura 4. Moviment polsant	27
Figura 5. Moviment oscil·latori.....	28
Figura 6. Exercici B.....	29
Figura 7: Dispositiu STAT-ON	31
Figura 8 : PKG.....	32
Figura 9. KinesiaU.....	33
Figura 10: PDMonitor	33
Figura 11. Perception Neuron Motion Capture System	34
Figura 12. Controlador Leap Motion.....	35
Figura 13. Tecnologia de reconeixement de gestos amb sensors de temps de vol.....	35
Figura 14. Aplicacions dels sensors de reconeixement de gestos	36
Figura 15. Exemple de reconeixement de gestos	37
Figura 16. Especificacions del sensor VL53L5CX	38
Figura 17. Detecció de moviment a partir d'imatges o fotogrames consecutius.....	42
Figura 18. Exercici A.....	53
Figura 19. Guant de Perception Neuron	54
Figura 20. Exercici B (esquerra) i C (dreta)	55
Figura 21. AccDataRec a un dispositiu mòbil.....	58
Figura 22. Exercici A, gravat amb el guant de Perception Neuron	60
Figura 23. Desplaçaments dels dits índex i cor de la mà dreta a la gravació 1	60
Figura 24. Desplaçament del dit índex de mà dreta del guant a la gravació 2	61
Figura 25. Leap Motion	62
Figura 26. Estructura interna del controlador Leap Motion	63
Figura 27. Zones de hand-tracking del controlador Leap Motion.....	63
Figura 28. Dades capturades per Leap Motion.....	64
Figura 29. VRVisualizer.....	65
Figura 30. Interfície del programa LeapMotionAppSpeedUp a un enregistrament.....	65
Figura 31. Ossos de la mà.....	67
Figura 32. Experiment A	67

Figura 33. Experiment B	68
Figura 34. Experiment C	68
Figura 35. Eixos cartesianes a Leap Motion. Vista en planta	69
Figura 36. Pincers de mà per a fer força	72
Figura 37. Sensors làser Figura 38. Telèmetre làser	72
Figura 39. Sensor d'ultrasò.....	73
Figura 40. Càmera Qualisys	73
Figura 41. Tractament de les dades de l'aplicació AccDataRec amb Matlab	75
Figura 42. Pas 1: Nom de l'enregistrament	76
Figura 43. Pas 2: Freqüència d'adquisició	76
Figura 44. Pas 3: Enregistrament de dades.....	76
Figura 45. Pas 4: Finalització de l'enregistrament	76
Figura 46. Encapçalament del fitxer obtingut amb AccDataRec	77
Figura 47. Encapçalament del fitxer modificat de l'aplicació AccDataRec.....	77
Figura 48. Dades de l'enregistrament de l'Exercici B llegides amb el Matlab	78
Figura 49. Dades de l'enregistrament de l'Exercici C llegides amb el Matlab	78
Figura 50. Exercici B (esquerra) i C (dreta)	81
Figura 51. Croquis de la solució BC-1 / BC-2	85
Figura 52. Advertència del programa Axis Neuron	88
Figura 53. Càmera infraroja Vicon 460 i marcadors passius	89
Figura 54. Disposició espacial del controlador Leap Motion.....	97
Figura 55. Volum d'interacció Leap Motion.....	98
Figura 56. Dades enregistrades obtingudes amb Leap Motion	99
Figura 57. Evolució temporal de l'amplitud coordenades x "Start".....	99
Figura 58. Evolució temporal de l'amplitud coordenades x "End".....	99
Figura 59. Evolució temporal de l'amplitud coordenades x mitjana.....	100
Figura 60. Càlcul de la freqüència o ritme de l'Exercici A	103
Figura 61. Interfície final d'usuari per a la presentació de resultats de l'Exercici A ...	104
Figura 62. Principi de funcionament del sensor d'ultrasò	106
Figura 63. Sensor HC-SR04	106
Figura 64. Diagrama de temps d'operació del sensor HC-SR04.....	107
Figura 65. Esquema del connexionat entre el sensor HC-SR04 i l'Arduino UNO	108
Figura 66. Muntatge real entre el sensor HC-SR04 i l'Arduino UNO	108
Figura 67. Codi en Arduino per al registre de distàncies	109

Figura 68: Experiment a una distància de 5 cm.....	112
Figura 69: Experiment a una distància de 20 cm.....	112
Figura 70: Experiment a una distància de 50 cm.....	113
Figura 71: Experiment a una distància major a 150 cm	114
Figura 72: Experiment a una distància de 2 cm.....	114
Figura 73: Experiment a una distància d'1 cm	115
Figura 74. Codi modificat per al registre de les dades amb PLX-DAQ.....	117
Figura 75. Paràmetres de configuració del PLX-DAQ.....	118
Figura 76. Registre de dades de l'Arduino UNO amb PLX-DAQ.....	118
Figura 77. Evolució de la distància respecte el temps.....	119
Figura 78. Muntatge amb targeta PCI	119
Figura 79. Connexionat de la placa Arduino DUE amb el sensor d'ultrasò	121
Figura 80. Connexió dels cables Dupont a la placa Arduino DUE	122
Figura 81. Inicialització de ports i variables.....	122
Figura 82. Rutina d'interrupció	123
Figura 83. Rutina d'inicialització del programa.....	123
Figura 84. Bucle del programa	123
Figura 85. Codi complet per a Arduino DUE, amb interrupcions.....	124
Figura 86. Sortida a la consola de l'Arduino.....	125
Figura 87. Codi per a la impressió de les dades pel "Serial plotter"	125
Figura 88. Resultat obtingut al "Serial Plotter"	126
Figura 89. Incompatibilitat de la coexistència del Monitor Serie i el Serial Plotter	127
Figura 90. Error amb Arduino DUE i PLX-DAQ	127
Figura 91. Configuració de Excel Data Streamer.....	128
Figura 92. Dades d'entrada a Excel Data Streamer.....	129
Figura 93. Entrada de dades satisfactòria a Excel Data Streamer	130
Figura 94. Paquet de suport de Matlab per a Hardware Arduino	131
Figura 95. Files buides en l'entrada de dades.....	132
Figura 96. Passos a seguir en la connexió del Data Streamer	132
Figura 97. Valors atípics.....	133
Figura 98. Eliminació dels valors atípics.....	134
Figura 99. Velocitat	135
Figura 100. Recompte del número de pujades	136
Figura 101. Presentació dels resultats per al metge.....	137

VIII

Figura 102. Seccions de Presentació dels resultats per al metge.....	138
Figura 103. Secció III.....	139
Figura 104. Inserció d'un valor atípic als 10 primers valors registrats	140
Figura 105. Secció III – avís d'error.....	140
Figura 106. Primer prototip – exterior.....	143
Figura 107. Primer prototip – interior	143
Figura 108. Prototip fixat al peu de l'usuari mentre realitza l'Exercici C.....	144
Figura 109. Distància d'offset del primer prototip	144
Figura 110. Correcció de la distància, tenint en compte l'offset del prototip	145
Figura 111. Esquema del prototip final	146
Figura 112. Prototip final. Caixa tancada.....	147
Figura 113. Prototip final. Caixa oberta seguint el moviment de l'exercici B.....	147
Figura 114. Prototip final. Vista de l'interior de la caixa	148
Figura 115. Vista de la caixa base del prototip fabricada	149
Figura 116. Fixació de la caixa sobre la plataforma.....	149
Figura 117. Frontisses del prototip. Vista lateral amb tapa semi oberta	150
Figura 118. Orifici de sortida del cable de l'Arduino.....	150
Figura 119. Interior del prototip final. Components electrònics connectats.	151
Figura 120. Prototip a punt per a l'Exercici B.....	151
Figura 121. Prototip a punt per a l'Exercici C.....	151
Figura 122. Distància d'offset del prototip final	152
Figura 123. Altra informació de la interfície d'usuari.....	152
Figura 124. Enregistrament de l'Exercici A amb l'Usuari 3	155
Figura 125. Enregistrament de l'Exercici A amb l'Usuari 2 – Leap Motion	155
Figura 126. Realització de l'Exercici B amb l'Usuari 3.....	156
Figura 127. Realització de l'Exercici C amb l'Usuari 3.....	156
Figura 128. Problema 2	158
Figura 129. Solució al problema 2.....	158
Figura 130. Problema 3 (gràfic de l'amplitud).....	159
Figura 131. Usuari 4 durant l'enregistrament de l'Exercici A	159
Figura 132. Usuari 4 durant el segon enregistrament de l'Exercici A	160
Figura 133. Resultats de l'amplitud de l'exercici A en l'usuari 4.....	160
Figura 134: Gràfics de l'amplitud – pacient 1	162
Figura 135: Gràfics de la velocitat – pacient 1	163

Figura 136: Gràfics del ritme – pacient 1	163
Figura 137. Exercici C – Pacient 2	167
Figura 138. Exercici A – Pacient 3	168
Figura 139. Nova interfície d'usuari.....	170
Figura 140. Comprovació de l'Exercici A – Pacient 2.....	171
Figura 141. Comprovació de l'Exercici A – Pacient 3.....	172
Figura 142. Usuari 10 – Exercici A – I	173
Figura 143. Usuari 10 – Exercici A – II	173
Figura 144. Resultats de l'Exercici A amb l'Usuari BS.....	174
Figura 145. Resultats de l'Exercici A amb l'Usuari BS eliminant l'outlier.....	174
Figura 146. Resultats del ritme de l'Exercici A amb l'usuari BS	175
Figura 147. Resultats de l'Exercici C amb l'Usuari BS	176
Figura 148. Resultats de l'Exercici A – Pacient C	179
Figura 149: Resultats inicials – pacient A	180
Figura 150: Resultats finals – pacient A.....	180
Figura 151: Resultats inicials – pacient B	181
Figura 152: Resultats finals – pacient B	181
Figura 153. Llindar de detecció de cicles	182
Figura 154. Llindar de detecció de strokes.....	183
Figura 155. Diagrama de Gantt final del projecte	192

Índex de taules

Taula 1. Exercicis A, B i C que realitzen els pacients de Parkinson	22
Taula 2. Amplitud, velocitat i freqüència a cada exercici	30
Taula 3. Mesures per al rang de freqüència.....	51
Taula 4. Comparativa de sensors de distància.....	56
Taula 5. Sortida obtinguda del programa LeapMotionAppSpeedUp	66
Taula 6. Moviment registrat a cada experiment	68
Taula 7. Sensor làser per a la solució BC-1.....	83
Taula 8. Sensor làser per a la solució BC-2.....	83
Taula 9. Comparativa de sensors de distància - Font: https://www.seeedstudio.com/...	84
Taula 10. Càmera per a la solució BC-3.....	86
Taula 11. Taula de valoració de la solució BC-1	91
Taula 12. Taula de valoració de la solució BC-2	92
Taula 13. Taula de valoració de la solució BC-5	93
Taula 14. Valors màxims i mitjana de l'amplitud calculada amb tres valors de x.....	100
Taula 15. Timestamp de cada frame.....	101
Taula 16. Especificacions tècniques del sensor HC-SR04.....	106
Taula 17. Codi en Arduino comentat	110
Taula 18. BOM.....	148
Taula 19. Resultats Pacient 1 – Exercici C.....	165
Taula 20. Exercici A – Pacient 2	166
Taula 21. Ritme de l'Exercici A – Pacient B	178
Taula 22. Dedicació a l'avantprojecte	188
Taula 23. Planificació de la feina pendent de fer post-avantprojecte.....	189
Taula 24. Dedicació a la memòria intermèdia.....	190
Taula 25. Dedicació a la memòria final.....	191

Glossari de termes

AENOR	Associació Espanyola de Normalització i Certificació
BOM	<i>Bill Of Materials</i>
CPU	Unitat Central de Processament
FFT	Transformada Ràpida de Fourier
IMU	Unitat de Mesura Inercial
MDR	<i>Medical Device Regulation</i> (Reglament europeu de productes sanitaris)
PD	<i>Parkinson Disease</i>
PKG	<i>Parkinson's KinetiGraph</i>
PLX-DAQ	<i>Paralaje Data Acquisition</i> (macro d'Excel)
REM	Prové de <i>Rapid Eye Movement</i> . Fa referència a la fase del son durant la qual el cervell està molt actiu.
SPECT	<i>Single Photon Emission Computed Tomography</i>
UPDRS	<i>Unified Parkinson's Disease Rating Scale</i>

1. Objectius

1.1. Propòsit

Disseny i fabricació i/o estudi dels components necessaris per tal de contribuir al diagnòstic de malalts de Parkinson, tot parametrizant l'amplitud, la velocitat i la freqüència de diferents exercicis que duen a terme els pacients.

1.2. Finalitat

Aconseguir construir un dispositiu mecànic, i/o implementar un sistema existent, en la mesura quantitativa dels paràmetres que defineixen l'estat i l'evolució de la malaltia de Parkinson en pacients de qualsevol edat i condició. Aquests dispositius constituïran una ajuda en el diagnòstic d'aquests malalts per part del metge.

1.3. Objecte

Disseny i/o estudi dels components necessaris per tal de contribuir al diagnòstic de malalts de Parkinson. Amb aquests dispositius es busca mesurar quantitativament l'amplitud del moviment, la seva velocitat i freqüència en diferents exercicis que es duen a terme per part del pacient i sota la supervisió de la neuròloga, en una visita rutinària i de seguiment de l'evolució de la malaltia a l'hospital.

En concret, es treballarà amb tres exercicis diferents. En funció de les característiques de cada tipus d'exercici s'estudiarà la viabilitat d'implementar tecnologies innovadores existents al mercat tecnològic actual, o bé es dissenyarà un dispositiu mecànic que mesuri els paràmetres que s'ha exposat.

Tanmateix, cal comentar que en aquells casos en els quals el pacient faci contacte amb l'aparell o el mitjà de mesura, s'haurà de verificar que això no crea una resistència al moviment que pugui induir a una dada errònia.

Amb tot, es vol dotar als metges amb l'eina que els permeti establir una escala de gravetat de la malaltia i els ajudi en el seu diagnòstic.

1.4. Abast

Per tal de donar resposta als objectius del projecte esmentats, s'aprofundirà i es treballarà els aspectes següents:

- Anàlisi de les diferents tecnologies existents al mercat que puguin donar resposta a les necessitats de quantificació dels exercicis que realitzen els pacients. Concretament, s'experimentarà amb *Axis Neuron* i *Leap Motion*, amb la finalitat de determinar-ne la seva viabilitat d'implementació.
- Disseny del/s dispositiu/s mecànic/s necessaris per a la monitorització i parametrització de la resta d'exercicis que no sigui possible quantificar aprofitant els avantatges d'alguna tecnologia ja existent.
- Anàlisi de la normativa referent als dispositius mèdics i redisseny del/s dispositiu/s, si s'escau, per tal d'assegurar que el producte dissenyat contempla tots els aspectes que el permeten interactuar amb els pacients en un entorn sanitari, de manera segura.
- Prototipatge del/s dispositiu/s mecànic/s dissenyats.
- Validació i assaig dels mateixos
- Posada en marxa del/s dispositiu/s dissenyats. Amb pacients de Parkinson de l'Hospital de Mataró, es prendran diferents mostres d'amplitud, velocitat i freqüència a l'hora de fer els exercicis. Amb tot, es mesurarà l'eficàcia del treball realitzat i es veurà si cal fer alguna modificació al prototip.

1.5. Context en les línies d'investigació del centre

La línia de recerca d'aquest projecte s'emmarca dins del grup d'investigació de Tractament del Senyal i Dades, de l'Escola Superior Universitària Politècnica del Tecnocampus (ESUPT), reconegut com a consolidat per l'AGAUR (Agència de Gestió d'Ajudes Universitàries i d'Investigació).

2. Introducció a la malaltia del Parkinson

Abans de poder posar fil a l'agulla al projecte s'ha vist la necessitat de conèixer les característiques més rellevants de la malaltia de Parkinson. Tanmateix, cal saber quins són els seus símptomes principals i de quina manera es duu a terme el diagnòstic i el tractament del pacient avui en dia, perquè amb aquest projecte es pretén precisament parametritzar aquests símptomes tot facilitant el diagnòstic per part del metge.

2.1. Què és el Parkinson?

La malaltia de Parkinson és un trastorn neurodegeneratiu que afecta el funcionament no només motor, sinó també no motor d'una persona. Segons dades de la *Sociedad Española de Neurología*, actualment és el segon trastorn neurodegeneratiu més comú, després de l'Alzheimer, amb més de 7 milions de persones que la pateixen a tot el món [1]. Només als Estats Units, gairebé 1 milió de ciutadans pateixen aquesta malaltia, que és més que el nombre total de persones diagnosticades amb esclerosi múltiple, distròfia muscular i esclerosi lateral amiotròfia (malaltia de Lou Gehrig) [2]. No només això, sinó que el nombre de malalts de Parkinson, només a Estats Units, es preveu que incrementarà fins els 1,2 milions al 2030. [3]

Aquesta malaltia és la conseqüència de la pèrdua de dopamina en una part del cervell. Si bé és veritat que en la majoria dels casos els primers símptomes del Parkinson apareixen entre els 55 i els 60 anys, entre el 5 i el 10% de totes les persones diagnosticades no arriben als 40 anys. [4]

2.2. Tractament del Parkinson

A dia d'avui, el Parkinson és una malaltia incurable. No obstant això, es tracta amb medicacions que ajudaran al pacient a controlar els símptomes, i en casos més avançats pot requerir una cirurgia.

El tractament actual del Parkinson amb medicació busca equilibrar la falta d'uns certs neurotransmissors com la dopamina [5]. Els primers anys de control clínic amb levodopa, que és el precursor de la dopamina, apareixen fluctuacions en un 50% dels afectats. Això

vol dir que els símptomes motors del Parkinson avançat fluctuen diverses vegades durant el dia, en relació a les preses de levodopa. És el que es coneix com a períodes ON i OFF, i són resultat de la disponibilitat o no de dopamina a nivell cerebral. L'estat ON sol aparèixer poc després de la ingesta de medicació i és quan la persona se sent bé, amb una funcionalitat pràctica i correcta dels moviments. Per contra, l'estat OFF és quan els símptomes motors solen manifestar-se, limitant severament la mobilitat i la independència en moltes de les persones que pateixen la malaltia. El tractament avançat del Parkinson es centra, precisament, en controlar aquestes fluctuacions.

2.3. Paràmetres de diagnosi. Efectes del Parkinson sobre els malalts

2.3.1. Símtomes

La malaltia de Parkinson comença amb el que es coneix com a símptomes premotors, és a dir, símptomes de la malaltia que, com el seu nom indica, comencen abans que les persones afectades tinguin símptomes motors, que s'explicaran més endavant. Com a símptomes premotors trobem:

1. *Restrenyiment*
2. *Trastorn de la conducta de la son REM*, que consisteix a cridar per les nits espantat durant la fase de son REM. Durant aquesta fase del son el cervell està molt actiu, però l'estat de la persona és sempre d'acinèsia¹ absoluta.
3. *Depressió*
4. *Anòsmia*, que és la pèrdua de la capacitat de percebre les olors i, en conseqüència, també d'alguns sabors (aquells que estiguin relacionats directament amb olors). És a dir, no es perd el gust en el sentit d'àcid, amarg, dolç o salat sinó que es refereix, per exemple, al que podria ser el "gust de paella". Això es perd perquè està al nas, no a la boca. Per tant, aquest quart símptoma premotor cal remarcar que es tracta primordialment d'aquesta pèrdua d'olor.

Posteriorment als símptomes premotors, arriba un moment de la vida del pacient en el qual es desenvolupen els símptomes propis de la malaltia.

¹ L'acinèsia és manca o reducció de la funció motora.

Per a poder diagnosticar a un pacient de Parkinson, aquest ha de tenir bradicinèsia, que consisteix en la dificultat per a començar o mantenir un moviment. Aquest és l'únic criteri imprescindible per a diagnosticar una malaltia de Parkinson o parkinsonisme.

Tanmateix, a més de la bradicinèsia els malalts han de tenir un símptoma d'entre els següents:

- a. *Tremolor de repòs*, que apareix quan l'extremitat està absolutament en repòs. En condicions normals, en una visita a la neuròloga, aquest símptoma s'estudia fent que el pacient posi la mà sobre la falda.

Altres tipus de tremolors no són diagnòstics de malaltia de Parkinson. Una persona que pateixi aquesta malaltia pot tenir tremolor postural, però no seria criteri per al diagnòstic d'allò que s'està tractant.

- b. *Rigidesa*; augment del to. Es parla d'augment del to quant a rigidesa muscular, que pot aparèixer a qualsevol part del cos. Els músculs rígids poden ser dolorosos i limitar l'amplitud de moviment, a la vegada que alteren la postura i l'equilibri de l'usuari.

En neurologia, hi ha dos tipus d'augment del to. L'augment de to a la malaltia de Parkinson cal diferenciar-la de l'espasticitat, que s'observa quan es fa una extensió ràpida de l'extremitat i, en conseqüència, augmenta el to de la mateixa. Quan es parla de l'augment de to al Parkinson es parla de rigidesa, i es podria comparar a la rigidesa que experimenta un tub de plom en ser flexionat. En aquest cas, quan s'estira l'extremitat, aquesta fa la mateixa resistència tota l'estona, independentment de la velocitat (és a dir, de si s'estira de manera ràpida o lenta).

- c. *Alteració de reflexes de redreçament*. Aquest últim símptoma no ha d'estar present al començament de la malaltia. Una persona, per poder estar dreta, requereix d'uns reflexes que li ho permeten, fent que, si es desplaça una mica el tronc, es recuperi de seguida el centre de gravetat i, d'aquesta manera, la persona no caigui. En el cas dels pacients amb Parkinson existeix una alteració que fa que sovint, si es dona una empenta als malalts, aquests no puguin corregir la postura sense la necessitat de moure els peus.

És important remarcar que la bradicinèsia és indispensable per al diagnòstic de Parkinson, i a partir d'aquí pot donar-se combinada amb un o més dels altres símptomes esmentats.

2.3.2. Diagnòstic

L'actualitat en el diagnòstic de la malaltia de Parkinson

Aquesta malaltia, encara ara, es diagnostica amb criteris purament clínics, és a dir, pel que el metge veu. No existeix avui en dia un test de diagnosi específic. Sí que es realitzen algunes exploracions complementàries, però amb la finalitat de confirmar el que diu el metge, tenint en compte no només els símptomes observats en la persona sinó també el seu històric mèdic [6] [7]. En altres paraules, les exploracions serveixen per a donar-li la raó al metge, quan aquest sospita que un pacient pateix la malaltia.

Les proves més típiques en aquests termes són ressonàncies o DaTscan. Aquesta última, que és un SPECT cerebral, permet obtenir imatges sobre el funcionament de diferents regions cerebrals. No obstant això, no és gaire habitual. A més de l'elevat cost d'aquesta prova, la *Movement Disorders Society* inclús considera que si el pacient està clar clínicament, no cal fer-li un DaTscan atès que està més encaminat a diagnòstics diferencials. [8]

L'exactitud del diagnòstic

Ja des del 1992, un article publicat al *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry* posava en entredit l'exactitud del diagnòstic clínic del Parkinson [9]. L'estudi, dut a terme per la *UK Parkinson's Disease Society Brain Bank Research Center*, revisà diferents casos de pacients diagnosticats de Parkinson per un expert. S'observà que el 80% d'aquests pacients que havien estat diagnosticats realment patien la malaltia, mentre que el 20% havien estat diagnosticats erròniament.

A partir d'aquí, la organització esmentada afinà els criteris clínics, que eren utilitzats mundialment. Uns anys després, el 2001, es va reproduir aquest estudi. Es van estudiar diferents casos, en els quals la valoració de la malaltia era sempre duta a terme per experts. Els resultats demostraren [10] que l'error en el diagnòstic era molt menor, decremantant els casos de diagnòstic erroni fins el 10%.

Tot i que l'error segueix sent significatiu, és quelcom que els metges tenen en compte a la hora de diagnosticar. Tal i com explica la neuròloga de l'Hospital de Mataró, Pilar Sanz Cartagena, “quan un metge expert en la matèria és conscient que es pot equivocar, això afecta la valoració que duu a terme en els pacients” [8]. Tanmateix, actualment els

investigadors estan explorant diferents maneres de diagnosticar i monitoritzar de manera més precisa el Parkinson.

Nogensmenys, aquest fet no deixa de ser una mostra que els criteris clínics, tot i que són bons, no són perfectes. De fet, segons afirma la Dra. Sanz [9], durant els primers 5 anys de la malaltia es pot confondre els símptomes del Parkinson amb els d'una atròfia multisistèmica, que és una malaltia similar.

2.3.3. Seguiment de l'evolució de la malaltia

Escales per a definir la gravetat de la malaltia

Una vegada diagnosticada la malaltia, en les diverses visites de seguiment de l'estat i evolució de la malaltia de Parkinson, que es fan cada sis mesos, el metge avalua els pacients amb la UPDRS (*Unified Parkinson's Disease Rating Scale*) [11].

La UPDRS és una escala unificada de Parkinson, feta per consens, que avalua si una persona té tremolor, lentitud de moviments i si això afecta part dreta o esquerra, entre moltes altres coses. Actualment n'hi ha dues, que corresponen a dues versions de la mateixa escala, elaborades per la *Movement Disorder Society*.

Té quatre parts, la més important de les quals és la tercera, corresponent a l'avaluació de la part motora del pacient. Aquesta part s'avalua sempre, a totes les visites mèdiques, atès que té en compte els símptomes més significatius del Parkinson. La resta de parts quedarà a decisió del metge, en funció del pacient, de les seves característiques i necessitats.

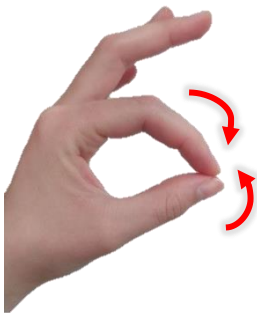


La UPDRS dona un número referit a com està de bé o de malament el pacient; a la severitat de la malaltia. Existeix, també, una classificació anomenada Escala de Hoehn y Yahr [12], relacionada amb la progressió del Parkinson: el deteriorament motor i el nivell d'afectació de la malaltia (uni o bilateral, lleu o moderada...). Per últim, una eina menys utilitzada és l'escala Schwab & England [13], que defineix el percentatge d'activitats de la vida diària que pot fer el pacient.

Exercicis de seguiment

A les diferents visites rutinàries de seguiment, el neuròleg avalua el rendiment del pacient mentre li fa fer una sèrie d'exercicis senzills. En aquests exercicis, el metge es fixarà en com de ràpid és el moviment, com és la freqüència amb la qual es fa, si es va alentint o si

s'arriba a parar i, per últim, com de ràpid s'atenua l'amplitud del mateix. Cal remarcar, però, que fins ara aquestes consideracions són purament qualitatives, la qual cosa aporta un component de subjectivitat important a la valoració del pacient. És aquí on es veu clarament l'objectiu del projecte: arribar a parametritzar quantitativament aquests 3 exercicis. A continuació es descriuen els exercicis i s'acompanyen d'una explicació visual a la *Taula 1*.

- A. Obrir i tancar els dos dits (índex i polze) de les mans en forma de pinça.
- B. El pacient, dret o assegut a una cadira, va pegant cops de taló a terra, aixecant i baixant verticalment la cama.
- C. Amb el peu pla a terra (amb la sabata) el pacient aixeca i torna a posar el peu sobre el terra sense desenganxar el taló del terra en cap moment.

Exercici A	Exercici B	Exercici C
		

Taula 1. Exercicis A, B i C que realitzen els pacients de Parkinson

Font: A elaboració pròpia, B i C *exerciciterapeutic.cat*

3. Marc conceptual

A l'apartat anterior s'han introduït alguns conceptes que es voldran mesurar, com el d'amplitud, velocitat o freqüència. A continuació s'aprofundirà en aquests termes, alhora que es fa una breu introducció als diferents tipus de moviment que defineixen.

3.1. Moviment periòdic

Un moviment periòdic és aquell que es repeteix cada cert temps. En altres paraules, això implica que ens trobem amb el mateix estat del moviment en una mateixa posició. I això passa a intervals regulars de temps. Dit això, el temps necessari per a què l'estat del sistema es repeteixi s'anomena període.

L'expressió matemàtica amb la qual es pot descriure aquest moviment es mostra a (3.1).

$$S(t) = S(t+T) \quad T > 0, \forall t \quad (3.1)$$

Exemples d'aquest moviment podrien ser el d'un cos seguint una òrbita el·líptica (com la Lluna girant al voltant de la Terra), o senzillament un moviment circular uniforme com el d'un ventilador.

3.2. Moviment oscil·latori

Els moviments oscil·latoris són moviments periòdics que tenen punts de retorn, on la velocitat és nul·la, i punts d'equilibri, on l'acceleració és nul·la. Com a exemple podríem parlar d'un pèndol.

No obstant això, hi ha alguns moviments de vaivé que poden ser periòdics amb punts de retorn, però sense un punt d'equilibri. És a dir, moviments que van des de zero fins una alçada (que anomenarem amplitud) determinada. De manera il·lustrativa, això es donaria en cas que es fes botar una pilota elàsticament contra el terra. Tot i que se'n parlarà més endavant, es pot veure l'analogia d'aquest exemple amb el moviment que els pacients de Parkinson fan mentre realitzen els exercicis B i C.

3.3. Moviment vibratori harmònic

Un moviment vibratori harmònic simple és un moviment oscil·latori que compleix una determinada equació del moviment. En aquest cas el que es repeteix és la fase del moviment.

Normalment, per vibratori entendrem un moviment on existeix una força recuperadora (com pot aparèixer en el cas d'una molla). Per harmònic entendrem un moviment que descriu una ona sinusoidal. En un moviment harmònic, el període i la freqüència són independents de l'amplitud.

El moviment que estem explicant apareixeria quan el cos de la Figura 1 es deixés anar des d'una posició desplaçada x , de manera que la molla vol atraure el cos altra vegada cap a la posició d'equilibri. Sempre que la superfície de recolzament sigui llisa (sense fricció), el cos oscil·larà d'un costat a l'altre d'aquesta posició d'equilibri. [14]

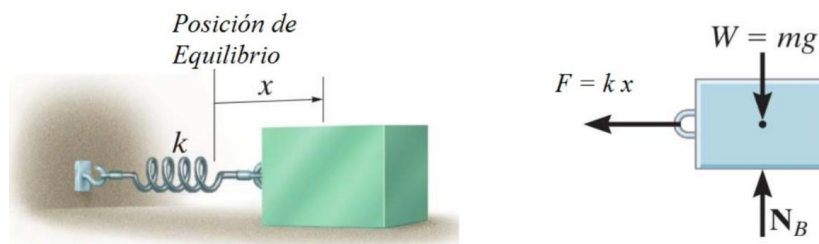


Figura 1. Model cos – molla horitzontal

Font: McGraw Hill

Dit això, i partint del model de la Figura 1, es pot veure l'efecte de la Força recuperadora de la molla ($F = k \cdot x$), que sempre està dirigida cap a la posició d'equilibri.

L'equació que descriu aquest moviment es mostra a (3.2). La solució d'aquesta equació diferencial és (3.3), on A i B representen dues constants d'integració, que es determinen a partir de les condicions inicials del sistema.

$$\ddot{x} + \omega_n^2 \cdot x = 0 \quad (3.2)$$

$$x = A \cdot \sin(\omega_n t) + B \cdot \cos(\omega_n t) \quad (3.3)$$

A partir de (3.3), la velocitat i acceleració del cos es determinen derivant respecte al temps, de manera que s'obté (3.4) i (3.5), respectivament.

$$v = \dot{x} = A \cdot \omega_n \cdot \cos(\omega_n t) - B \cdot \omega_n \cdot \sin(\omega_n t) \quad (3.4)$$

$$a = \ddot{x} = -A \cdot \omega_n^2 \cdot \sin(\omega_n t) - B \cdot \omega_n^2 \cdot \cos(\omega_n t) \quad (3.5)$$

Es pot comprovar que si se substitueix (3.3) i (3.5) a (3.2), se satisfà l'equació diferencial. Això verifica (3.3) com a solució de (3.2).

3.4. Paràmetres descriptius del moviment oscil·latori

Alguns dels paràmetres bàsics que defineixen un moviment oscil·latori són l'amplitud i el període, tal com es mostra a la Figura 2.

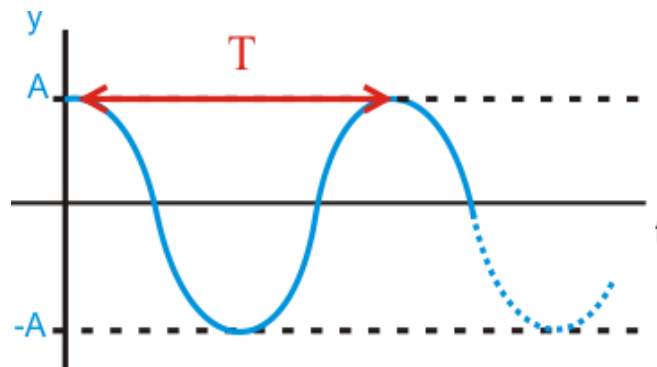


Figura 2: Moviment oscil·latori
Font: Universidad Politécnica de Madrid

- L'amplitud, A , és la distància des de la posició d'equilibri ($x = 0$) fins la posició màxima del moviment.
- El període, T , és el temps que es triga en fer una oscil·lació completa, és a dir, un moviment de vaivé complet. Es mesura en segons (s).
- La freqüència, f , es defineix com el nombre d'oscil·lacions en una unitat de temps, i es calcula com la inversa del període. Es defineix en Hz o s^{-1} .
- A les equacions del moviment s'observava una magnitud, ω , que s'anomena pulsació o freqüència angular. Aquesta està relacionada amb el període segons (3.6).

$$\omega = \frac{2\pi}{T} \quad (3.6)$$

Per a clarificar el moviment polsant, el podríem trobar exemplificat en el concepte de la corrent alterna.

3.5. Moviment realitzat per un pacient de Parkinson en fer els exercicis A, B i C

Una vegada descrits diferents tipus de moviments als quals es podrien assemblar els dels exercicis que realitzen els pacients de Parkinson, s'ha arribat a la conclusió que:

- Els tres exercicis descriuen un moviment que podria ser categoritzat com a periòdic, perquè es repeteix en el temps.
- Podem parlar d'un moviment oscil·latori o polsant, que va des de zero fins a una amplitud determinada.
- En els tres casos, els moviments no serien harmònics, perquè no es descriuen un moviment sinusoidal com el que s'ha explicat a l'apartat 3.3 amb l'exemple del model de la molla.
- No es tracta d'un moviment vibratori perquè no existeix una força recuperadora.

Es pot dir que el moviment del pacient en els exercicis B i C consisteix en suposar que la cama (Exercici B) i el peu (Exercici C) descriuen un moviment oscil·latori.

Pel que fa als exercicis A, B i C, que són l'objecte d'estudi d'aquest projecte, no sabem fins a quin punt variarà el moviment, en amplitud i freqüència. Podria donar-se el cas que el metge estigués atent a que el pacient no baixés l'amplitud durant la realització dels exercicis, per exemple, en cas que es demostrés que aquest fet és quelcom important per a la obtenció de bons resultats. Ni es coneix, encara, quant de temps s'estima per a la mesura de cadascun dels assajos. Aquests paràmetres seran decisius a l'hora d'avançar correctament en el desenvolupament del projecte, i es preveu que sigui el tema central de la propera entrevista amb la Dra. Pilar Sanz.

Tal com afirmà la Dra. Pilar Sanz a la primera entrevista del 23 de setembre de 2021 [15], es busca que el/s dispositiu/s dissenyat/s en aquest projecte donin una mesura acurada de l'amplitud, velocitat i "ritme" del moviment de cadascun dels exercicis. El concepte d'amplitud ja s'ha explicat en els apartats anteriors d'aquest capítol. Pel que fa a la velocitat, com s'ha vist, està relacionada amb el primer concepte perquè és la derivada de la distància o posició. Per últim, el "ritme", segons la Dra. Sanz, fa referència a la quantitat de moviments de vaivé en un temps determinat. A nivell mecànic s'ha vist que correspondria conceptualment al que és la freqüència. Per a exemplificar-ho, a l'Exercici B correspondria al nombre de pujades o baixades de la cama en un cert temps.

Amb tot el que s'ha comentat fins aquest punt, i amb la informació que va donar la neuròloga en aquesta entrevista, a continuació es descriurà de quina manera queden descrits aquests conceptes referits a cadascun dels exercicis.

Exercici A

- Amplitud: farà referència a la distància entre el polze i el dit índex de la mà, amb el que fa contacte en realitzar aquest exercici, quan la mà del pacient està oberta el màxim.

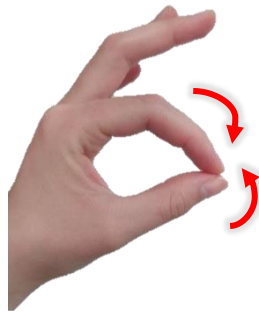


Figura 3. Exercici A
Font: elaboració pròpia

Cal remarcar que a nivell mecànic això no seria del tot correcte. A nivell mecànic, aquest moviment (de la mateixa manera que els moviments B i C) correspon a un moviment polsant, que pren valors des de 0 fins a un valor determinat d'amplitud.

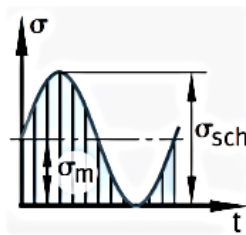
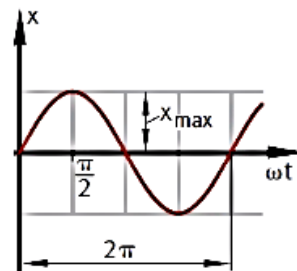


Figura 4. Moviment polsant
Font: Schaeffler

I com que l'equació del moviment (veure Figura 5) multiplica el valor de l'amplitud (x_{\max}) pel sinus - que serà un valor entre $[-1, 1]$ -, es regularitza el que seria la forma d'ona.



$$x = x_{\max} \cdot \sin(\omega t)$$

Figura 5. Moviment oscil·latori

Font: Schaeffler

Dit això, que s'aplica a la resta de moviments, s'ha vist la necessitat de parlar amb la neuròloga per tal d'acabar d'encaixar els dos llenguatges: el mecànic, conceptual, que aquí ens ocupa, amb el col·loquial que fa servir la doctora. Ella mateixa ha especificat que la dada d'interès és la distància que s'arriben a separar els dos dits (pel que fa a l'Exercici A) i la distància que se separen el peu del terra (en referència als Exercicis B i C).

- Velocitat: correspon a la distància recorreguda en un interval de temps determinat, pel que fa als dits que intervenen a l'exercici (veure
- Figura 3).
- Freqüència: en aquest cas, serà el nombre de vegades que s'obre i es tanca la mà en un cert temps.

Exercici B

- Amplitud: distància perpendicular entre el terra i la horitzontal que passa pel taló del peu del pacient quan ha aixecat la cama fins l'alçada màxima (en verd a la
- Figura 6).



Figura 6. Exercici B

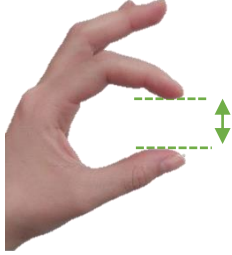


Font: exerciciterapeutic.cat

- Velocitat: primera derivada de l'amplitud o distància recorreguda pel peu del pacient en un interval de temps determinat.
- Freqüència: quantitat de pujades i baixades de la cama en un cert temps.

Exercici C

- Amplitud: distància màxima que es separa la punta del peu del pacient de terra. Com que aquest exercici el pacient el realitza amb les sabates posades, es mesurarà la distància, en perpendicular respecte el terra, des del terra fins la punta de la sabata del pacient, quan està a l'alçada màxima.
- Velocitat: primera derivada de l'amplitud o distància recorreguda per la punta del peu del pacient en un interval de temps determinat.
- Freqüència: quantitat de pujades i baixades de la punta del peu del pacient en un cert temps.

A la Taula 2 es mostra, a mode de resum, els conceptes que s'ha explicat per a cadascun dels moviments.

	Exercici A	Exercici B	Exercici C
Amplitud			
Velocitat	Distància recorreguda en un interval de temps determinat		
Freqüència	Nombre de vegades que s'obre i es tanca la mà en un segon	Quantitat de pujades i baixades de la cama/peu per segon	

Taula 2. Amplitud, velocitat i freqüència a cada exercici
 Font: elaboració pròpia

4. Informació necessària per al desenvolupament del projecte

4.1. Recerca d'antecedents en el diagnòstic del Parkinson

Una vegada s'ha vist en deteniment els aspectes més rellevants de la malaltia, el propòsit és buscar quins aparells existeixen avui en dia amb la finalitat de monitoritzar, parametritzar o recollir dades dels pacients de Parkinson amb una o altra finalitat. A continuació s'exposen diferents dispositius o aparells que estan disponibles i en ús al mercat actual. Com es veurà als darrers, també s'exposen alternatives que s'ha vist interessant d'analitzar per a la mesura de tremolors o captura de moviment.

4.1.1. STAT-ON

Al 2019 neix com un dispositiu mèdic que dona informació objectiva de la severitat i freqüència dels símptomes motors en el dia a dia dels pacients de Parkinson. Actualment és fabricat i comercialitzat per un preu de 1.920€/any, per l'empresa Sense4Care.

Es tracta d'un sensor petit que es col·loca al cinturó del pacient. El que fa STAT-ON és registrar les fluctuacions ON/OFF que experimenten les persones en fase avançada de Parkinson (és a dir, que fa uns anys que prenen levodopa). Tanmateix, monitoritza altres símptomes motors com la bradicinèsia, els bloquejos de la marxa i caigudes (de fet, és l'únic dispositiu al mercat que registra caigudes) [16]. D'aquesta manera es pot adequar molt millor els tractaments dels malalts.



Figura 7: Dispositiu STAT-ON

Font: Sense4Care

No obstant això, cal remarcar, tal com deia la Dra. Àngels Bayés, de la Unitat de Parkinson del Centre Mèdic Teknon, que “aquest dispositiu no proporciona cap mena de diagnòstic, però la informació recopilada és de gran valor per als professionals de la salut, que poden així determinar amb precisió el veritable estat d'una persona afectada, i reajustar la seva medicació i tractament” [17].

4.1.2. PKG

PKG (Parkinson's KinetiGraph) és un dispositiu petit, semblant a un rellotge, que es duu al canell i recopila dades dels símptomes motors i complicacions de la malaltia de Parkinson durant el dia a dia del pacient. Tanmateix, aquest dispositiu els recorda quan s'han de prendre la medicació.



Figura 8 : PKG
Font: Global Kinetics

Actualment el comercialitza l'empresa Global Kinetics. De manera molt similar a STAT-ON, el dispositiu dona informació als metges que permet veure complicacions de la malaltia amb les que poder reajustar el tractament. La diferència principal rau en el fet que PKG® no monitoritza les fluctuacions ON/OFF. Per contra, una avantatge d'aquest dispositiu respecte STAT-ON és que aquest sí que és capaç de mesurar la tremolor de l'usuari.

4.1.3. KinesiaU

KinesiaU, de l'empresa Great Lakes Neurotechnologies, és una aplicació mòbil per a la mesura dels símptomes de persones amb Parkinson. L'aplicació mòbil, disponible tant per Apple com Android, necessita d'un rellotge intel·ligent per a què el sistema pugui fer el seguiment del pacient.

Quant a funcionalitat, contempla els mateixos aspectes que PKG: no mesura les fluctuacions ON/OFF dels malalts, però sí que mesura la tremolor de l'usuari en el seu dia a dia. La diferència principal respecte KinesiaU, segons assegurin els seus creadors, és al preu. El fet de que sigui una aplicació mòbil fa que sigui menor a l'anterior.

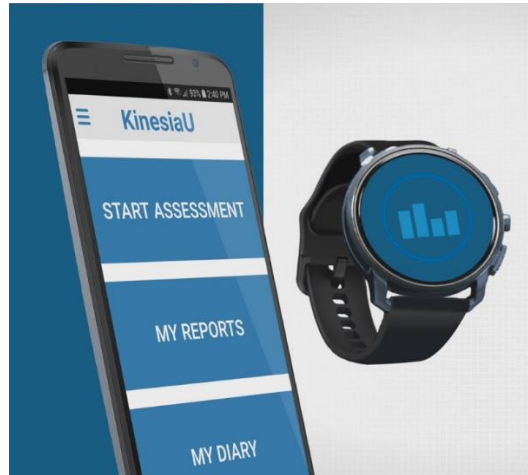


Figura 9. KinesiaU

Font: Great Lakes Neurotechnologies

4.1.4. PDMonitor

PDMonitor, de l'empresa PDNeurotechnology, és un conjunt de 5 sensors que monitoritzen tots els paràmetres dels pacients de Parkinson. Aquests sensors estan pensats per a ser duts per l'usuari en diferents parts del cos, generalment els canells, la cintura i els turmells.

Aquests registren tots els paràmetres de la malaltia i emmagatzemen la informació al núvol. A partir d'aquesta informació, a la que pot accedir el metge, una aplicació mòbil possibilita la comunicació directa i contínua metge – pacient.



Figura 10: PDMonitor

Font: PDNeurotechnology

Si bé és veritat que el fet de tenir 5 sensors fa que sigui més feixuc de posar, PDMonitor és l'únic sistema disponible al mercat que monitoritza la totalitat de símptomes del Parkinson, excepte les caigudes. Tanmateix, tot i que no s'ha pogut definir perquè el fabricant no ho revela si no es vol comprar el dispositiu, el preu de PDMonitor, que consisteix en un import fix d'adquisició dels sensors i un cost periòdic mentre es faci servir el sistema, seria més elevat que el de la resta de dispositius exposats anteriorment.

4.1.5. Perception Neuron

Perception Neuron és un sistema de captura de moviment gràcies al software Axis Neuron. Consisteix en diversos sensors que s'ajusten, amb unes cintes, al cos de l'usuari. Tot i que aquest sistema avui en dia s'utilitza en videojocs o en entorns de realitat virtual, podria ser una alternativa a estudiar per a la monitorització de tremolors dels pacients de Parkinson en els exercicis que fan a la consulta del metge, de manera rutinària.

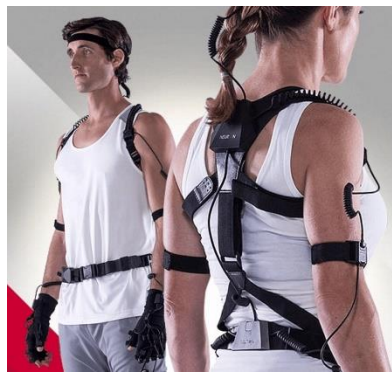


Figura 11. Perception Neuron Motion Capture System

Font: Perception Neuron

4.1.6. Leap Motion

Leap Motion és un dispositiu petit que es connecta a l'ordinador i permet la seva interacció amb l'usuari mitjançant gestos a l'espai, ja que és capaç de determinar la ubicació i el moviment de les mans, dels dits i inclús de l'avantbraç en tot moment. Actualment és utilitzat en l'àmbit dels videojocs, però el fet de que sigui capaç de determinar les coordenades de tots els elements de les mans de l'usuari de manera continuada en el temps el fa interessant d'analitzar, pel que fa als tremolors en algun dels exercicis dels pacients de Parkinson que es vol parametritzar.



Figura 12. Controlador Leap Motion

Font: Leap Motion

4.1.7. Estat de l'art de sensors de reconeixement de gestos sense contacte

Al darrer apartat s'ha explicat la tecnologia Leap Motion, que és una tecnologia basada en sensors de gestos sense contacte. Arran d'això, s'ha atès un Webinar en el qual s'ha pogut aprendre quin és l'estat de l'art d'aquest tipus de sensors.

El Webinar, impartit per professionals de l'empresa STMicroelectronics, s'ha centrat en aquesta tecnologia de la mà del llançament d'un nou sensor, el VL53L5CX.

L'objectiu d'aquesta empresa és millorar l'electrònica del dia a dia amb reconeixement de gestos, incloent el concepte anomenat "temps de vol". Per una banda, el reconeixement de gestos, dins de l'àmbit de la interacció humana – màquina, és una tecnologia que captura el moviment de les mans gràcies a un sensor, i el converteix en comandes per l'ordinador. Per altra banda, el temps de vol és la mesura del temps que triga una ona des que s'emeta, es reflecteix sobre un objecte, i fins que torna al sensor.

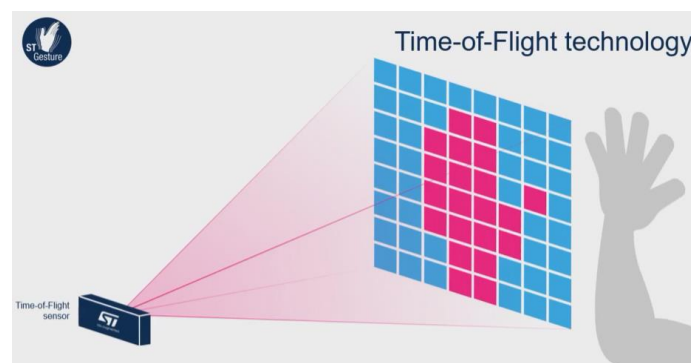


Figura 13. Tecnologia de reconeixement de gestos amb sensors de temps de vol

Font: [18]

El nou sensor VL53L5CX és un sensor de temps de vol per al reconeixement de gestos. Tal com es mostra a la Figura 13, registra en una matriu de 8x8 píxels l'objecte.

Aquest tipus de sensors tenen aplicacions ben diverses. Actualment, les que atrauen de manera més significativa l'atenció de les empreses com STMicroelectronics són les següents [18]:

- En l'àmbit culinari o altres aplicacions similars. En aquest cas, aquesta tecnologia serà interessant si, tenint les mans brutes, no es vol tocar la pantalla o un botó del dispositiu electrònic d'on s'està consultant una recepta, per exemple.
- Entorn sanitari o higiene. I amb més motiu en el context de la pandèmia, on les superfícies de contacte són perilloses pel que fa a la difusió de microbis.
- Entreteniment, sobretot pel que fa al fet de poder controlar joguines robòtiques.
- Seguretat, per tal d'evitar tocar superfícies o objectes massa calents, massa freds o inclús punxeguts o que atemptin contra la seguretat de l'usuari.
- Per a persones amb necessitats especials, amb problemes de visió per exemple.

De fet, aquests sensors, tot i ser una tecnologia molt innovadora, hi ha aplicacions on estan sent de gran ús. Alguns exemples, presentats a la conferència, es mostren a la Figura 14.



Figura 14. Aplicacions dels sensors de reconeixement de gestos

Font: [18]

Les accions que l'usuari pot dur a terme i que actualment reconeixen aquests sensors són les que es llisten a continuació:

- Seguiment de la mà, quan es desplaça per davant de la pantalla
- Cop simple o doble, però sense tocar la pantalla
- Control de nivell
- Escombrat cap a la dreta o esquerra

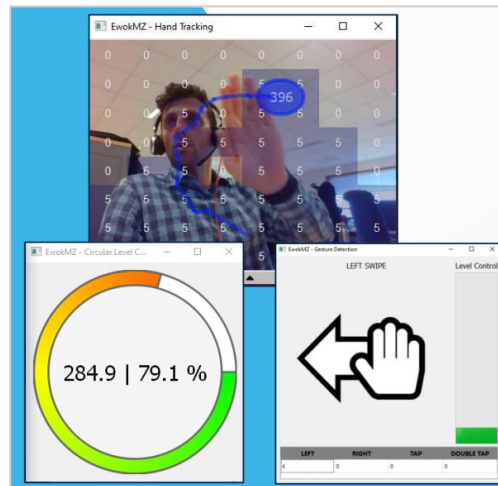


Figura 15. Exemple de reconeixement de gestos
Font: [18]

Amb el Webinar es llençava al mercat el nou sensor de reconeixement de gestos VL53L5CX, les especificacions tècniques del qual es mostren resumides a la Figura 16. Un avantatge que té aquest sensor respecte altres similars és quant a la privacitat, perquè no agafa cap imatge de l'usuari. Només se centra en els valors de la matriu de píxels registrats.

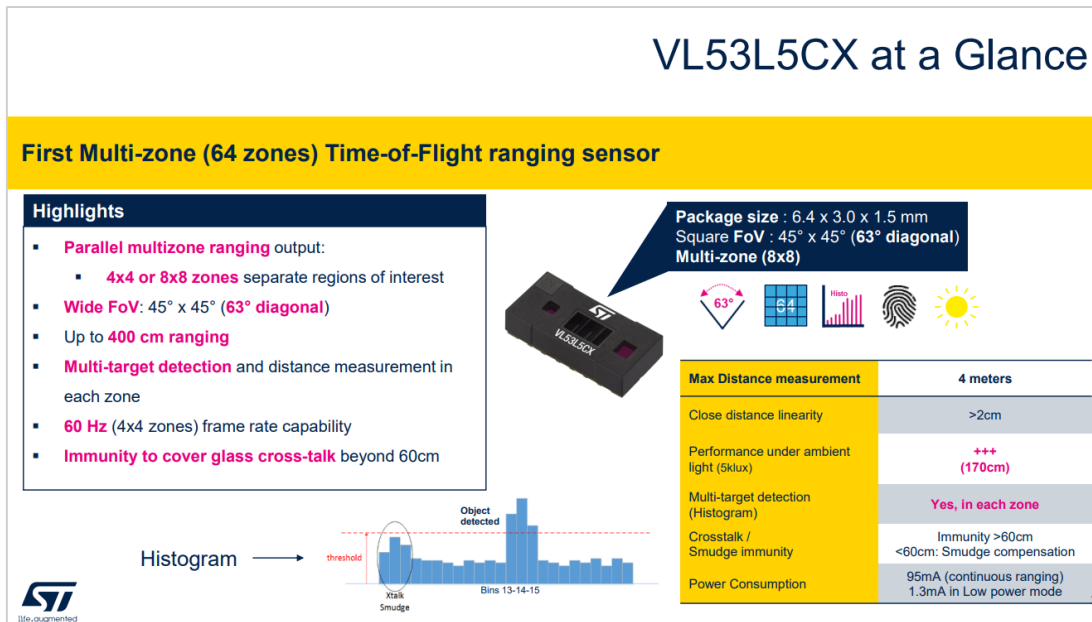


Figura 16. Especificacions del sensor VL53L5CX

Font: [18]

4.1.8. Conclusions

Una vegada s'ha fet una recerca exhaustiva dels diferents productes existents al mercat, així com d'altres alternatives que poden donar resposta a la parametrització dels exercicis que aquest col·lectiu fa en una visita rutinària al seu metge per al seguiment de la malaltia, es podria concloure:

- Per una banda, els productes fabricats expressament per al Parkinson (STAT-ON, PKG, KinesiaU i PDMonitor) són tots productes similars entre ells. Les diferències rauen en les variables que monitoritzen, però tots ells s'han desenvolupat amb la finalitat d'acompanyar al malalt en el seu dia a dia i comunicar-lo amb el metge fora de la consulta.

Sembla clar, per tant, que el propòsit d'aquest projecte difereix del que hi ha avui en dia al mercat atès que el dispositiu mecànic que es fabricarà pretén ser una ajuda al metge en el diagnòstic, durant una visita del pacient, a la consulta. Com ja s'ha comentat prèviament, el fruit d'aquest projecte serà dotar al metge d'una eina que quantifiqui el que ell/a fins ara valora qualitativament durant una visita rutinària a un pacient que pateix la malaltia del Parkinson. Els productes esmentats

sempre poden ser un afegit per al dia a dia del malalt, però no estan pensats per a la finalitat que ens proposem en aquest projecte.

- Per altra banda, pel que fa a Perception Neuron i Leap Motion, pot ser interessant analitzar quina precisió tenen en vista a que puguin ser utilitzats per a quantificar tremolors del malalt o altres paràmetres en alguns dels exercicis que faci a la consulta.

En referència a l'Exercici A, ambdós podrien ser utilitzats per a parametritzar el moviment de les mans. Amb Perception Neuron caldria emprar el guant amb tots els seus sensors. Leap Motion només necessitaria que es connectés el dispositiu a l'ordinador i es realitzés l'Exercici A damunt del mateix.

Amb els Exercicis B i C, Perception Neuron serà una opció viable sempre que es pugui emprar el sensor que va col·locat sobre el peu o la cama per a registrar les dades de desplaçament. I amb Leap Motion caldrà veure si el dispositiu reconeix el peu de l'usuari, perquè les especificacions tècniques només assegurin que es pugui fer servir per a les mans. Sigui com sigui, aquesta alternativa resulta més complicada per als Exercicis B i C perquè també cal tenir en compte que el dispositiu s'hauria de situar al terra i el pacient faria els exercicis per sobre del mateix, que és quelcom problemàtic: s'ha de garantir una distància mínima entre el dispositiu i l'extremitat corresponent de l'usuari, no es pot trepitjar, ha d'anar connectat a l'ordinador amb un cable que no és gaire llarg i, per tant, l'ordinador probablement ha de poder posar-se a terra si el cable no arriba, etc.

Vista aquesta problemàtica amb Leap Motion i com que el fabricant indica que la seva aplicació vessa únicament sobre les mans, aquesta alternativa s'estudiarà, d'entrada, només per a l'Exercici A. Es descarta com alternativa per a B i C. Durant el desenvolupament de les proves amb aquest dispositiu s'aprofitarà per mirar si detecta i com detecta el peu de l'usuari. I només en el cas que es vegi una qualitat en el registre de les dades d'un peu per sobre de la mitja, s'entraria a considerar Leap Motion com a alternativa de solució per a parametritzar B i C.

- Pel que fa al sensor VL53L5CX que s'ha explicat al darrer subapartat, es pot veure clarament que aquest tipus de sensors i la tecnologia que tenen associada és quelcom encara molt nou, enfocat majoritàriament al segment de la investigació. És per això que no es contempla utilitzar-lo per al projecte, com a mínim a dia d'avui. No obstant això, té un llarg recorregut per davant atès que el seu camp d'aplicació és molt extens.

4.2. Normativa

Els dispositius fruit d'aquest projecte hauran de complir, pel fet d'estar en contacte amb usuaris, la *Directiva 2006/42/CE del Parlament europeu i del Consell* [19]. A més a més, un altre aspecte a considerar és que seran dispositius l'entorn de treball dels quals serà l'entorn sanitari, perquè en règim normal estaran a la consulta del metge, a un hospital. És per això que també hauran de complir amb la normativa relativa als dispositius mèdics.

4.2.1. Reglament sobre els Dispositius Mèdics

En primer lloc, s'analitza detingudament la normativa que han de complir els dispositius mèdics per tal d'assegurar que el producte final d'aquest projecte contempla tots els aspectes que el permeten interactuar amb els pacients en un entorn sanitari, de manera segura.

Per començar, el *Reglamento (UE) 2017/745 del Parlamento Europeo y del Consejo* [20], del 5 d'abril de 2017 sobre productes sanitaris (d'ara en endavant, el "MDR"), que deroga la *Directiva 90/385/CEE(AIMDD)* i la *Directiva 93/42/CEE(MDD)*, marca que des del 26 de maig de 2021 només podran comercialitzar-se dispositius mèdics que compleixin amb el MDR com un certificat de conformitat vàlid de la Unió Europea i emès en conformitat amb el MDR.

En el context d'aquest reglament, seguint les regles 9 fins la 13 del punt 6, l'objecte d'aquest projecte es categoritza com un producte actiu. Concretament, segons l'*Anexo VIII*, es classifica com un «Producto para diagnóstico y vigilancia: cualquier producto activo [...] destinado a proporcionar información para la detección, el diagnóstico, la observación o el tratamiento de estados fisiológicos, de salud, de enfermedades o de malformaciones congénitas».

Tanmateix, al *Anexo XV*, s'hi troben els requisits generals per a les investigacions clíniques, que és la categoria en la qual es treballarà i, per tant, on es descriuen directrius importants a tenir en compte a la hora de dissenyar el dispositiu.

Abans de col·locar un dispositiu al mercat o en servei, el fabricant té la obligació de realitzar una avaluació de la conformitat del dispositiu d'acord amb els procediments d'avaluació de conformitat aplicables [21]. Això es fa en funció de la classe de risc del dispositiu, que el fabricant ha de determinar prèviament. Existeixen 4 classes de risc diferents: I, IIA, IIB i III.

En el cas del nostre projecte, per les característiques que es preveu que tingui el dispositiu mecànic a dissenyar, s'espera que sigui de classe I. Tot i així, s'haurà de validar quan es tingui el disseny final i el primer prototip del mateix. Posteriorment, als annexos IX fins XI d'aquest reglament, hi trobarem les bases per a la realització de l'avaluació de la conformitat.

4.2.2. Reglament de Seguretat en les màquines

El *Real Decreto 1495/1986*, de 26 de maig, pel qual s'aprovà el Reglament de Seguretat en les Màquines, ara derogada i substituïda pel *Real Decreto 1849/2000, de 10 de novembre* [22], té com a objecte «establir els requisits necessaris per tal d'obtenir un nivell de seguretat suficient tot preservant a persones i béns de riscos de la instal·lació, funcionament, manteniment i reparació de les màquines.» [23]

Tota màquina ha de ser segura en sí mateixa. Per aquest motiu, des de les primeres fases del seu disseny, cal complir uns requisits mínims de seguretat que garanteixin la salut de les persones que posteriorment la utilitzin.

Dit això, sota aquest Real Decret s'haurà d'acollir el/s dispositiu/s mecànic/s que es dissenyi, fabriqui i implementi amb aquest projecte.

4.2.3. Normativa addicional

Tot i que es treballarà principalment amb els reglaments exposats en els dos subapartats anteriors, en el transcurs d'aquest projecte també es consultaran:

- *Norma ISO 13485*, que regeix en termes de control de qualitat general, traçabilitat, validació de processos i gestió de riscos per a fabricants de dispositius mèdics .
- *Norma ISO 14971*: sobre l'aplicació de la gestió del risc als dispositius mèdics.
- *UNE-CEN ISO/TR 24971:2020 (Ratificada)*, de l'Associació Espanyola de Normalització i Certificació (AENOR), que legisla sobre els equipaments mèdics en general, però sobretot en tot allò que és relatiu als aparells i dispositius mèdics i quirúrgics.

Adicionalment, es consultaran les recomanacions i directrius de l'Agència Espanyola de Medicaments i Productes Sanitaris relatives als dispositius i serveis mèdics. [24]

4.3. Patents

Segons la *Oficina Española de Patentes y Marcas (OEPM)*, una patent és un títol que reconeix el dret d'explotar en exclusiva la invenció patentada, impedit a d'altres la seva fabricació, venda o utilització sense consentiment del titular. Com a contrapartida, la patent ha de ser posada a disposició del públic per a coneixement general [25].

En l'àmbit en el qual es desenvolupa aquest projecte, les patents més pertinents serien les de la secció amb classificació internacional CIP A61B 5/11: *Medida del movimiento del cuerpo entero o de partes del mismo, p. ej. temblor de la cabeza o de las manos, movilidad de un miembro* [26].

Amb aquesta referència, i havent fet una recerca exhaustiva de les patents registrades a les plataformes INVENES (Invencions a l'Estat Espanyol) i Espacenet (Invencions a nivell mundial) es pot confirmar que no existeix cap producte semblant al que ens proposem desenvolupar.

Per una banda, en aquestes dues plataformes s'ha trobat dispositius que mesuren senyals vitals o cicles biològics, i altres dispositius de mesura de moviment però que es centren en la quantificació del moviment (traduït en calories, per exemple), o fins i tot en el moviment d'alguna part del cos com la mandíbula o el peu, però en aquest darrer cas sempre a partir d'un moviment pre-programat. Una patent interessant en aquest context ha estat el d'un sistema i procediment de detecció de moviment [27] que a partir d'una seqüència d'imatges és capaç de determinar un desplaçament i, per tant, moviment, tal com es mostra a la Figura 17

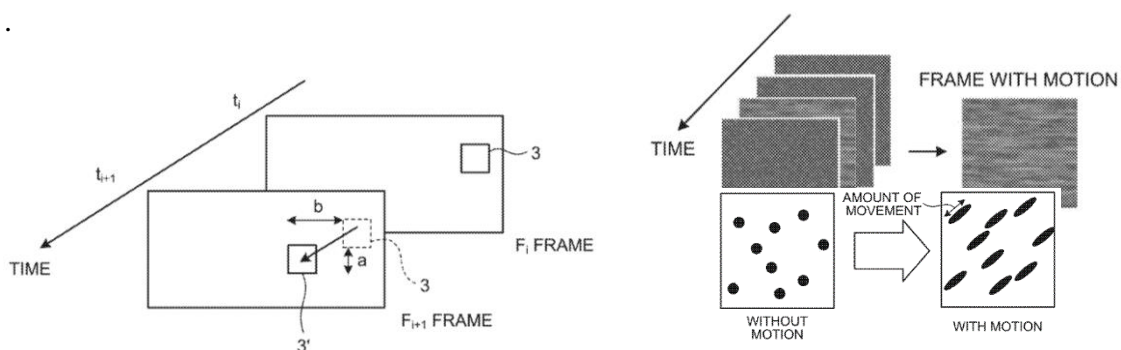


Figura 17. Detecció de moviment a partir d'imatges o fotogrames consecutius
Font: INVENES

Per altra banda, s'ha ampliat la recerca a les plataformes de *GooglePatents* i la *US Patent & Trademark Office*, on s'ha trobat la patent de PKG (de l'empresa Global Kinetics) [28],

així com la de KinesiaU (de Great Lakes Neurotechnologies) [29] i la de PDMonitor (de PDNeurotechnology) [30]. En aquesta darrera plataforma s'ha buscat també patents relacionades i referenciades a aquests productes, però en cap cas s'ha trobat res similar al que es vol desenvolupar en aquest projecte.

En conclusió, arran d'una primera revisió, no s'han trobat patents del dispositiu mecànic que s'ha definit com a objectiu d'aquest projecte i, per tant, es procedirà al seu disseny i fabricació. No obstant això, de cara a la comercialització del/dels producte/s fruit del projecte (si en un futur es considerés aquesta possibilitat) es creu convenient contractar a un agent oficial de patents amb la finalitat que realitzi una cerca exhaustiva.

5. Objectius de detall

En aquest punt de la memòria s'ha identificat els objectius de detall del projecte i s'ha desglossat cadascun d'ells fins a contemplar-ne tot el seu abast. Es mostren a continuació.

Objectiu 1: Cerca d'un sistema de monitorització del pacient durant l'Exercici A.

- Anàlisi dels sistemes de Perception Neuron i Leap Motion.
- Avaluació de la seva idoneïtat en base a l'aplicació.
- Proves amb persones sanes i malaltes amb el sistema seleccionat.

Objectiu 2: Disseny d'un dispositiu mecànic per parametritzar els Exercicis B i C.

- Cerca de sensors i/o tècniques per a mesurar els canvis en l'amplitud d'un moviment, la seva velocitat i freqüència (fent èmfasi en la seva evolució i tendència).
- Desenvolupament d'un o més dispositius que els incorpori.
- Comparació i avaluació de totes les alternatives. Elecció de la idea final.
- Desenvolupament d'un model 3D mitjançant el software SolidWorks de la idea de producte final.
- Generació dels plànols corresponents a cadascun dels elements del sistema dissenyat.
- Anàlisi de la normativa vigent en la qual s'enquadra.

Objectiu 3: Muntatge del dispositiu mecànic dissenyat.

- Muntatge estructural del dispositiu i posada a punt del mateix.

Objectiu 4: Verificació pràctica i anàlisi dels resultats recollits.

- Tractament i anàlisi dels resultats obtinguts en l'aplicació del dispositiu amb una mostra de pacients de l'Hospital de Mataró.
- Comparació dels resultats amb una mostra de població sana. Elaboració d'un gràfic o escala comparativa.

Objectiu 5: Procés d'optimització del dispositiu.

Aplicació d'aspectes de millora al dispositiu fabricat abans de la seva utilització en massa, amb pacients en fases més i menys avançades del Parkinson.

6. Especificacions tècniques

A continuació es concretaran els objectius de detall en un seguit d'especificacions tècniques. Es farà amb aquells objectius de detall que vessen sobre el disseny de sistemes o dispositius amb aplicació específica per a parametritzar els tres exercicis exposats prèviament amb malalts de Parkinson: exercicis A, B i C. D'aquesta manera, per una banda es fixen les condicions que cal assolir amb la realització del projecte, i per altra banda serveixen com a referència per a l'avaluació de solucions, ja que la millor solució serà aquella que ho aconsegueixi millor, o en major mesura.

No es pot oblidar que els usuaris finals d'aquest sistema seran homes i dones de tercera edat, alguns amb problemes de mobilitat i equilibri. Aquest fet condicionarà el marge d'acceptació de moltes especificacions.

Cal distingir dos tipus d'especificacions:

- Requeriments (R), que són especificacions necessàries sense les quals el producte final perd el seu objectiu.
- Desitjos (D) o especificacions convenients, que tot i no ser estrictament necessàries per a l'objectiu del producte final, millorarien determinats aspectes d'aquest.

En aquest apartat s'acompanyarà cada especificació d'una R o D, segons correspongui. Aquesta diferenciació caldrà tenir-la en compte quan es vulgui valorar una alternativa de solució.

Objectiu 1: Cerca d'un sistema de monitorització del pacient durant l'Exercici A.

Especificacions tècniques 1:

- Sistema fàcil d'utilitzar (D).

Una vegada instaurat el producte final a la consulta del metge, serà el personal sanitari qui farà funcionar el sistema. Per tant, ha de ser prou intuïtiu per a què una persona provinent d'un ram diferent a l'industrial pugui fer-lo servir sense cap problema, amb una formació prèvia mínima. Aquesta especificació es comprovarà amb les proves experimentals que es duran a terme a l'Hospital de Mataró.

Es valorarà tenint en compte si personal no tècnic en pot fer ús sense supervisió de personal especialitzat: es definirà un sistema fàcil d'utilitzar si, després d'una explicació al metge sobre el funcionament del sistema, no calen més aclariments i el metge entén les dades i el resultat de sortida que obté del dispositiu/sistema. Un sistema que no és fàcil d'utilitzar serà aquell que requereix d'un tècnic que faci de suport al metge en tot moment.

- Posada en marxa i recollida ràpida (R). Sabent que les visites mèdiques d'aquests pacients, tal com assegura la neuròloga de l'Hospital de Mataró, acostumen a ser d'1 hora, tota la preparació de posada en marxa o la posterior recollida no hauria d'ocupar més de 5 o 10 minuts.

Si hi ha necessitat de calibració prèvia, haurà de ser ràpida (20 segons com a màxim). Cal tenir en compte que els usuaris finals d'aquest sistema seran homes i dones de tercera edat, alguns en una fase avançada de la malaltia i, per tant, amb problemes de mobilitat i d'equilibri.

El sistema amb el qual s'ha de monitoritzar a l'usuari no seria útil si fos molt costós i calgués molt de temps per a ser posat o tret, i si per aquest motiu pogués posar en perill al pacient (per exemple, si el pacient quan s'està posant els sensors o el que es consideri, es desequilibra i cau). A la valoració que es farà tot seguit es penalitzarà en un 50% la ponderació de l'acompliment d'aquesta especificació, i d'aquesta manera es tindrà en compte la perillositat pel que fa a la posada en marxa i recollida ràpida del sistema.

- Enregistrament del moviment ininterrompudament (R).
- Precisió menor o igual a 3 mil·límetres (R).

La tremolor pot variar, des de pocs mil·límetres en les primeres fases de la malaltia, fins a 10 o 15 mil·límetres. Si el sistema no té una bona precisió, no captarà la diferència entre una persona sana i una persona malalta però que estigui en fases inicials del Parkinson.

- Rang de detecció superior a 20 cm (R).

Seria la distància que, com a mínim i des d'una perspectiva raonable, podria arribar a estar allunyada la mà del dispositiu mentre fa l'exercici, en cas que no hi hagués contacte físic entre aquest i l'usuari. Seria pel que fa a la mesura d'amplitud.

- Rang de freqüència: [0.5, 4.0] Hz (R).

Al final del capítol s'explica en detall el raonament darrere d'aquests valors.

- Ergonòmic i còmode per al pacient (R).

Aquesta especificació és més important del que pot semblar a primera vista. Cal tenir en compte que si el pacient no està còmode durant els exercicis, no els farà amb normalitat. Això provocarà que les dades recollides no siguin verídiques i, per tant, s'hagi d'invalidar el sistema. Si es dona el cas, s'haurà de considerar el material amb el que el sistema entra en contacte amb el pacient.

- Si el sistema fa contacte físic amb el pacient, el fregament no ha d'existir o ha de ser negligible (R).

S'evitarà fer contacte físic amb el pacient, per a què el fregament no existeixi. En cas que n'hi hagués, el fregament no pot ser significatiu perquè, si ho fos, la tremolor, la velocitat o l'amplitud del moviment registrat serien molt menors al que de veritat són. Per tant, s'estaria prenent mesures errònies. Es considerarà que el fregament és negligible si un usuari sa pot fer servir el sistema i realitzar l'exercici sense haver de fer força en cap moment: coeficient de fregament $\mu \approx 0$. Si en algun moment ha de fer força en utilitzar el sistema o dispositiu, llavors es considerarà un fregament major al desitjat.

- Material capaç de ser desinfectat freqüentment (R)

En l'entorn sanitari, en el qual la neteja dels equipaments és quelcom freqüent, i més en el context de la pandèmia de la COVID-19, cal assegurar que el material del sistema no es degradarà ni es malmetrà si és netejat o desinfectat freqüentment, ja sigui diàriament o (en cas de que faci contacte amb el pacient) després de cada utilització.

- Consum energètic baix (D)

Per aquest projecte es considerarà un consum energètic baix aquell que sigui igual o estigui per sota dels 3,2 kWh aproximadament, tenint en compte 8 hores de feina.

Per a tenir una mesura comparativa d'aquest valor es pot tenir en compte que, segons dades de *chc energia* [31], el consum mitjà d'un ordinador en aquest interval de temps és de 2,2 kWh.

- És indispensable que el dispositiu compleixi amb la normativa sanitària i de seguretat corresponent (R).

- Manteniment mínim (D)

Es considerarà satisfeta l'especificació si el manteniment del sistema / dispositiu cal fer-lo amb una freqüència d'un cop per setmana o inferior, en unes condicions de funcionament de 20 hores setmanals.

Objectiu 2: Disseny d'un dispositiu mecànic per parametritzar els Exercicis B i C.

Especificacions tècniques 2:

- Sistema fàcil d'utilitzar (D) Ídem a l'Objectiu 1

- Posada en marxa i recollida ràpida (R) Ídem a l'Objectiu 1

- Enregistrament del moviment ininterrompudament (R).

Caldrà vigilar, en cas de triar un sensor que s'incorpori al dispositiu i s'encarregui de fer la mesura, que el pacient no es desvia fora de l'abast del mateix. O, dit en altres paraules, caldrà assegurar que el sensor no deixa de registrar dades en cap moment o sota cap supòsit. En cas que fos així, s'haurà de buscar una solució.

- Precisió inferior a 2 centímetres (R).

És major a l'anterior perquè el moviment total té un recorregut més gran, i el pacient fa el moviment amb sabates. Tenint en compte això, 2 cm podria ser la sola d'una sabata perfectament, amb lo qual és un error assumible. De fet, considerant que la majoria de pacients són persones de tercera edat, aquest sector acostuma a dur sabates de sola més gruixuda atesa la comoditat que els aporta al caminar. Tot i que no és tan restrictiva com en el cas 1, cal que el dispositiu sigui suficientment precís com per a què capti una lleu disminució de l'amplitud del moviment.

- Ergonòmic i còmode per al pacient (R)

- Si el sistema fa contacte físic amb el pacient, el fregament no ha d'existir o ha de ser negligible (R). Es valorarà de la mateixa manera que s'ha explicat a l'Objectiu 1.

- Material capaç de ser desinfectat freqüentment (D)

En l'entorn sanitari, en el qual la neteja dels equipaments és quelcom freqüent, i més en el context de la pandèmia de la COVID-19, cal assegurar que el material del sistema no es degradarà ni es malmetrà si és netejat o desinfectat freqüentment, ja sigui diàriament o (en cas de que faci contacte amb el pacient) després de cada utilització.

- Rang de detecció superior a 40 cm (R).
Aquesta especificació tècnica no és tant per l'Exercici C, perquè en aquest cas el rang podria ser molt menor, com per l'Exercici B, atès que un únic dispositiu s'emprarà per a parametritzar els dos exercicis.
Pel que fa a mesura màxima, no cal que sigui un rang gaire més gran d'1 metre, perquè difícilment una persona (malalta o no) aixecarà tant la cama.
- Rang de freqüència: [0.25, 4.1] Hz (R).
Al final del capítol s'explica en detall el raonament darrere d'aquests valors. Com que un únic dispositiu s'empra per a la mesura dels dos exercicis, B i C, ha de comprendre el rang de freqüències d'ambdós.
- Consum energètic baix (D) Ídem a l'Objectiu 1
- Impacte mediambiental mínim (D)
Es treballarà aquest aspecte amb els materials utilitzats.
- És indispensable que el dispositiu compleixi amb la normativa sanitària i de seguretat definida prèviament a la secció corresponent del document (R).
- Manteniment mínim (D)
Es considerarà satisfeta l'especificació si el manteniment del sistema / dispositiu cal fer-lo amb una freqüència d'un cop per setmana o inferior, en unes condicions de funcionament de 20 hores setmanals.

Per a poder seleccionar el sensor i el sistema d'adquisició de dades calia saber, entre altres paràmetres, quin és el rang de freqüència de cadascun dels moviments, que ja s'ha especificat a la llista d'especificacions. La manera de fer-ho ha estat cronometrar a una persona sana realitzant els exercicis. S'ha trobat:

- Màxim: quantitat de moviments màxims que l'usuari pot fer en 1 segon. Aquesta mesura s'ha obtingut cronometrant un interval de temps de 10 segons i dividint el resultat.
- Mínim: en aquest cas s'ha fet una estimació lògica.

Això ha donat peu als valors que s'ha exposat a les especificacions tècniques, tal com es mostra a la Taula 3.

	Número màxim de moviments		Número mínim de moviments		Rang de freqüència (Hz)
	En 10 segons	En 1 segon	En 4 segons	En 1 segon	
Exercici A	40	4.0	2	0.50	[0.50, 4.0]
Exercici B	16	1.6	1	0.25	[0.25, 1.6]
Exercici C	41	4.1	1,5	0.375	[0.375, 4.1]

Taula 3. Mesures per al rang de freqüència

Font: elaboració pròpia

Aquests valors, que inicialment eren aproximacions (que es van validar perquè es consideraven prou raonables), s'han confirmat amb la Dra. Pilar Sanz.

Tant per l'Objectiu 1 com pel 2, cal saber quant durarà la mesura en cadascun dels assajos. Aquesta dada s'ha verificat amb la Dra. Pilar Sanz, neuròloga de l'Hospital de Mataró. És una dada necessària. Segons la doctora, l'exercici A pot durar entre 5 i 20 segons (aquest exercici no és tan restrictiu quant al temps màxim, però sí al mínim. Com a mínim el pacient ha d'haver fet 10 oscil·lacions). Pel que fa als exercicis B i C, aquests duren aproximadament 30 segons.

Cal notar que en cap moment s'ha considerat el preu del producte com un factor determinant. Això es deu a diversos factors. Per una banda, des de l'Hospital de Mataró, que és qui feu arribar la necessitat a la qual s'està donant resposta en aquest projecte, no ha imposat cap restricció en aquests termes. En l'àmbit de la salut, per a la implementació d'un producte o màquina, és primerament important la necessitat que resol, com de fiable és en el diagnòstic i quina avantatge aporta a metges i pacients, abans que no pas el seu cost. Per altra banda, cal tenir en compte que és un dispositiu que, a priori, no es dissenya amb la intenció de massificar-ne la producció. Aquest projecte, que s'enquadra dins de l'àmbit de la investigació, no deixa de ser una prova pilot a l'Hospital de Mataró. Dels aspectes econòmics, però, se'n parlarà amb deteniment més endavant.

7. Proposta de solucions alternatives

Per a determinar de manera precisa les variables dels diferents moviments exposats als Exercicis A, B i C, i que ajuden a formular el diagnòstic mèdic, a continuació s'exposen solucions tècniques que determinen les variables del moviment de cada exercici. S'ha estudiat l'Exercici A de manera aïllada als exercicis B i C, donant solucions per cada cas. En aquest apartat s'ha consultat [32] i [33] com a fonts de coneixement referents al disseny i desenvolupament de productes.

7.1. Referent a l'Exercici A

Pel que fa a l'Exercici A, en el qual s'obre i es tanca la mà en forma de pinça (veure Figura 18) , es plantegen tres alternatives.

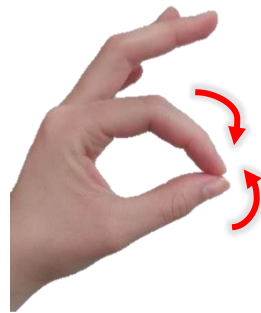


Figura 18. Exercici A
Font: elaboració pròpia

Solució A-1

Es tracta de fer servir el sistema de sensors i captura de moviment Perception Neuron, amb el seu software Axis Neuron.

El pacient, quan arribés a la consulta del neuròleg, s'hauria de posar les cintes amb els sensors corresponents a les diferents parts del cos en les quals es vol parametritzar el moviment (en aquest cas, com que és un exercici amb una mà, només caldria posar-se el guant corresponent, que és quelcom ràpid i senzill de fer, com es pot veure a la Figura 19). El metge podria fer el seguiment del moviment del pacient per l'ordinador gràcies al software especialitzat, el qual li donaria les mesures d'amplitud i velocitat de manera directa. També es podria calcular la freqüència del moviment.



Figura 19. Guant de Perception Neuron
Font: Worthpoint

Solució A-2

La segona alternativa seria la d'emprar Leap Motion com a solució per a monitoritzar els moviments de la mà de l'usuari.

En aquest cas el pacient únicament s'hauria d'acostar a la taula del metge, on aquest tindria el dispositiu Leap Motion connectat per USB a l'ordinador, de manera que les mans quedessin just per sobre d'aquest element, i fer l'Exercici A.

Existeix un programa, desenvolupat per un becari d'intercanvi del Tecnocampus, que permetria obtenir totes les dades quantitatives del moviment al moment. Adaptant les dades registrades, la obtenció de l'amplitud i la velocitat del moviment seria bastant directe. I cronometrant el temps obtindríem la freqüència.

Solució A-3

Finalment tindríem una solució purament mecànica per la qual es podria dissenyar un mecanisme que el pacient agafés amb la mà amb la que farà l'Exercici A.

El dispositiu tindria una molla que permetria la seva apertura i tancament (seria semblant a una pinça). L'usuari, mentre agafa la pinça, hauria d'obrir i tancar aquesta pinça (de manera similar al que fa a l'Exercici A) i aquest dispositiu aniria registrant les dades del moviment.

No obstant això, amb aquesta solució s'hauria de tenir en compte que el fregament d'aquest element no fos massa gran i ens dugués a mesures falses, o que no fos massa

costós tancar la pinça, perquè llavors estariem desviant l'objectiu mèdic de l'exercici en sí mateix.

7.2. Referent a l'Exercici B i C

Pel que fa a l'Exercici B i C (veure Figura 20), com ja s'ha comentat anteriorment, es vol dissenyar un únic dispositiu que serveixi per a parametritzar els dos moviments. A continuació s'exposaran diferents solucions alternatives.



Figura 20. Exercici B (esquerra) i C (dreta)

Font: exerciciterapeutic.cat

Solució BC-1

En primer lloc s'ha pensat en un sistema que, situat a nivell del terra, mesuri amb un làser els valors de l'alçada de la cama (Exercici B) o el peu (Exercici C) del pacient en cada moment. El sistema portaria incorporat un cronòmetre per determinar la variable temps. D'aquesta manera, s'obtindria amb precisió el que seria una mesura de l'amplitud del moviment, i es podria calcular la velocitat i la freqüència, en funció del temps. Per tant, aquesta solució contempla realitzar una única mesura directament, de la qual s'obtindrien les altres amb càlculs, tractant el senyal.

Solució BC-2

En segon lloc una altra alternativa seria el mateix sistema que s'ha descrit a la solució BC-1 però amb la única diferència que en comptes d'utilitzar un làser,

aquest es substituís per un sensor d'ultrasò, amb el que es registressin les diferents mesures del moviment.

Un avantatge clar del làser respecte l'ultrasò és que el primer és molt més precís en la mesura de distàncies, i pot mesurar distàncies majors. Per contra, el làser és molt direccional i, si la cama del pacient es desviés, es podrien perdre valors de les mesures. Amb el sensor d'ultrasò això no passaria. A la Taula 4 es mostra una comparativa entre aquest sensor d'ultrasò (Ultrasonic) i el làser (LIDAR), amb la finalitat d'ampliar el coneixement sobre els pros i contres de la utilització d'un i altre.

Type	Ultrasonic	IR	LIDAR	ToF
Suitability for Long Range Sensing	No	No	Yes	Yes
High reading frequency	No	No	Yes	Yes
Cost	Low	Low	High	Moderate
Suitability to use for complex objects	No	Yes	Yes	Yes
Sensitive to external conditions	Yes	No	No	No
3D imaging compatible	No	No	Yes	Yes

Taula 4. Comparativa de sensors de distància

Font: seedstudio.com

Solució BC-3

En tercer lloc es podria dissenyar un sistema amb càmera incorporada. Aquesta càmera filmaria tot el desenvolupament dels exercicis i, posteriorment, se'n podria extreure les mesures d'amplitud, velocitat i la freqüència. amb un software especialitzat.

Una diferència a tenir en compte respecte el cas anterior és que aquest sistema no donaria les mesures al moment, sinó que el metge les sabria a posteriori, després del temps que es trigui a analitzar la filmació, que dependrà del software que es dissenyi.

Solució BC-4

Una altra solució seria la de col·locar un sensor que anés assegurat i ben posicionat sobre la cama (Exercici B) o sobre el peu (Exercici C) del pacient i, respecte una posició de referència, anés enviant al sistema de processament de dades les mesures en cada instant de temps. En aquest cas les mesures serien d'alçada, i a partir d'aquestes (de la mateixa manera que s'ha explicat a la solució BC-1) es podria obtenir el valor de la velocitat i la freqüència.

Solució BC-5

Aquesta solució consistiria en un punter o punxa que es pogués acoblar a la punta de la sabata del pacient. Aquest punter es desplaçaria sobre una regla graduada, a la vegada que el pacient està fent l'exercici. Per a minimitzar el fregament entre la punxa i la regla graduada, es podria fer servir un coixinet.

La regla graduada seria un circuit de corrent continu en el qual, segons la distància a la qual arribés el punter, es modifiqués el valor de la resistència del circuit. És a dir, com menor distància hagués recorregut el pacient amb el punter, menor seria la resistència que presenta el circuit, mentre que com major fos la longitud recorreguda, major resistència. D'aquesta manera, a partir de la mesura de resistència es pot obtenir indirectament la distància recorreguda per l'usuari en realitzar el moviment, que correspondria a l'amplitud del seu moviment.

Com les distàncies recorregudes als exercicis B i C són bastant diferents en magnitud (el B recorre distàncies bastant majors al C) caldria escalar el sistema per a un i altre exercici.

Solució BC-6

La darrera solució passa per la utilització del mòbil per a capturar moviment a partir dels acceleròmetres que té. Es tractaria de subjectar-lo al peu del pacient i registrar el seu moviment, i posteriorment es podria analitzar per FFT.

Existeixen aplicacions mòbils que registren moviment a partir dels acceleròmetres d'aquest dispositiu. En concret, es pot emprar una aplicació anomenada *Accelerometer Data Recorder (AccDataRec)*.

AccDataRec [34] és una aplicació que registra dades de l'acceleròmetre del dispositiu mòbil on està instal·lat (en les seves components x, y, z) en m/s^2 (unitat del SI) a l'emmagatzematge de memòria del dispositiu. Quan acaba la captura de dades, les dades escrites es troben en format TSV (valors separats per tabulacions), desades amb un nom de fitxer especificat per l'usuari. Les dades registrades són el comptador, la marca de temps, les coordenades x, y i z i el nom del fitxer.

A la Figura 21 es mostra la pantalla d'inici de l'aplicació amb les indicacions del fabricant.

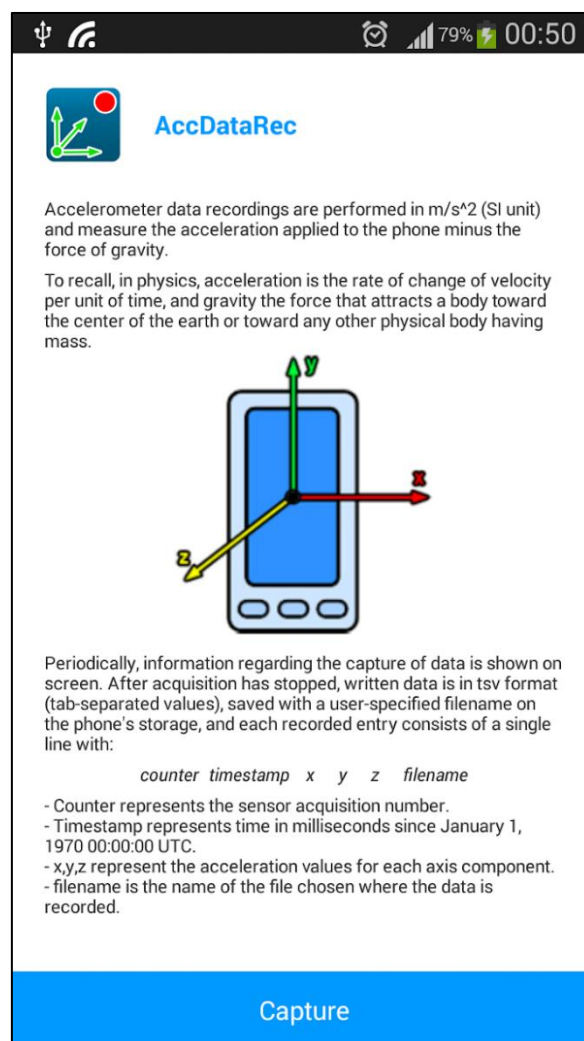


Figura 21. AccDataRec a un dispositiu mòbil

Font: GooglePlay

8. Proves experimentals per a la parametrització de moviments

En aquest apartat s'exposa el desenvolupament i les conclusions extretes de les proves experimentals que s'ha realitzat en referència als sistemes de parametrització de moviments que s'han proposat com a solució per a la parametrització de l'Exercici A.

8.1. Perception Neuron

Com ja s'ha explicat anteriorment, Perception Neuron és el hardware de l'empresa Noitom que, juntament amb el software Axis Neuron, constitueix un sistema de captura de moviment. Aquest sistema ha estat provat amb la finalitat d'estudiar la viabilitat de la seva utilització pel que fa a la parametrització dels pacients de Parkinson en dur a terme l'Exercici A. A continuació s'explicarà en detall l'execució de les proves realitzades i els resultats als quals s'ha arribat.

8.1.1. Desenvolupament de les proves

Amb data 4 d'octubre de 2021 es van dur a terme les primeres proves amb Axis Neuron. Durant aquestes proves els resultats obtinguts amb el software no eren reflex de la realitat. Mentre que es movien les mans amunt i avall en els tres eixos de l'espai, els resultats de desplaçament registrats amb Axis Neuron no deixaven de ser un valor constant.

Aquest fet va dur a la conclusió que el problema podia radicar en els sensors i la seva calibració. Per això es va procedir a la calibració de tots els sensors del guant.

A. Gravació 1: Exercici A

Un cop calibrats els sensors, amb data 11 d'octubre 2021 es va gravar l'exercici A. Consistia en l'obertura i tancament de la mà dreta en forma de clip, tal com fan els pacients amb Parkinson mentre el neuròleg supervisa. Es pot veure l'exercici a la progressió d'imatges de la pàgina següent.

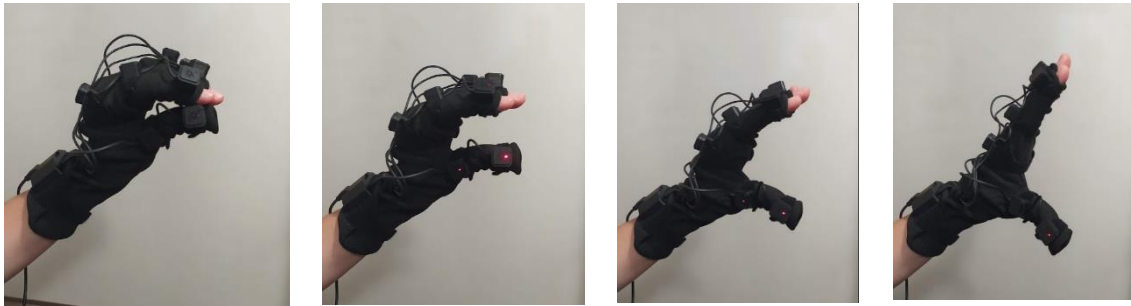


Figura 22. Exercici A, gravat amb el guant de Perception Neuron

Font: elaboració pròpia

En aquest cas s'observà que, després d'haver calibrat els sensors, l'analitzador de dades del software mostrava una forma d'ona que sí que tenia sentit, en reflectir el moviment real que s'estava realitzant amb el guant (veure Figura 23).

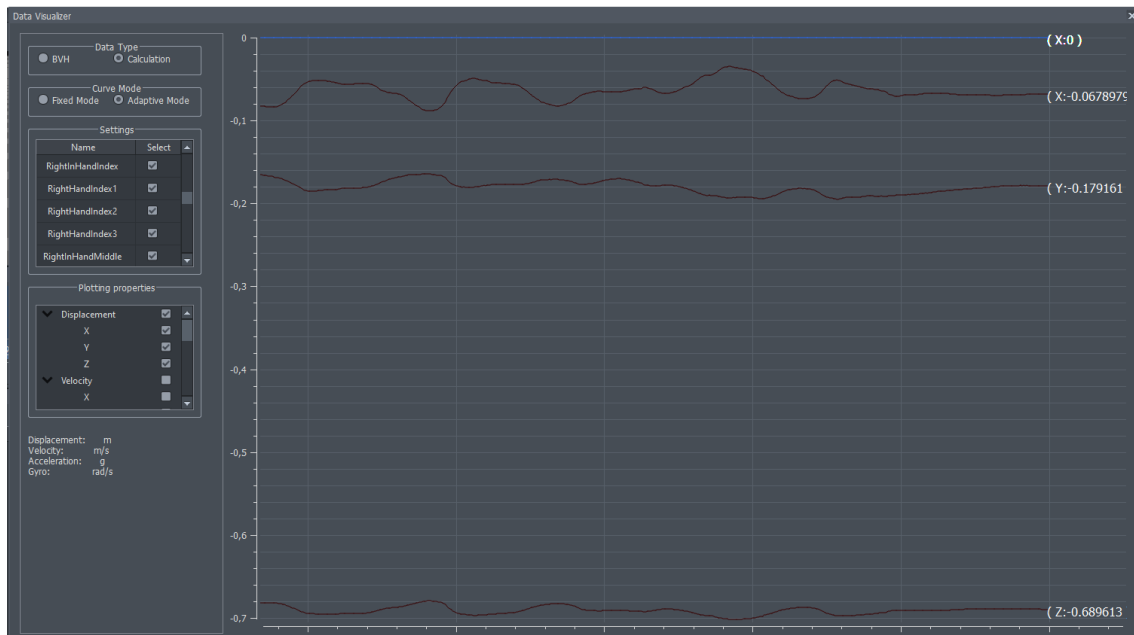


Figura 23. Desplaçaments dels dits índex i cor de la mà dreta durant la gravació 1

Font: elaboració pròpia

A la Figura 23, les unitats de l'eix vertical són metres mentre que l'eix horitzontal és el temps.

B. Gravació 2: Aplaudint

La gravació en aquest cas va estar feta només amb el guant de la mà dreta.

Una vegada més, es poden veure resultats consistents i coherents amb la realitat del moviment. Tal com es pot veure a la Figura 24, en aquesta gravació la forma d'ona és més clara perquè el desplaçament que es fa amb la mà quan s'aplaudeix és més gran que en el cas de l'exercici A.

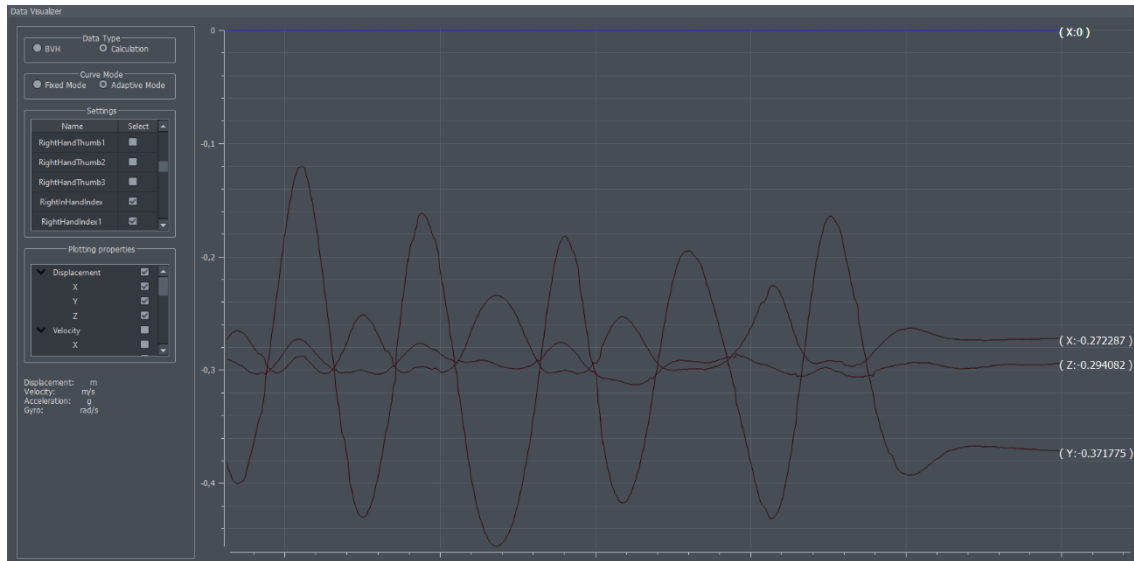


Figura 24. Desplaçament del dit índex de mà dreta del guant durant la gravació 2

Font: elaboració pròpia

A la Figura 24, les unitats de l'eix vertical són metres mentre que l'eix horitzontal és el temps.

8.1.2. Conclusions

Tot demostra que els sensors funcionen bé i el que va fer fracassar les proves inicials va ser no haver calibrat els sensors.

En aquest punt, es considera que aquesta ha estat la primera vegada que es calibren aquests sensors des que es va comprar tot l'equip. Havent parlat amb l' Hector Montalvo, projectista del Tecnocampus, del Grau d'Electrònica, el curs 2020-2021, ell confirma aquesta tesi perquè durant el seu TFG havia estat treballant amb un guant diferent.

Un problema que apareix és que el programa no mostra el desplaçament quantitatiu, ni la velocitat ni l'acceleració. No obstant això, els valors quantitatius es podrien obtenir

passant l'arxiu obtingut amb l'anàlisi amb Axis Neuron al programa Matlab i aplicant tractament del senyal.

Tanmateix, s'ha comprovat que aquest software funciona molt bé per a grans desplaçaments, però no acaba de registrar-los amb precisió quan aquests són petits. Experimentalment, s'ha trobat una precisió màxima d' 1 centímetre. Tot i ser un valor relativament petit, no ho és suficient si es considera l'aplicació en malalts de Parkinson, el tremolor dels quals pot anar des de pocs mil·límetres fins a 2 centímetres, aproximadament.

Un altre inconvenient a tenir en compte és que resulta difícil i tediós de posar tots els sensors de Perception Neuron a un individu, i pot portar mitja hora de preparació tranquil·lament, lo qual es creu que és massa temps tenint en compte que s'hauria de fer en una visita mèdica. A més a més, els pacients de Parkinson, com s'ha vist, poden perdre l'equilibri fàcilment en estats avançats de la malaltia.

Per tot el que s'ha dit, es pot concloure que Perception Neuron no és un sistema de captura de moviment adient per a la parametrització dels malalts de Parkinson en els exercicis i les condicions que s'han exposat i sota les quals es desenvolupa aquest projecte.

8.2. Leap Motion

Tal i com s'ha explicat anteriorment, Leap Motion és un dispositiu sensor de maquinari d'ordinador que es connecta per USB al mateix i utilitza la tecnologia NIR per a la detecció dels moviments de les mans i els dits sense necessitat d'establir contacte.



Figura 25. Leap Motion
Font: Ultraleap

8.2.1. Hardware

Aquest dispositiu, que amb unes dimensions de (80 x 30 x 11.3) mm pesa només 32 grams, està constituït per dues càmeres i tres LEDs d'infraroig que operen a 850 nm (fora de l'espectre de la llum visible), disposats tal com es mostra a la Figura 26.

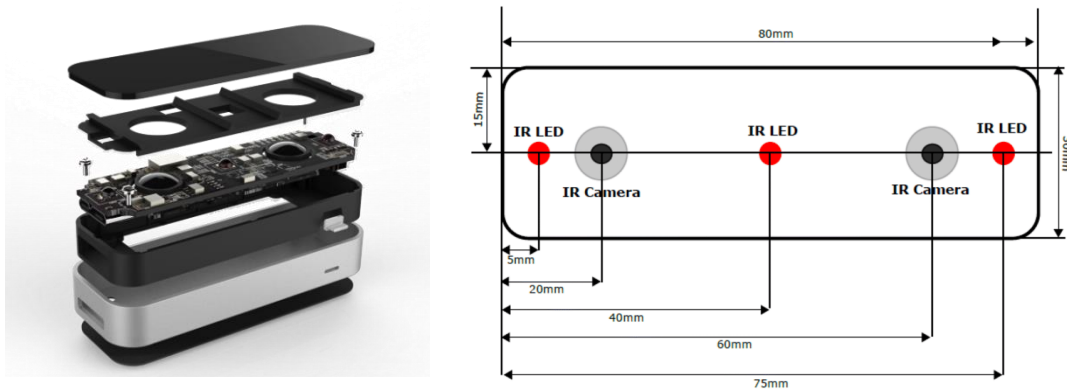
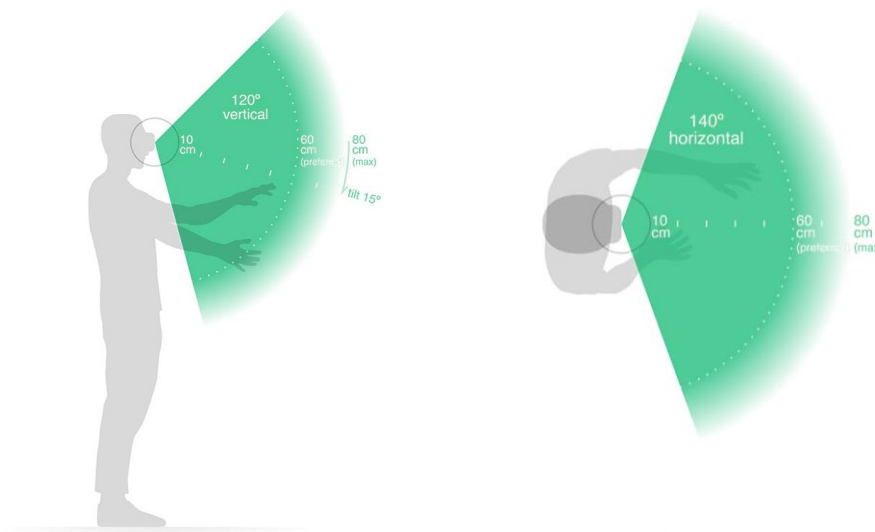


Figura 26. Estructura interna del controlador Leap Motion

Font: Ultraleap

La zona d'interacció [35] té forma de piràmide invertida, que es crea en la intersecció dels camps de visió de les dues càmeres. Va des dels 10 cm fins els 60 cm, preferiblement, tot i que pot ser ampliada, com a màxim, fins els 80 cm. L'angle de visió és de $140 \times 120^\circ$, tal com es pot veure gràficament a la

Figura 27. En aquesta imatge, el controlador està ubicat dins d'unes ulleres de visió artificial que duu posades l'usuari.

Figura 27. Zones de *hand-tracking* del controlador Leap Motion

Font: Ultraleap

8.2.2. Software

Les dades capturades pel dispositiu Leap Motion prenen la forma d'una imatge en blanc i negre, separada en les càmeres esquerra i dreta, com es pot veure a la Figura 28. Els objectes que es veuen a les imatges són aquells que s'il·luminen directament per les tres càmeres LED integrades dins del dispositiu.



Figura 28. Dades capturades per Leap Motion
Font: Ultraleap

Aquestes imatges capturades són enviades a l'ordinador mitjançant la connexió USB. Concretament, són enviades al software Leap Motion Service, que processarà aquestes imatges. El primer pas que segueix és compensar objectes de fons (com el cap de l'usuari) i llum ambiental. A continuació, s'empren algorismes avançats per interpretar les dades 3D capturades i inferir la posició dels objectes. Finalment, els resultats es lliuren a un protocol de transport que es comunica amb el panell de control Leap Motion i amb diverses biblioteques. Aquestes organitzen les dades en estructura API, orientada a objectes, permetent finalment la seva visualització.

8.2.3. Iniciació a l'entorn de treball Leap Motion

Amb el programa *VRVisualizer* es pot veure de quina manera es parametrizen tots els dits i la mà de l'usuari. Es pot veure que el controlador determina diferents nodes (les boles de colors a la Figura 29, on es mostra el que registra Leap Motion) dels quals donarà com a sortida la seva posició. El dispositiu ho fa igualment tant per la mà dreta com per l'esquerra.

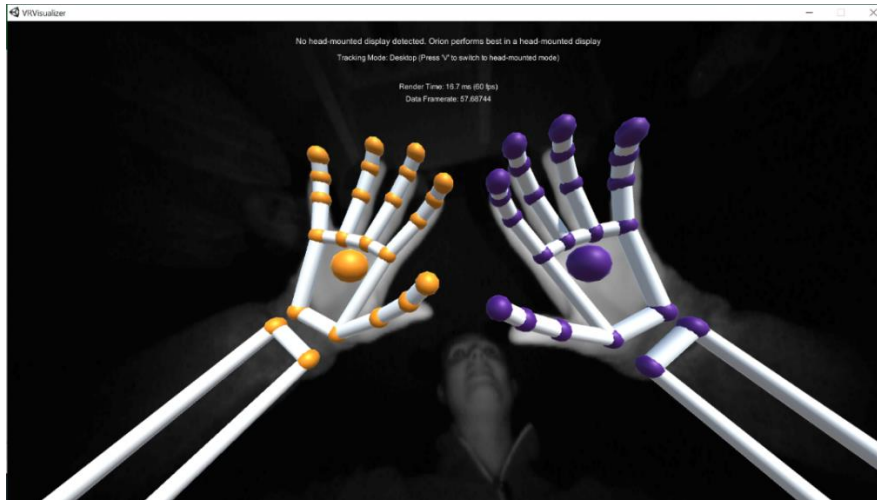


Figura 29. VRVisualizer
Font: elaboració pròpia

En aquest projecte, com que la finalitat última amb Leap Motion és la de monitoritzar els moviments de les mans dels malalts de Parkinson mentre realitzen l'Exercici A (obrir i tancar les mans en forma de pinça), resulta de primera necessitat obtenir dades numèriques dels desplaçaments dels dits de la mà. Per fer això s'ha vist la conveniència d'utilitzar el programa *LeapMotionAppSpeedUp*, dissenyat pel Jonathan Schaust, un estudiant alemany que cursa la seva estada IAESTE al grup de Tractament del Senyal al Tecnocampus. Aquest programa converteix les dades que mostra Leap Motion en format Excel, a partir del qual resulta més senzill treballar amb els desplaçaments. A la Figura 30 es mostra l'entorn d'execució d'aquest programa.



Figura 30. Interfície del programa *LeapMotionAppSpeedUp* durant un enregistrament
Font: elaboració pròpia

La sortida del *LeapMotionAppSpeedUp* és una taula d'Excel. A mode il·lustratiu es pot veure la Taula 5, que seria l'encapçalament d'una prova realitzada amb aquest programa.

	FPS	Timestamp[microsec]	Number of Frame	Hand	Palm/Wrist /Finger	Bone	Position X Start[mm]	Position Y Start[mm]	Position Z Start[mm]	Position X End[mm]	Position Y End[mm]	Position Z End[mm]	Pitch [deg]	Roll [deg]	Yaw [deg]
0	27,83112	35931	2	Left hand	Palm		-96,49789	93,151115	18,042025	-96,49789	93,151115	18,042025	-16,4	-26,1	32,6
1	27,83112	35931	2	Left hand	Thumb	Metacarpa	-111,499	93,361473	68,0756	-111,499	93,361473	68,0756	0	0	0
2	27,83112	35931	2	Left hand	Thumb	Proximal	-111,499	93,361473	68,0756	-82,76952	65,594276	53,780926	0	0	0
3	27,83112	35931	2	Left hand	Thumb	Intermedi	-82,76952	65,594276	53,780926	-64,21469	47,086452	43,731384	0	0	0
4	27,83112	35931	2	Left hand	Thumb	Distal	-64,21469	47,086452	43,731384	-52,98657	34,058491	35,04874	0	0	0
5	27,83112	35931	2	Left hand	Index	Metacarpa	-104,4229	108,6326	56,99493	-69,04324	81,827652	12,935462	0	0	0
6	27,83112	35931	2	Left hand	Index	Proximal	-69,04324	81,827652	12,935462	-52,59158	59,876461	-9,387973	0	0	0
7	27,83112	35931	2	Left hand	Index	Intermedi	-52,59158	59,876461	-9,387973	-48,89098	43,009117	-19,27265	0	0	0
8	27,83112	35931	2	Left hand	Index	Distal	-48,89098	43,009117	-19,27265	-49,7177	29,785019	-23,99153	0	0	0
9	27,83112	35931	2	Left hand	Middle	Metacarpa	-109,9117	112,99522	49,222477	-81,84689	90,375557	2,1227119	0	0	0
10	27,83112	35931	2	Left hand	Middle	Proximal	-81,84689	90,375557	2,1227119	-63,99371	67,838112	-25,22279	0	0	0
11	27,83112	35931	2	Left hand	Middle	Intermedi	-63,99371	67,838112	-25,22279	-58,50489	48,60207	-37,38184	0	0	0
12	27,83112	35931	2	Left hand	Middle	Distal	-58,50489	48,60207	-37,38184	-58,62048	33,768486	-41,77141	0	0	0
13	27,83112	35931	2	Left hand	Ring	Metacarpa	-117,4126	115,81037	42,522842	-98,27186	98,561363	-4,078808	0	0	0
14	27,83112	35931	2	Left hand	Ring	Proximal	-98,27186	98,561363	-4,078808	-85,83836	80,910141	-33,856	0	0	0
15	27,83112	35931	2	Left hand	Ring	Intermedi	-85,83836	80,910141	-33,856	-82,43907	62,981899	-47,53365	0	0	0
16	27,83112	35931	2	Left hand	Ring	Distal	-82,43907	62,981899	-47,53365	-82,8173	48,586517	-52,93772	0	0	0
17	27,83112	35931	2	Left hand	Pinky	Metacarpa	-128,623	114,31988	38,223053	-115,5004	103,00228	-7,923965	0	0	0
18	27,83112	35931	2	Left hand	Pinky	Proximal	-115,5004	103,00228	-7,923965	-110,7017	91,334312	-34,15603	0	0	0
19	27,83112	35931	2	Left hand	Pinky	Intermedi	-110,7017	91,334312	-34,15603	-109,648	79,191513	-44,67686	0	0	0
20	27,83112	35931	2	Left hand	Pinky	Distal	-109,648	79,191513	-44,67686	-109,9349	66,037857	-49,99136	0	0	0
21	18,31737	90524	3	Left hand	Palm		-99,09559	93,211769	17,614819	-99,09559	93,211769	17,614819	-19,5	-27,2	32,6
22	18,31737	90524	3	Left hand	Thumb	Metacarpa	-113,9719	95,936157	67,611893	-113,9719	95,936157	67,611893	0	0	0

Taula 5. Sortida obtinguda del programa *LeapMotionAppSpeedUp*

Font: elaboració pròpia

A la Taula 5 es pot observar que com a dades de sortida es dona:

- FPS als quals mostreja aquest programa
- Marcador de temps, en μ s
- El número de frame en el qual es troba el registre, tenint en compte que a cada unitat de temps s'obté un únic frame dins del qual hi ha un conjunt de totes les mesures preses en aquell instant dels dits i la mà. De fet, seguit d'aquesta columna, les següents contenen informació sobre quina mà és la detectada en cada fila (dreta o esquerra), quina zona de la mà (palma, canell o dit), quin tipus de dit (polze, índex, cor, anular o menovell) i quin os (veure
- Figura 31).
- Posició inicial i final als tres eixos (x, y, z) de cada dit
- Rotació de la mà. Es pot veure que és un valor que es captura a cada frame.

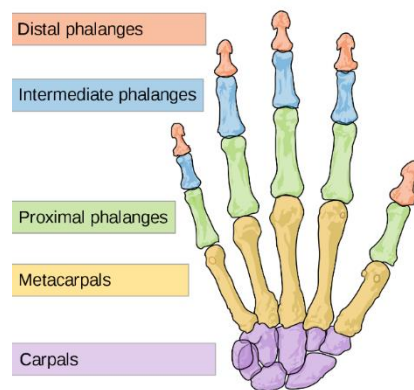


Figura 31. Ossos de la mà – Font: Viquipèdia

Abans d'iniciar l'anàlisi de les dades registrades per Leap Motion cal identificar quin eix és cadascun. Concretament, cal identificar quin és l'eix sobre el qual mesurarem l'amplitud del moviment, és a dir, quant s'obre la mà en realitzar l'Exercici A. Perquè finalment només voldrem tractar aquelles dades per a veure l'evolució del moviment.

Com que les dades de sortida en Excel són resultat d'un programa dissenyat per un becari del Tecnocampus, no hi ha bibliografia al respecte. Tampoc s'ha trobat cap indicació explícita sobre el detall de cada eix. És per això que, per esbrinar-ho, la metodologia que s'ha seguit consta bàsicament de tres experiments. Situant-se l'usuari per sobre del controlador Leap Motion, aquest ha desplaçat una mà per sobre del dispositiu. En cada enregistrament, el moviment ha estat en un eix diferent. Els moviments han estat en línia recta i s'ha intentat recórrer distàncies grans per a que posteriorment, en veure l'Excel generat per a cada experiment, fos més senzill de veure l'eix amb major variabilitat.

- A. El primer experiment s'il·lustra a la seqüència d'imatges de la Figura 32. Es tracta de moure la mà apropant-se i allunyant-se de la pantalla de l'ordinador.

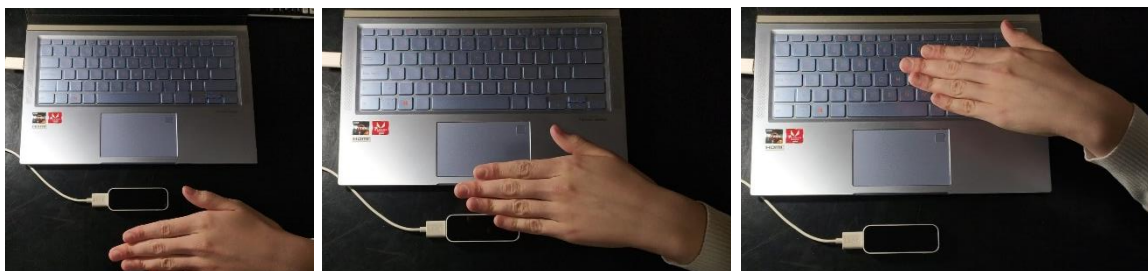


Figura 32. Experiment A
Font: elaboració pròpia

- B. El segon experiment s'il·lustra a la seqüència d'imatges de la Figura 33. Es tracta d'aixecar i baixar la mà per sobre del controlador Leap Motion, acostant-la i allunyant-la en direcció vertical al mateix.

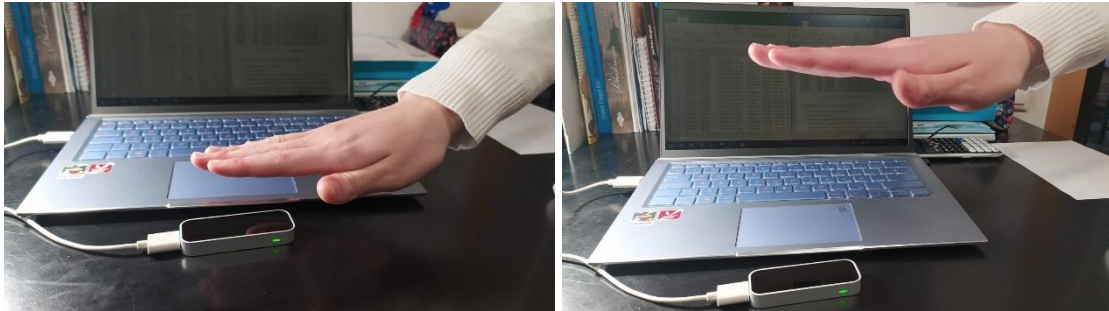


Figura 33. Experiment B

Font: elaboració pròpia

- C. L'últim experiment s'il·lustra a la seqüència d'imatges de la Figura 34. Consisteix en desplaçar horitzontalment la mà de l'usuari, d'un costat a l'altre del que podria ser el teclat de l'ordinador.

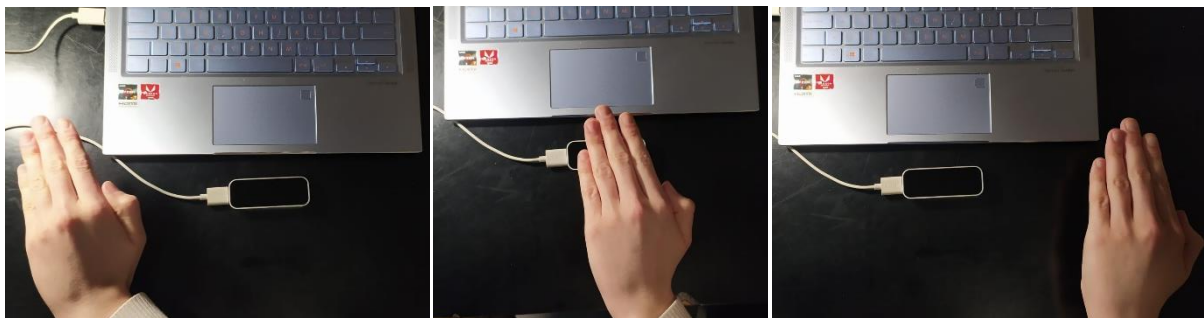


Figura 34. Experiment C

Font: elaboració pròpia

D'aquesta manera, observant en detall les dades obtingudes amb l'Excel en tots dels experiments, s'ha pogut determinar quin és cadascun dels eixos que identifica Leap Motion.

Experiment	Moviment en l'eix...
A	x
B	y
C	z

Taula 6. Moviment registrat a cada experiment

Font: elaboració pròpia

Dit això, els eixos cartesianes a Leap Motion es mostren a representats a la Figura 35.

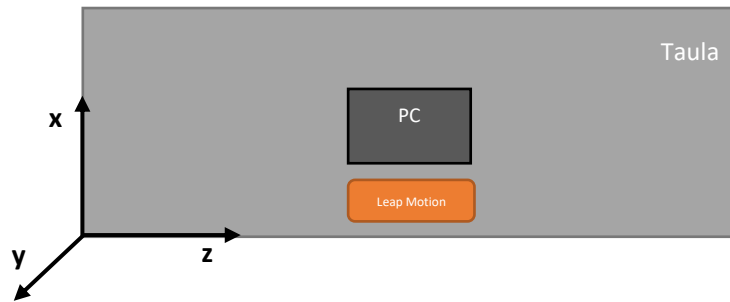


Figura 35. Eixos cartesianes a Leap Motion. Vista en planta
Font: elaboració pròpia

Pel que fa a l'origen de coordenades, la seva posició sobre el dibuix no és exacta atès que no s'ha trobat on està el $(0,0,0)$, des de la perspectiva del controlador. No obstant això, com que al final només interessa saber la variació del moviment en un dels eixos, no resulta una dada imprescindible. En concret, per a l'Exercici A, l'amplitud que es vol mesurar serà la distància a l'eix x.

8.2.4. Estudi de la conveniència de Leap Motion per als Exercicis B i C

En aquest cas es vol esbrinar si aquest dispositiu és capaç de reconèixer un peu o una cama (tot i estar fet per a la parametrització del moviment de les mans únicament) perquè, de ser així, es podria plantejar com a alternativa per als Exercicis B i C.

S'ha realitzat una prova en la qual es desplaçava el peu amunt i avall en l'eix y, i una altra en la que es feia un moviment també vertical amb la cama. En ambdós casos s'ha observat que el controlador Leap Motion registra dades, però no és capaç d'identificar què és el que s'està movent. Segueix interpretant-ho com una mà, amb els seus dits i ossos característics, i això fa que els resultats numèrics que s'obtenen no tinguin validesa, perquè no es pot saber de quin punt és cada dada.

En conclusió, s'ha descartat Leap Motion com a alternativa per a la parametrització dels exercicis B i C.

9. Estudi de viabilitat de les solucions proposades

A continuació es durà a terme l'estudi de viabilitat de totes les alternatives de solució proposades.

Si bé és veritat que pel que fa al projecte final, l'estudi de viabilitat s'ha de fer només de la solució escollida, en aquest punt ens trobem que abans de determinar quina és la solució òptima es vol aprofundir i assajar amb els diferents sensors per a contrastar totes les alternatives de la millor manera. Per tant, en aquest apartat s'analitzarà amb deteniment si totes elles són viables (perquè en cas de no ser-ho es descartarien ja aquestes solucions), i la determinació de la idea final, així com el conseqüent anàlisi de la seva viabilitat, es faran posteriorment.

S'analitza la viabilitat del projecte a tres nivells: tècnic, econòmic i mediambiental.

La viabilitat tècnica avalua la possibilitat de que la solució pugui materialitzar-se des del punt de vista tècnic de la seva fabricació o construcció (estat de l'art).

L'econòmica, per la seva banda, valora la inversió necessària i la seva rendibilitat des del punt de vista dels beneficis generats. Atès que el present document és un avantprojecte, el capítol econòmic no es farà amb tot el detall que requereix, perquè hi ha moltes variables que no es podran quantificar fins que el projecte estigui en una fase més madura.

La viabilitat mediambiental persegueix l'objectiu d'evitar impactes sobre el medi ambient no permesos, incorporant, si cal, mesures correctores.

9.1. Viabilitat tècnica

La viabilitat tècnica, en aquest cas, contempla si la solució que s'ha donat es pot materialitzar.

Solucions A-1 i A-2

Ambdós sistemes de captura de moviment estan disponibles a l'Escola Universitària Tecnocampus, i es posen a disposició dels projectistes per a què aquests puguin treballar amb ells. Per tant, és totalment viable la solució que es proposa.

De fet, s'han dut a terme les primeres proves amb Perception Neuron i Leap Motion, el resultat de les quals s'ha exposat en apartats anteriors del projecte.

Solució A-3

En aquest cas s'hauria de fabricar la solució, però és quelcom que resulta fàcil d'imaginar per la gran quantitat de dispositius i la gran utilització dels sistemes amb pinça.

A la Figura 36 es mostra quelcom que es fabrica i es comercialitza avui en dia i que ens podria recordar a la idea que es vol aconseguir en aquest cas. La diferència clara, però, és que la pinça de la Figura 36 està feta amb la intenció que l'usuari hagi de fer dorca, i en el nostre cas el fregament hauria de ser ben petit, gairebé negligible. Tot i així, això demostra que sí que és viable la fabricació d'aquest element, al qual se li hauria d'afegir un element de mesura que permetés determinar quant s'ha obert la pinça cada vegada (podria ser des d'un regle graduat – en aquest cas el metge hauria de registrar les dades – fins un sistema de electrònic).



Figura 36. Pincas de mà per a fer força
Font: amazon.es

Solució BC-1

Per aquesta solució cal buscar un sensor làser o un telèmetre làser. Al mercat n'hi ha molts i de diferents tipus (veure Figura 37 i 38), per tant és viable aconseguir-ne un.

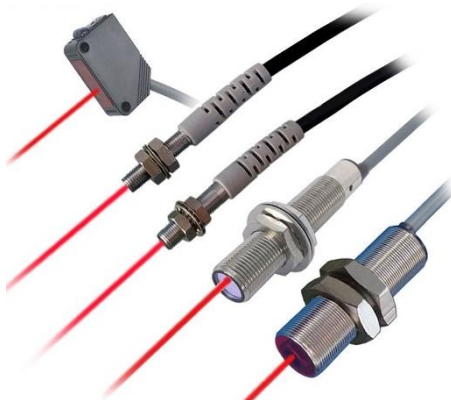


Figura 37. Sensors làser
Font: RoHs



Figura 38. Telèmetre làser
Font: amazon.es

Pel que fa a sensors làser es poden consultar sensors de fabricants com *RoHs* o *Keyence* al catàleg de *BitMakers* [36]. Referent als telèmetres làser, actualment a *Amazon* es comercialitzen els dos millors valorats en data Febrer del 2022, que són dels fabricants *TECCPO* i *GALAX PRO* [37].

Per altra banda, caldria elaborar un software que tractés les dades recollides. Conceptualment no resulta un software gaire complicat. Amb la programació adient és viable aconseguir-ho.

Solució BC-2

Aquesta solució, molt similar a la anterior, requereix un sensor d'ultrasò. Al mercat n'hi ha molt disponibles. Els que han estat valorats com a millors del mercat aquest 2022 han estat els dels fabricants *KeeYees* i *HiLetgo* [38], però n'hi ha molts d'altres. Molts d'ells es poden comprar per la plataforma *Amazon*. D'aquí que veiem la viabilitat d'aquesta solució.



Figura 39. Sensor d'ultrasò

Font: amazon.es

Solució BC-3

Qualisys és un fabricant especialitzat en sistemes de captura de moviment mitjançant càmeres i ofereix un ampli catàleg [39] amb el que es pot materialitzar aquesta alternativa de solució. A més a més, aquest fabricant ven el sistema juntament amb un software ja desenvolupat i especialitzat (pack de software QTM + Visual3D, referent mundial per a l'anàlisi de moviment) que permetria el posterior anàlisi dels exercicis registrats.



Figura 40. Càmera Qualisys

Font: metron-ms.com

Solució BC-4

Per aquesta solució es podrien emprar el que s'anomena unitats de multiprocés MPU6050, una unitat de mesura inercial IMU (*Inertial Measurement Unit*) [40] i un dispositiu electrònic.

Això, convenientment dissenyat per tal de ser acoblat a les parts del cos del pacient que es considerin, possibilitaria les mesures que s'ha explicat anteriorment. Per tant, resulta també una solució viable tècnicament.

Solució BC-5

Per aquesta solució, tots els components que s'ha esmentat en l'explicació de la mateixa (punter, regla graduada, resistències per al circuit elèctric, etc) són components disponibles al mercat i comercialitzats en grans quantitats avui en dia. Per tant, es valida aquesta alternativa ja que fàcilment es veu que es pot materialitzar i per tant és viable tècnicament.

Solució BC-6

Per a la última solució es pot descarregar l'aplicació AccDataRec de manera gratuïta a qualsevol dispositiu mòbil. Resulta una alternativa interessant perquè només requereix d'un dispositiu mòbil i un ordinador sobre el qual treballi Matlab, i ambdues coses estan actualment a disposició del projectista sense cap cost afegit.

Tot i que el format de les dades de sortida de l'aplicació no és gaire comú, es pot obrir l'arxiu des del bloc de notes perquè són columnes de text. L'anàlisi de les dades es pot fer mitjançant un programa com Matlab, tal i com es pot veure a la Figura 41.

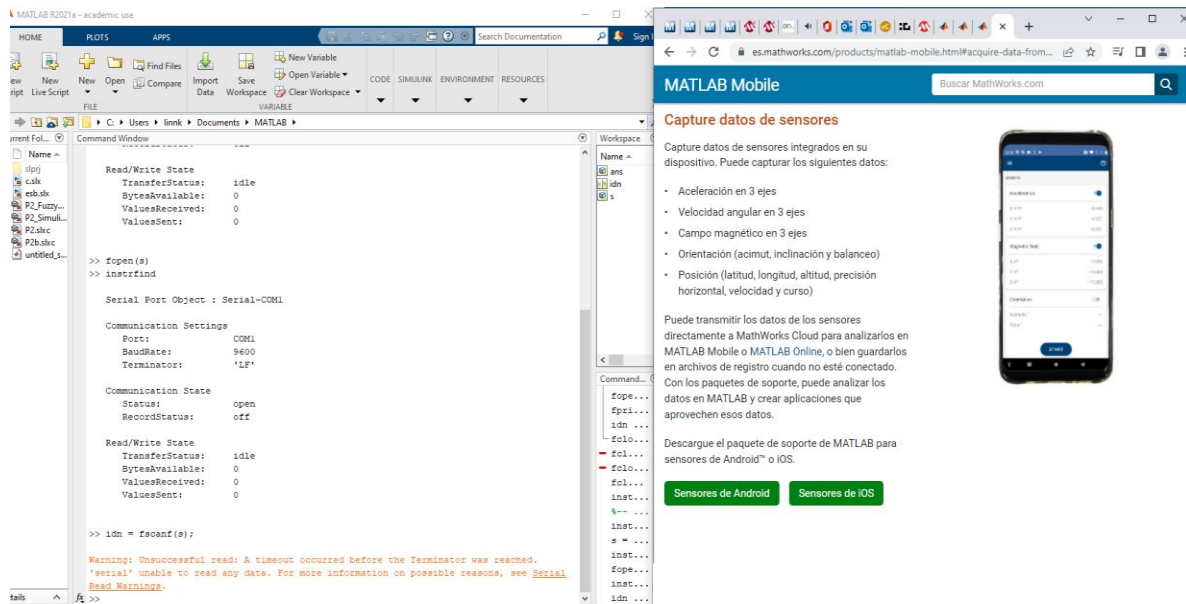


Figura 41. Tractament de les dades de l'aplicació AccDataRec amb Matlab
Font: elaboració pròpia

Per tal d'assegurar el bon funcionament d'aquesta aplicació s'ha fet una petita prova del programa.

Per començar, després de la instal·lació de l'aplicació al mòbil des de la plataforma *GooglePlay*, s'ha reproduït el moviment de l'Exercici B. A continuació es mostra la configuració, inicialització i enregistrament de dades en l'entorn de l'aplicació.

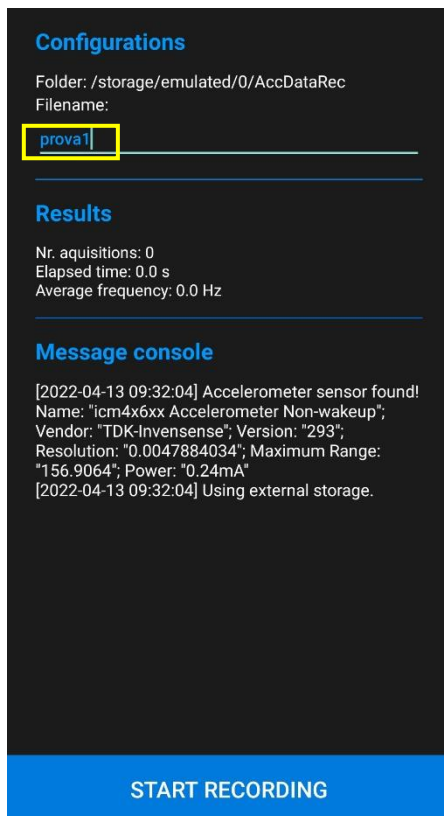


Figura 42. Pas 1: Nom de l'enregistrament
Font: elaboració pròpia

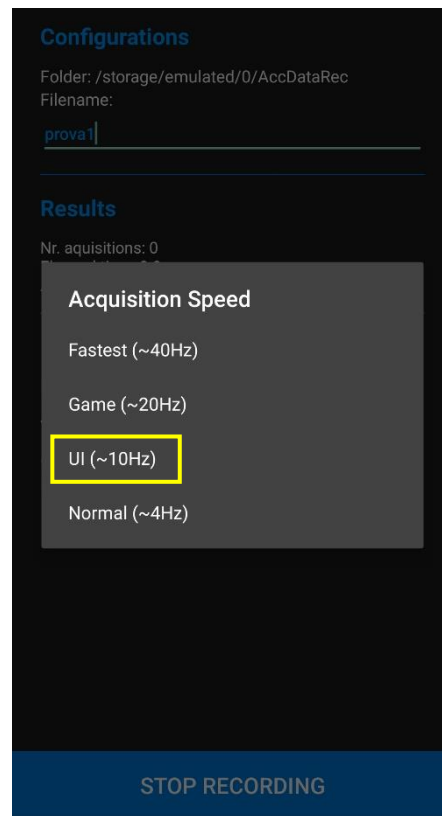


Figura 43. Pas 2: Freqüència d'adquisició
Font: elaboració pròpia

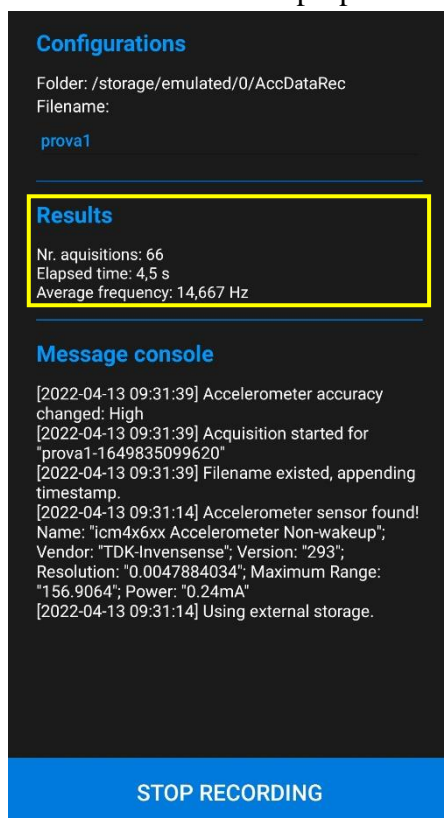


Figura 44. Pas 3: Enregistrament de dades
Font: elaboració pròpia

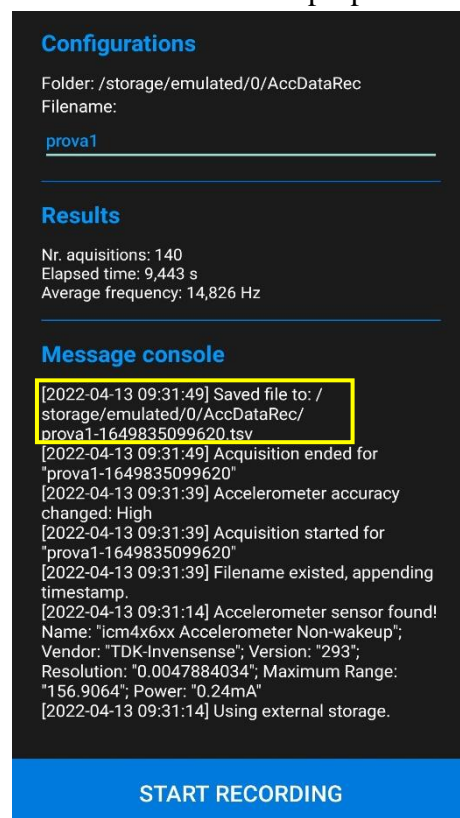


Figura 45. Pas 4: Finalització de l'enregistrament
Font: elaboració pròpia

L'encapçalament del fitxer obtingut amb les dades registrades per aquesta aplicació es mostra a la Figura 46.

1	1649676174780	-0,45	4,821	8,582	prova1
2	1649676174813	-0,495	4,785	8,557	prova1
3	1649676174893	-0,302	4,821	8,584	prova1
4	1649676174977	-0,427	4,815	8,492	prova1
5	1649676175012	-0,439	4,799	8,644	prova1
6	1649676175092	-0,46	4,812	8,194	prova1
7	1649676175173	-0,483	4,68	8,574	prova1
8	1649676175213	-0,206	4,533	9,102	prova1
9	1649676175294	-0,271	4,559	8,68	prova1
10	1649676175374	-0,231	4,627	8,914	prova1
11	1649676175415	-0,274	4,516	8,478	prova1

Figura 46. Encapçalament del fitxer obtingut amb AccDataRec
Font: elaboració pròpia

Per a poder treballar amb aquest fitxer des d'un programa com Matlab cal fer algunes modificacions. Primerament eliminarem la columna amb variables *string*, que en aquest cas és la última columna. A més a més cal substituir les comes per punts; d'altra manera el programa no reconeixerà els valors. Una vegada fet això, el fitxer amb el qual es treballarà serà com el de la Figura 47.

1	1649676174780	-0.45	4.821	8.582
2	1649676174813	-0.495	4.785	8.557
3	1649676174893	-0.302	4.821	8.584
4	1649676174977	-0.427	4.815	8.492
5	1649676175012	-0.439	4.799	8.644
6	1649676175092	-0.46	4.812	8.194
7	1649676175173	-0.483	4.68	8.574
8	1649676175213	-0.206	4.533	9.102
9	1649676175294	-0.271	4.559	8.68
10	1649676175374	-0.231	4.627	8.914
11	1649676175415	-0.274	4.516	8.478

Figura 47. Encapçalament del fitxer modificat de l'aplicació AccDataRec
Font: elaboració pròpia

I ara sí, amb aquest format és possible llegir les dades des del Matlab (veure Figura 48).

The screenshot shows a MATLAB script window with the following code:

```

1 %Llegim l'arxiu .tsv on s'han guardat les dades de AccDataRec
2 - nuria = dlmread('proval_modificada.tsv', '\t');
3

```

Below the code, the 'Variables - nuria' window displays a 196x6 double matrix. The visible portion of the matrix is as follows:

	1	2	3	4	5	6	7	8
1	1	1.6497e+12	-0.4500	4.8210	8.5820	0		
2	2	1.6497e+12	-0.4950	4.7850	8.5570	0		
3	3	1.6497e+12	-0.3020	4.8210	8.5840	0		
4	4	1.6497e+12	-0.4270	4.8150	8.4920	0		
5	5	1.6497e+12	-0.4390	4.7990	8.6440	0		
6	6	1.6497e+12	-0.4600	4.8120	8.1940	0		
7	7	1.6497e+12	-0.4830	4.6800	8.5740	0		
8	8	1.6497e+12	-0.2060	4.5330	9.1020	0		
9	9	1.6497e+12	-0.2710	4.5590	8.6800	0		
10	10	1.6497e+12	-0.2310	4.6270	8.9140	0		
11	11	1.6497e+12	-0.2740	4.5160	8.4780	0		

Figura 48. Dades de l'enregistrament de l'Exercici B llegides amb el Matlab

Font: elaboració pròpia

A continuació s'ha volgut veure si la mateixa aplicació detectava els canvis produïts per l'usuari en realitzar l'Exercici C. S'ha fet un enregistrament seguint els mateixos passos descrits en el pas anterior, i s'ha visualitzat les dades al Matlab (veure Figura 49).

The screenshot shows a MATLAB script window with the following code:

```

1 %Llegim l'arxiu .tsv on s'han guardat les dades de AccDataRec de l'exC
2 - exC = dlmread('ExC.tsv', '\t');
3

```

Below the code, the 'Variables - exC' window displays a 126x6 double matrix. The visible portion of the matrix is as follows:

	1	2	3	4	5	6	7	8	9
1	1	1.6500e+12	-0.5230	-3.6340	9.1430	0			
2	2	1.6500e+12	-0.4970	-3.5710	9.1180	0			
3	3	1.6500e+12	-0.4560	-3.6540	9.1080	0			
4	4	1.6500e+12	-0.4860	-3.6030	9.1130	0			
5	5	1.6500e+12	-0.5090	-3.5910	9.1340	0			
6	6	1.6500e+12	-0.4980	-3.5980	9.1310	0			
7	7	1.6500e+12	-0.4830	-3.5950	9.1230	0			
8	8	1.6500e+12	-0.4960	-3.6070	9.1850	0			
9	9	1.6500e+12	-0.5190	-3.5750	9.1200	0			
10	10	1.6500e+12	-0.5590	-3.5380	9.1940	0			
11	11	1.6500e+12	-0.6450	-3.6280	9.2390	0			

Figura 49. Dades de l'enregistrament de l'Exercici C llegides amb el Matlab

Font: elaboració pròpia

Els resultats són positius: l'aplicació és capaç de detectar els canvis quan es realitza l'Exercici C. Per tant, podria ser emprat per la parametrització del moviment tant per l'Exercici B com pel C.

9.2. Viabilitat econòmica

Econòmicament, les solucions A-1 i A-2 ens trobem que són del tot viables perquè els dos sistemes estan disponibles al Tecnocampus. Per tant, no cal fer cap inversió inicial per a adquirir-los.

Pel que fa a la resta de solucions, s'ha vist que els components necessaris per a materialitzar-les es comercialitzen per plataformes online de fàcil accés avui en dia, i els seus preus són raonables i accessibles (es poden veure tots els preus en la referència corresponent a cada component, a l'apartat anterior).

Tot i que més endavant, quan s'hagi escollit la millor solució, es farà un estudi econòmic exhaustiu, en aquest moment és viable econòmicament tirar endavant aquest projecte.

9.3. Viabilitat mediambiental

La viabilitat mediambiental d'un projecte és cada vegada més important per les empreses, que busquen constantment models d'economia circular. Es tracta d'evitar impactes no permesos sobre el medi ambient i incorporar les mesures correctores adients al projecte que assegurin aquesta condició, de manera que es permeti la seva execució i posada en funcionament.

En el nostre cas cal considerar l'impacte mediambiental de les solucions proposades. Això s'ha fet amb unes taules de valoració que consideren l'efecte que tenen sobre el medi ambient des de les matèries primeres dels components que es compren fins la utilització de la solució en sí mateixa i el seu reciclatge, al final de la seva vida útil. Es podrien destacar alguns punts:

- El transport dels productes o matèries primeres que es comprin sí que és quelcom contaminant. En aquest sentit, les solucions que involucren productes que ja es tenen disponibles a la universitat, presenten un avantatge respecte la resta. No

obstant això, inclús a les solucions on s'haurien de comprar tots els components, no n'hi ha tampoc gaires.

- En tots els casos la generació de residus seria petita, i es tractarien a la deixalleria.
- Cap de les solucions tindria afectacions sobre el pla urbanístic o el sòl i ecosistema de l'indret on es posi en marxa.
- En cap cas es tracta amb materials perillosos ni amb substàncies tòxiques. Tampoc es genera soroll que pugui ser molest per al proïsme.

Amb el que s'ha fet es pot concloure que el projecte és viable a nivell mediambiental; cap de les solucions es pot considerar que tingui un gran impacte sobre el medi ambient. Dit això, es pot afirmar que el projecte, en global, serà viable, sigui quina sigui l'alternativa de solució triada.

10. Valoració de les solucions

Una vegada exposades diferents alternatives de solució i havent comprovat que totes elles són viables es durà a terme la seva valoració.

10.1. Valoració de les solucions de l'exercici A

Pel que fa a les alternatives de solució de l'exercici A, i en consonància amb les conclusions extretes de les proves realitzades amb Axis Neuron, s'ha vist la inconveniència d'aquesta solució per a l'aplicació concreta d'aquest projecte.

Les proves realitzades amb el controlador Leap Motion han donat resultats molt bons. És un sistema que resulta senzill d'utilitzar, que no necessita més que un ordinador on ser connectat, i que dona resultats fiables i precisos, amb una precisió de dècimes de mil·límetre. És un sistema que actualment està a disposició de la projectista i, per tant, es tracta d'una alternativa de solució totalment vàlida.

10.2. Valoració de les solucions dels exercicis B i C

Per a fer la valoració d'aquests exercicis s'ha dissenyat unes taules que seran les que es faran servir per a analitzar cada solució. Aquestes taules tenen en compte de quina manera satisfà cada solució totes les especificacions tècniques establertes, donant una importància diferent i major als requeriments (R), respecte els desitjos (D).

Cal recordar l'Exercici B i l'Exercici C (Figura 50).



Figura 50. Exercici B (esquerra) i C (dreta)

Font: exerciciterapeutic.cat

Per a cadascun d'aquests exercicis, s'ha proposat a l'apartat anterior una sèrie de solucions alternatives que donarien resposta al problema plantejat. A continuació s'avaluaran totes elles. Primer es farà un anàlisi qualitatiu en vista a les opcions que ofereix el mercat, específiques per a cada solució. Finalment es quantificarà la millor solució gràcies a unes taules de valoració dissenyades a partir de les especificacions tècniques del dispositiu.

Solució BC-1 i BC-2

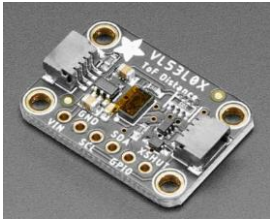
La primera solució (BC-1) contemplava un sistema que mesurés amb un làser els valors de l'alçada de la cama (Exercici B) o el peu (Exercici C) del pacient en cada moment. La segona solució (BC-2) es basava en la mateixa idea amb la única diferència que la mesura es feia amb un sensor d'ultrasò.

La major diferència entre un sensor làser i un ultrasò és el seu mode de funcionament. Com bé diu el seu nom, el làser fa servir llum infraroja per mesurar la distància a la qual es troba un objecte, mentre que l'ultrasò ho fa amb ones de so (aquest mètode es coneix com ecolocalització).


Inicialment es partí de la idea que el sensor (tant si era làser o d'ultrasò) estigués situat a nivell del terra. D'aquesta manera mesuraria la distància de baix a dalt: des del terra fins el punt on estigués l'extremitat corresponent. No obstant això, s'ha vist que en cas de ser així, en moure la cama o el peu (sobretot si es fes ràpidament o si el moviment de pujar i baixar cama o peu no fos exactament perpendicular al terra en tot moment), el sensor podria perdre la referència i confondre qualsevol de les dues coses amb un altre element de la consulta del metge (per exemple, la taula, una part de la cadira, o inclús una altra part del cos del pacient propera, etc.) fàcilment. En altres paraules, ens podríem trobar que en algun moment de la mesura, la distància registrada pel sensor no fos la distància entre el terra i el peu del pacient sinó que fos, per exemple, la distància entre el terra i l'altre genoll (el de l'altra cama, que està estàtic) del pacient.

Dit això, s'ha decidit col·locar el sensor acoblat al peu del pacient: això permet que el punt de rebot del mateix sigui sempre contra el terra i no es confongui amb un altre element de la sala, com s'ha exposat. Així doncs, la distància mesurada sempre serà de dalt a baix: des del peu fins el terra.

A continuació es mostra el sensor làser escollit per a l'aplicació en cas de triar la solució BC-1. Més endavant es pot trobar la mateixa taula però per al cas del sensor d'ultrasò (solució BC-2).

Solució	Nom	Foto	Fabricant / Distribuïdor
BC-1	LIDAR Distance Sensor VL53L0X (Product ID: 3317)		Adafuit / Mouser Electronics
Rang de detecció	Altres	Preu unitari del component	Referències
50mm – 1.2m	Necessari que es registri el temps. Caldrà recollir les dades i tractar-les amb Arduino UNO.	28,92 €	[41] [42]

Taula 7. Sensor làser per a la solució BC-1
Font: elaboració pròpia

Solució	Nom	Foto	Fabricant / Distribuïdor
BC-2	Sensor ultrasò HC-SR04 (Product ID: 3942)		Adafuit / Mouser Electronics
Rang de detecció	Altres	Preu unitari del component	Referències
Detecta: 2cm-400cm IDEAL: 10cm-250cm	Caldrà recollir les dades i tractar-les amb Arduino UNO.	3,46 €	[43]

Taula 8. Sensor làser per a la solució BC-2
Font: elaboració pròpia

Les dues solucions o, més ben dit, els dos sensors, sembla que a priori poden donar resposta a la necessitat de parametritzar la distància que volem. És més, les dues tecnologies la mesuren de la mateixa manera, que s'explica breument a continuació. [44] [45]

Per a mesurar l'espai que està separat el peu respecte el terra, es parteix de l'expressió de la velocitat constant. Es mostra a l'equació (3.7), on s és l'espai i t és el temps.

$$v = \frac{s}{t} \quad (3.7)$$

La velocitat del so és coneguda (343 m/s) i el temps ens el donarà el propi sensor a través de la API d'Arduino. Aïllant la s de l'equació (3.7) es troba la dada buscada.

Per a l'aplicació que ens proposem s'ha considerat millor la utilització d'un sensor d'ultrasò. A més de ser més econòmic i més fàcil d'implementar amb Arduino, el rang de detecció del component que s'ha mostrat a la Taula 9 és més ampli que el del làser, i no necessita estar encarat de manera tan precisa com el làser amb l'objecte respecte el qual mesura la distància. És més, si un es fixa en la Taula 9 es veu clarament que els avantatges que ofereix el làser respecte l'ultrasò no són significatius en aquesta aplicació. Tot i així, l'elecció final entre ambdós sensors es deixa per a la valoració quantitativa, amb les taules de valoració.

Type	Ultrasonic	IR	LIDAR	ToF
Suitability for Long Range Sensing	No	No	Yes	Yes
High reading frequency	No	No	Yes	Yes
Cost	Low	Low	High	Moderate
Suitability to use for complex objects	No	Yes	Yes	Yes
Sensitive to external conditions	Yes	No	No	No
3D imaging compatible	No	No	Yes	Yes

Taula 9. Comparativa de sensors de distància - Font: <https://www.seeedstudio.com/>

En concret, es proposa una solució amb el muntatge il·lustrat al croquis de la Figura 51.

Es pot veure que el que s'ha pensat per a les solucions BC-1 i BC-2 és un muntatge que va lligat i assegurat al peu del pacient gràcies a unes tires de velcro. Es tracta d'una

plataforma que protegeix el sensor, que podria ser una plataforma com s'ha dibuixat, o podria ser una petita caixa només a la part del sensor.

Per tal d'evitar que, si s'inclinés el peu 45° per exemple, la distància que mesurés els sensor no fos la distància vertical fins el terra sinó la distància diagonal (perquè la punta del peu no estarà, en aquest punt, paral·lela a terra sinó que estarà inclinada respecte l'horitzontal), es dissenyaria un eix amb una petita curvatura, d'extrem a extrem de la plataforma. De l'eix penjaria el sensor, que podria lliscar per aquest eix. Als dos punts de contacte entre l'eix i la plataforma s'hi col·locarien coixinets. D'aquesta manera l'eix podria girar sense fricció respecte la plataforma, aconseguint que quan el peu del pacient es posés inclinat, el sensor llisqués fins a estar horitzontal respecte el terra, per gravetat, i així la mesura que faria en tot moment seria la de la distància totalment vertical.

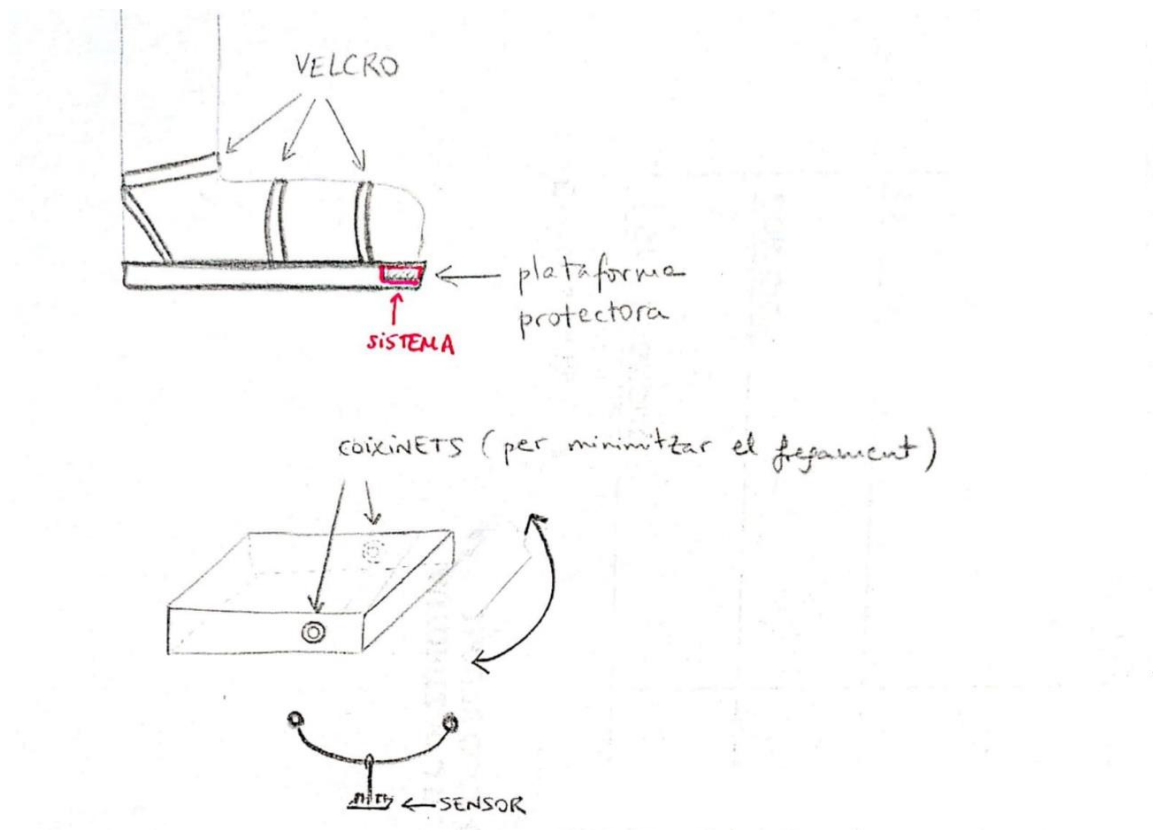



Figura 51. Croquis de la solució BC-1 / BC-2
 Font: elaboració pròpia

Val a dir que en tot moment s'ha parlat d'un sensor làser en la solució BC-1, i no d'un telèmetre làser, perquè aquest últim està molt encarat a aplicacions en l'àmbit de la construcció. És per això que té rangs de detecció molt llargs, i el seu preu augmenta en concordança.

Solució BC-3

En tercer lloc es plantejava un sistema amb càmera incorporada. Aquesta càmera filmaria tot el desenvolupament dels exercicis i, posteriorment, se'n podria extreure les mesures d'amplitud, velocitat i ritme amb un software especialitzat.

Després d'un anàlisi en profunditat dels productes disponibles al mercat, s'ha valorat la idoneïtat de les càmeres de l'empresa *Qualisys*, experta en captura de moviments. De tot el catàleg de càmeres, la que més s'adequa a la nostra aplicació es mostra a la taula següent, juntament amb les seves especificacions.

Solució	Nom	Foto	Fabricant / Distribuïdor
BC-3	Qualisys Miquis M1 Camera		Qualisys
Rang de detecció	Altres	Preu unitari del component	Referències
Màxim 10 metres Mínim no especificat	Inclou un paquet de software QTM + Visual3D	Cal demanar-lo. Fonts properes a l'empresa i alguns clients afirmen que el preu aproximat d'aquesta càmera és de US \$6.200 [46].	[47]

Taula 10. Càmera per a la solució BC-3
Font: elaboració pròpia

Aquesta opció s'ha descartat pel seu elevat cost. Les característiques d'aquesta càmera no són tant superiors com per justificar el gran augment del cost de la solució. És més, tot i que el software de processament de dades ve inclòs al preu, aquest processament és posterior a la gravació i, per tant, en el nostre cas el metge no rebria les dades en temps real.

Solució BC-4

La quarta solució contemplava un sensor que, col·locat i assegurat sobre la cama o el peu del pacient, anés registrant dades de desplaçament del mateix.

Això es pot fer amb un sensor IMU (Unitat de Mesura Inercial), o inclús amb el software Axis Neuron.

Pel que fa al sensor IMU, s'ha investigat i s'ha trobat que la seva implementació resulta complicada, i caldria dissenyar de zero un sistema amb diferents IMUs connectats entre sí. Això, en el fons, és exactament el mateix que Axis Neuron. I com que aquest és un sistema del que disposem, s'ha procedit a investigar si Axis Neuron pot donar resposta a la necessitat d'aquesta aplicació.

Només s'ha de tenir en compte un factor. Axis Neuron inclou més de 30 sensors, repartits per tot el cos, amb els que parametriza la totalitat del moviment d'una persona: des del cap i les extremitats superiors, el tronc i fins les extremitats inferiors. Referent al cas que planteja aquesta alternativa de solució, a nosaltres només ens caldria el sensor del peu. Mentre el pacient fa l'Exercici B o C ens és indiferent el moviment del tronc o dels braços. Per tant no voldríem posar al pacient tots els sensors, perquè el problema és que posar-se'ls tots és quelcom tediós, llarg i difícil, sobretot si es té en compte que l'usuari seria un malalt de Parkinson, ja que això li podria fer perdre l'equilibri.

Dit això, s'ha procedit a fer diferents proves amb el hardware Axis Neuron i el seu software, Perception Neuron. Després de diferents escenaris, quan s'ha provat de parametrizar només el moviment d'un peu (per tant, quan l'usuari només portava un sol sensor, el corresponent al peu dret) el programa ha fet aparèixer l'avertència de la Figura 52.

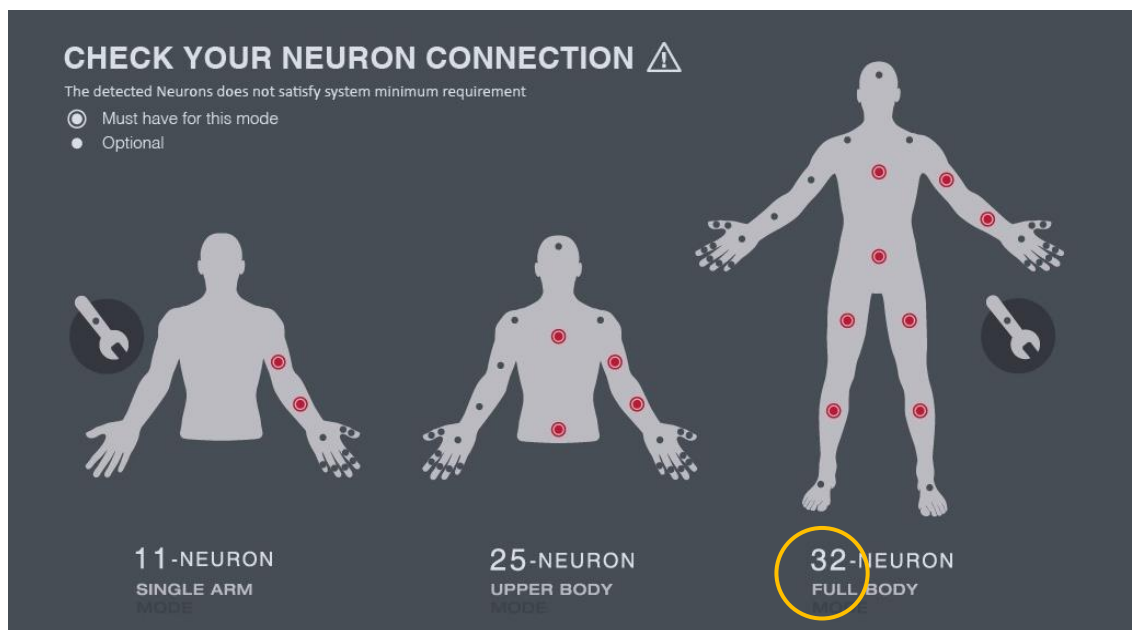


Figura 52. Advertència del programa Axis Neuron
Font: elaboració pròpia

Tal com es veu a la Figura 52, tot i que en cap manual del fabricant s'havia trobat prèviament aquesta informació, no hi ha manera de registrar únicament el moviment del sensor del peu (que correspon al sensor encerclat en groc a la imatge).

Amb tot el que s'ha comentat fins aquest punt es descarta aquesta opció. Seria una bona alternativa en cas que no calgués posar tots els sensors al pacient, però com s'ha vist no és possible.

Tanmateix, abans de descartar definitivament qualsevol opció similar a aquesta, s'ha buscat més tecnologies semblants a Axis Neuron que estiguin disponibles al mercat.

Dins d'altres alternatives [48] a Axis Neuron estaria la Càmera infraroja Vicon 460, amb els seus marcadors passius corresponents (veure Figura 53). Existeixen altres opcions, però totes elles, inclús la del sistema de Càmera infraroja esmentat, tenen un elevat cost d'adquisició. No obstant això, val a dir que la tecnologia de la Figura 53 sembla més senzilla de posar que Axis Neuron (fet que seria positiu a l'hora d'avaluar la tecnologia, perquè el temps i la comoditat de la posada en marxa amb el pacient serien millors).

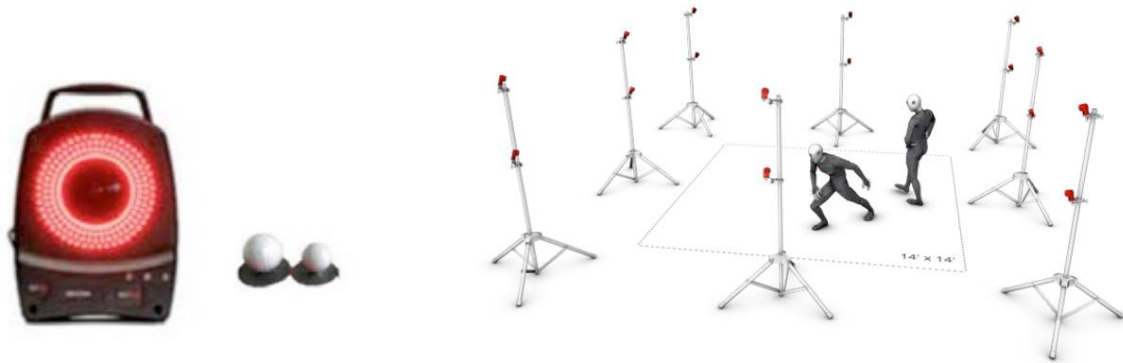


Figura 53. Càmera infraroja Vicon 460 i marcadors passius

Font: Vicon

Cal tenir en compte que aquesta tecnologia és molt similar a Axis Neuron. Fins no haver fet diverses proves amb Axis Neuron, no es va descobrir el fet que no era possible registrar parts aïllades del cos del pacient. El fet de no conèixer a fons noves tecnologies és perillós en el sentit que podria ser que es fes un esforç econòmic per adquirir-les, i després aparegués aquest problema, doncs cal tenir present que amb Axis Neuron no es tractava d'una especificació que aparegués a cap manual ni a cap fòrum del fabricant. Tanmateix, havent vist la viabilitat de solucions molt més econòmiques que aquesta, es descarta la solució BC-4.

Solució BC-5

Aquesta solució es tractava d'un punter o punxa que es pogués acoblar a la punta de la sabata del pacient. Aquest punter es desplaça sobre una regla graduada, a la vegada que el pacient està fent l'exercici, i en aquest cas es registren el valor màxim i mínim de l'alçada a la qual arriba gràcies a que la regla seria un circuit de corrent continu. En aquest circuit, segons la distància a la qual arriba el punter, es modifica el valor de la resistència del circuit.

A priori, tot i tractar-se d'una solució totalment vàlida, s'hauria de ser curós en el disseny del sistema perquè no alterés el moviment natural del pacient, si es fes contacte. El fregament es podria minimitzar amb la col·locació de coixinets, però tot i així podria no ser idoni. La punxa que porta el pacient a la sabata hauria d'estar adherida o fent contacte tota l'estona amb la regla, perquè si es separés es podria perdre el valor de la mesura. Tanmateix, el sistema pot ser quelcom aparatós per col·locar a la consulta del metge, i pot ser més difícil de fer servir que altres mètodes que s'han explicat.

Solució BC-6

La última solució consistia en la utilització de l'aplicació mòbil AccDataRec per a la captura del moviment de l'usuari, fent servir els acceleròmetres del dispositiu. Tal i com s'ha descrit a la viabilitat tècnica d'aquesta solució, es tracta d'una alternativa viable.

No obstant això, hi ha un problema. Amb els resultats de les proves que s'ha fet amb l'aplicació AccDataRec no resulta difícil graficar aquests valors i obtenir els màxims, per exemple, però cal notar que aquestes dades són d'acceleració als tres eixos de coordenades. I per a l'aplicació que es vol aconseguir cal treballar amb distàncies. Si bé és veritat que l'acceleració i la distància estan íntimament relacionades, perquè l'acceleració és la segona derivada de la posició, l'aplicació d'aquest concepte amb les dades recollides quant a codi pel programa no és tan trivial. Dit això, s'ha mostrat que aquesta darrera solució és viable tècnicament, però no es tracta d'una alternativa senzilla de desenvolupar.

Tanmateix, després d'una entrevista amb la Dra. Sanz, on ha recalcat la problemàtica de la privacitat amb les dades dels pacients, s'ha vist la conveniència que el dispositiu mòbil emprat en aquesta solució sigui un dispositiu de i per l'hospital. Per tant, cal considerar el cost d'aquest dispositiu, que fa que augmenti el preu d'aquesta solució per sobre de les altres.

Amb tot, es descarta aquesta alternativa per davant de les altres que s'ha vist, que són més econòmiques i senzilles de desenvolupar. Aquesta solució resta com una alternativa possible, si les altres finalment no donessin bons resultats.

A continuació s'avaluarà de manera quantitativa les millors solucions, després de la descripció qualitativa que s'acaba de fer de totes elles. No es tindrà en compte les solucions que s'han descartat durant aquest procés. Per tant, l'avaluació quantitativa serà de les solucions BC-1 (sensor làser), BC-2 (sensor d'ultrasò) i BC-5 (sistema amb la regla graduada). Totes aquestes solucions són similars quant al cost (no n'hi ha una que suposi una inversió econòmica significativament més gran que les altres, com passava amb les solucions plantejades a BC-4), per tant com a criteri de valoració no apareix aquest factor. Com a criteris s'ha pres les especificacions tècniques definides en apartats previs d'aquest informe.

A les següents pàgines es mostren les taules de valoració que s'ha fet.

EXERCICI B-C											
Solució: BC-1											
Criteris de valoració		Importància (x)	Ponderació (y)					Aclariment sobre la ponderació	Nota escollida	Paràmetre de selecció (x·y)	Paràmetre de selecció
Especificació tècnica	Tipus		5	4	3	2	1				
Posada en marxa i recollida ràpida	R	10%	x					5 = 5 min o menys 1 = més de 10 min	5	0,5	1
Enregistra el moviment ininterromputament	R	10%	x					5 = sí 1 = no	5	0,5	1
Precisió = o < 2 cm	R	12%	x					5 = sí, és menor 4 = és igual 1 = no	5	0,6	1,2
Producte ergonòmic i còmode per al pacient	R	10%		x				5 = molt 1 = gens	4	0,4	0,8
Rang de detecció > 40 cm	R	15%		x				5 = és molt major 4 = sí, major 3 = igual 1 = no	4	0,6	1,2
Rang de freqüència [0.25,4.1] Hz	R	15%	x					5 = sí, és igual o major 1 = no	5	0,75	1,5
Compliment de normativa	R	6%	x					5 = compleix normativa 1 = NO compleix normativa	5	0,3	0,6
Fregament negligible	R	10%	x					5 = no fa contacte 1 = fa contacte i no es pot evitar un fregament elevat, major al desitjat	5	0,5	1
Material capaç de resistir desinfecció freqüent	R	4%		x				5 = sí, no donarà cap mena de problema 1 = s'espallarà en desinfectar-lo després d'1 únic ús	4	0,16	0,32
Consum energètic baix	D	2%		x				5 = sí 1 = no	4	0,08	0,16
Manteniment baix	D	2%		x				5 = sí 1 = no	4	0,08	0,16
Fàcil d'utilitzar	D	2%	x					5 = sí, després d'una explicació al metge no calen més aclariments. 1 = no, cal un tècnic que faci de suport al metge en tot moment.	5	0,1	0,2
Impacte mediambiental baix	D	2%		x				5 = sí 1 = no	4	0,08	0,16
		100%	marcar amb x							4,65 sobre 5	9,3 sobre 10

Taula 11. Taula de valoració de la solució BC-1

Font: elaboració pròpia

Com es pot veure a la Taula 11, cada especificació tècnica s'ha ponderat amb una importància determinada. En general, es pot diferenciar la ponderació major en les especificacions que són requeriments respecte les que són desigs. La petita diferència entre el rang de detecció i la precisió, tot i ser molt lleu i es podria dir que l'impacte que pot tenir a la puntuació final és pràcticament insignificant, es deu al fet que un mateix dispositiu haurà de servir tant per l'Exercici B com per C. Per aquest motiu, cal que aquest rang no estigui limitat únicament a petits o únicament a grans desplaçaments. La precisió

és més crítica a l'Exercici C que al B, derivat d'aquest mateix raonament. Per això, la precisió és crítica sobretot en un dels dos usos que es farà d'aquest dispositiu, mentre que el rang de detecció ho és a ambdós.

EXERCICI B-C											
Solució: BC-2											
Criteris de valoració		Importància (x)	Ponderació (y)					Aclariment sobre la ponderació	Nota escollida	Paràmetre de selecció (x·y)	Paràmetre de selecció
Especificació tècnica	Tipus		5	4	3	2	1				
Posada en marxa i recollida ràpida	R	10%	x					5 = 5 min o menys 1 = més de 10 min	5	0,5	1
Enregistra el moviment ininterromputament	R	10%	x					5 = sí 1 = no	5	0,5	1
Precisió = o < 2 cm	R	12%		x				5 = sí, és menor 4 = és igual 1 = no	4	0,48	0,96
Producte ergonòmic i còmode per al pacient	R	10%		x				5 = molt 1 = gens	4	0,4	0,8
Rang de detecció > 40 cm	R	15%	x					5 = és molt major 4 = sí, major 3 = igual 1 = no	5	0,75	1,5
Rang de freqüència [0.25,4.1] Hz	R	15%	x					5 = sí, és major 4 = és igual 1 = no	5	0,75	1,5
Compliment de normativa	R	6%	x					5 = compleix normativa 1 = NO compleix normativa	5	0,3	0,6
Fregament negligible	R	10%	x					5 = no fa contacte 1 = fa contacte i no es pot evitar un fregament elevat, major al desitjat	5	0,5	1
Material capaç de resistir desinfecció freqüent	R	4%		x				5 = sí, no donarà cap mena de problema 1 = s'espantillarà en desinfectar-lo després d'1 únic ús	4	0,16	0,32
Consum energètic baix	D	2%		x				5 = sí 1 = no	4	0,08	0,16
Manteniment baix	D	2%		x				5 = sí 1 = no	4	0,08	0,16
Fàcil d'utilitzar	D	2%	x					5 = sí, després d'una explicació al metge no calen més aclariments. 1 = no, cal un tècnic que faci de suport al metge en tot moment.	5	0,1	0,2
Impacte mediambiental baix	D	2%		x				5 = sí 1 = no	4	0,08	0,16
		100%	marcar amb x							4,68 sobre 5	9,36 sobre 10

Taula 12. Taula de valoració de la solució BC-2
Font: elaboració pròpia

EXERCICI B-C											
Solució: BC-5											
Criteris de valoració		Importància (x)	Ponderació (y)					Aclariment sobre la ponderació	Nota escollida	Paràmetre de selecció (x·y)	Paràmetre de selecció
Especificació tècnica	Tipus		5	4	3	2	1				
Posada en marxa i recollida ràpida	R	10%			x			5 = 5 min o menys 1 = més de 10 min	3	0,3	0,6
Enregistra el moviment ininterromputament	R	10%	x					5 = sí 1 = no	5	0,5	1
Precisió = o < 2 cm	R	12%		x				5 = sí, és menor 4 = és igual 1 = no	4	0,48	0,96
Producte ergonòmic i còmode per al pacient	R	10%			x			5 = molt 1 = gens	3	0,3	0,6
Rang de detecció > 40 cm	R	15%			x			5 = és molt major 4 = sí, major 3 = igual 1 = no	3	0,45	0,9
Rang de freqüència [0.25,4.1] Hz	R	15%	x					5 = sí, és major 4 = és igual 1 = no	5	0,75	1,5
Compliment de normativa	R	6%	x					5 = compleix normativa 1 = NO compleix normativa	5	0,3	0,6
Fregament negligible	R	10%			x			5 = no fa contacte 1 = fa contacte i no es pot evitar un fregament elevat, major al desitjat	3	0,3	0,6
Material capaç de resistir desinfecció freqüent	R	4%			x			5 = sí, no donarà cap mena de problema 1 = s'espantllarà en desinfectar-lo després d'1 únic ús	3	0,12	0,24
Consum energètic baix	D	2%		x				5 = sí 1 = no	4	0,08	0,16
Manteniment baix	D	2%		x				5 = sí 1 = no	4	0,08	0,16
Fàcil d'utilitzar	D	2%			x			5 = sí, després d'una explicació al metge no calen més aclariments. 1 = no, cal un tècnic que faci de suport al metge en tot moment.	4	0,08	0,16
Impacte mediambiental baix	D	2%		x				5 = sí 1 = no	4	0,08	0,16
		100%	<i>marcar amb x</i>							3,82 sobre 5	7,64 sobre 10

Taula 13. Taula de valoració de la solució BC-5

Font: elaboració pròpia

10.3. Elecció de la millor solució

10.3.1. Exercici A

Tal i com s'ha comentat a la valoració, amb les proves realitzades amb Axis Neuron s'ha vist la inconveniència d'aquesta solució per a l'aplicació concreta d'aquest projecte.

Les proves amb el controlador Leap Motion han donat resultats molt bons. És un sistema amb una precisió de dècimes de mil·límetre (que, per tant, compleix sobradament l'especificació tècnica definida a l'inici del projecte), i que a més a més no fa contacte amb l'usuari, de manera que presenta un doble avantatge: no requereix d'un temps previ de preparació i col·locació del sistema al pacient (com hagués passat amb Axis Neuron) i, com que no fa contacte, el fregament és nul a l'hora de realitzar l'exercici.

En conclusió, per a la parametrització de l'Exercici A s'emprarà el controlador Leap Motion.

10.3.2. Exercicis B i C

La puntuació de les dues primeres solucions BC (BC-1 i BC-2) és notablement millor que la última solució (BC-5). Entre les dues primeres, per això, la diferència no és substancial. Com ja s'ha comentat anteriorment, ve donada bàsicament pel rang de detecció en front a la precisió.

Pel que fa a la última opció (Taula 13) es creu que en l'execució d'aquesta alternativa de solució pot variar molt la puntuació final. Hi ha coses que ara semblen d'una manera i que segurament serien d'una altra, en funció de com es portés a la pràctica.

No obstant això, en vista a tot el que s'ha comentat i que es confirma amb la puntuació estreta de les taules de valoració, s'ha escollit la solució BC-2 (la del sensor ultrasò). No només per ser la de millor puntuació, perquè la petita diferència amb BC-1 fa que es pogués haver escollit indistintament qualsevol de les dues opcions, sinó també perquè és l'alternativa més econòmica, i això la fa encara més atractiva. De fet, s'ha parlat amb el personal encarregat dels laboratoris de la universitat i tot el material necessari per aquesta solució, a diferència de la BC-1, està a disposició de l'alumnat.

Cal comentar, però, respecte el croquis de la Figura 51, que es podria protegir el sensor amb una petita caixa a la zona del peu on va situat, en comptes d'haver d'utilitzar una plataforma tan gran. Dit això, les primeres proves es duran a terme amb una petita caixa, i a partir d'aquí s'avaluarà la conveniència o no de la plataforma. Tanmateix, es provarà el sensor sense el sistema d'eix i coixinets per veure si l'error en la mesura és gran quan i si l'usuari inclina significativament el peu (si la mesura, en aquests casos, s'allunya molt de la distància en vertical perquè agafa l'alçada en diagonal) o si, per altra banda, és insignificant. En vista dels resultats obtinguts es decidirà si implementar l'eix o no.

10.3.3. Comentari sobre la viabilitat de les solucions escollides

Si bé és veritat que als apartats anteriors s'ha comprovat que totes les alternatives de solució eren igualment viables, a continuació es farà un breu comentari sobre la viabilitat concreta de les solucions escollides.

Pel que fa a la viabilitat tècnica, en ambdós casos s'ha vist que existeix una tecnologia que permet materialitzar la idea. Per una banda, amb l'Exercici A es tractarà d'utilitzar el controlador Leap Motion, actualment comercialitzat i utilitzat en diferents aplicacions. Per altra banda, per a l'Exercici B i C es recorre als avantatges que ofereix un sensor d'ultrasò. A l'apartat anterior s'ha mostrat un croquis del prototip que implementa aquesta solució, per tant, des d'aquest punt de vista, les dues solucions que es proposen pels exercicis A, B i C són viables tècnicament.

Econòmicament també s'ha demostrat que es tracta d'un projecte viable. És més, pel que fa a la solució de l'exercici A, ja es disposa del controlador a la universitat. Addicionalment, com a annex del projecte, es pot consultar l'estudi econòmic detallat de la solució final.

Per últim, la viabilitat mediambiental – que s'ha explicat als apartats anteriors – s'analitza de manera exhaustiva als annexos. A ressaltar el fet que no s'utilitza cap substància tòxica ni es preveu generar gairebé residus, tret del *packaging* dels productes que calgui comprar. El projecte no té afectacions sobre el pla urbanístic o el sòl i ecosistema de l'indret on es posa en marxa. El transport dels productes o matèries primeres que es comprin sí que és quelcom contaminant. En aquest sentit cal destacar que la solució de l'exercici A presenta un avantatge, perquè no s'ha de comprar. Per la resta de components, com que no n'hi ha gaires, no ha de ser un problema. En conclusió, s'aprova la viabilitat mediambiental del projecte.

11. Implementació de la millor solució per a l'Exercici

A

En aquest capítol s'aprofundirà en la presentació dels resultats obtinguts amb Leap Motion.

Arribat aquest punt, en el qual s'ha validat el procés d'obtenció de resultats mitjançant l'arxiu Excel i es compren la informació donada per cadascuna de les columnes del full de càlcul, a continuació cal veure quina és la millor manera per a presentar els resultats volguts pel metge cada vegada que un pacient realitzi l'Exercici A. Això es farà aprofitant els avantatges que ofereix Microsoft Excel.

A partir de les dades registrades pel controlador, s'ha dissenyat un full de càlcul que es pot afegir de manera senzilla com una pestanya més de l'Excel que es genera a cada enregistrament amb el programa LeapMotionAppSpeedUp. Aquesta pestanya, ja preconfigurada, actuarà bàsicament com una interfície en la qual el metge podrà veure de manera senzilla els resultats del moviment del pacient que desitja. Aquesta interfície presenta els resultats de l'amplitud del moviment descrit, de la seva velocitat i el ritme seguit.

11.1. Localització espacial del controlador

A continuació es mostra com ha de ser la localització espacial del controlador Leap Motion durant l'enregistrament.

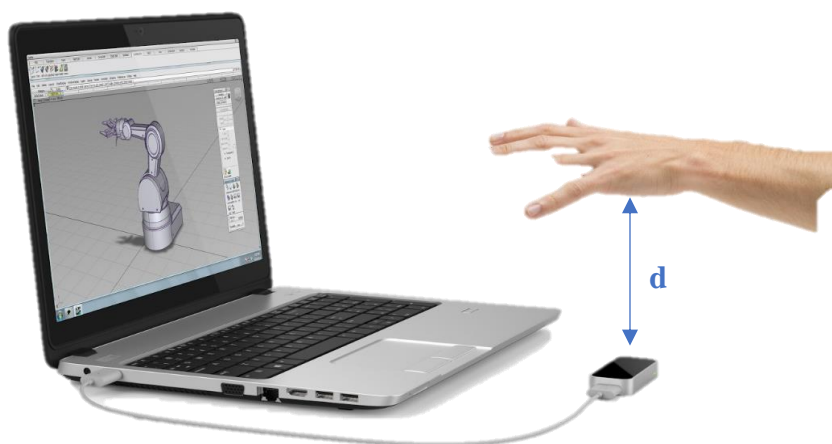


Figura 54. Disposició espacial del controlador Leap Motion

Font: Ultraleap

A la Figura 54, la distància d òptima entre la mà de l'usuari i el controlador Leap Motion ha de ser d'entre 30,36 cm i 32,36 cm. Aquest rang és el rang de detecció òptim del dispositiu [49].

El volum d'interacció total del controlador Leap Motion es mostra a continuació.

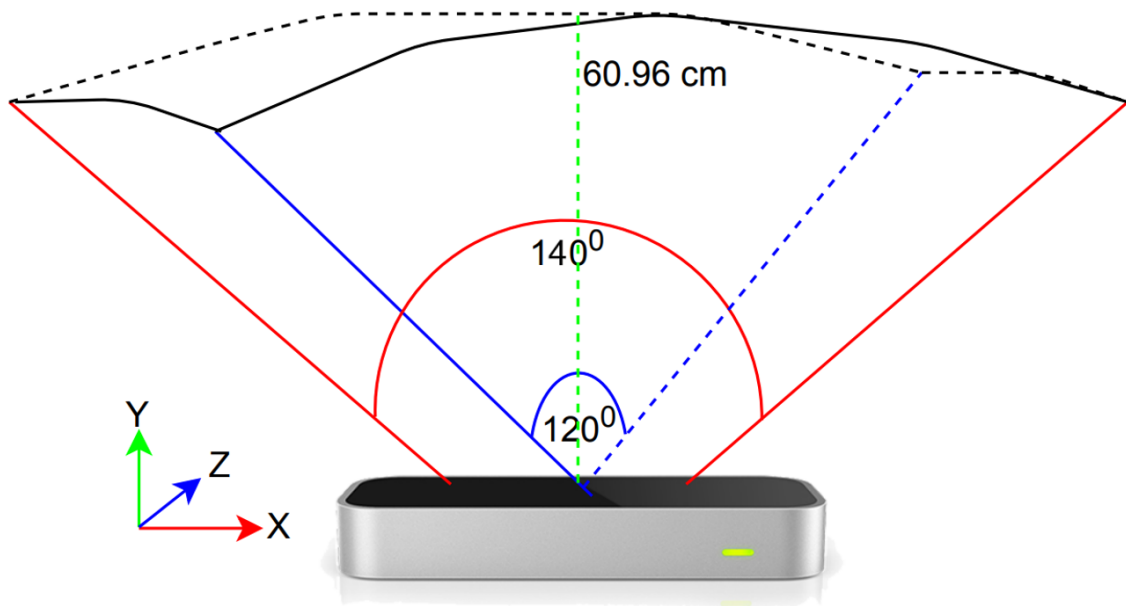


Figura 55. Volum d'interacció Leap Motion
Font: [50]

11.2. Mesura de l'amplitud

Per a mesurar l'amplitud en aquest exercici, és a dir, quant s'arriba a obrir la mà, es mesurarà la distància entre el polze (*Thumb*) i el dit índex (*Index*). En ambdós casos els ossos d'interès són les falanges distals (Distal), segons s'ha mostrat anteriorment a la Figura 31. L'amplitud serà, per tant, la diferència entre la posició x del polze – os distal i la posició x del dit índex – os distal.

FPS	Timestamp[microsec]	nber of Fr	Hand	n/Wrist/Fi	Bone	Position X Start[mm]	ion Y Start	ion Z Start	Position X End[mm]	ion Y End[mm]
23,04944	43385	2	Right hanc	Palm		49,93838501	276,4811	-5,22764	49,93838501	276,4811
23,04944	43385	2	Right hanc	Thumb	Metacarpa	80,3904953	285,4645	47,78521	80,3904953	285,4645
23,04944	43385	2	Right hanc	Thumb	Proximal	80,3904953	285,4645	47,78521	43,24546432	309,9722
23,04944	43385	2	Right hanc	Thumb	Intermedi	43,24546432	309,9722	24,55339	11,39356232	315,4807
23,04944	43385	2	Right hanc	Thumb	Distal	11,39356232	315,4807	9,202167	-11,05339432	309,3509
23,04944	43385	2	Right hanc	Index	Metacarpa	88,69528198	277,0395	27,0893	44,36680603	305,8297
23,04944	43385	2	Right hanc	Index	Proximal	44,36680603	305,8297	-24,6807	1,560773492	319,3986
23,04944	43385	2	Right hanc	Index	Intermedi	1,560773492	319,3986	-28,7687	-15,19030285	320,7731
23,04944	43385	2	Right hanc	Index	Distal	-15,19030285	320,7731	-9,76764	-18,02536201	318,2716
23,04944	43385	2	Right hanc	Middle	Metacarpa	85,60403442	265,8858	22,68682	40,76261139	284,1357
23,04944	43385	2	Right hanc	Middle	Proximal	40,76261139	284,1357	-28,0981	-5,375034332	300,248

Figura 56. Dades enregistrades obtingudes amb Leap Motion
Font: elaboració pròpia

Un detall que cal comentar és que les dades de sortida de Leap Motion, per a cada frame donen una coordenada x de “Start” i una de “End” per cada dit de la mà i os (es pot veure clarament a la Figura 56). Per tant, en parlar d’amplitud, es podria parlar de l’amplitud calculada a partir de les coordenades x de l’inici del frame, “Start” (veure evolució a la Figura 57), o bé amb les x de “End” (veure Figura 58). A més a més, es pot fer la mitjana aritmètica entre ambdós valors, i obtenir una amplitud mitjana (veure Figura 59).

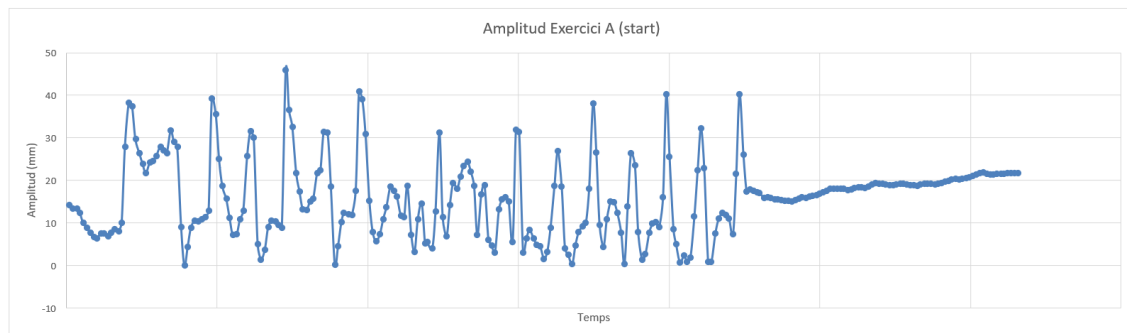


Figura 57. Evolució temporal de l’amplitud calculada amb les coordenades x “Start”
Font: elaboració pròpia

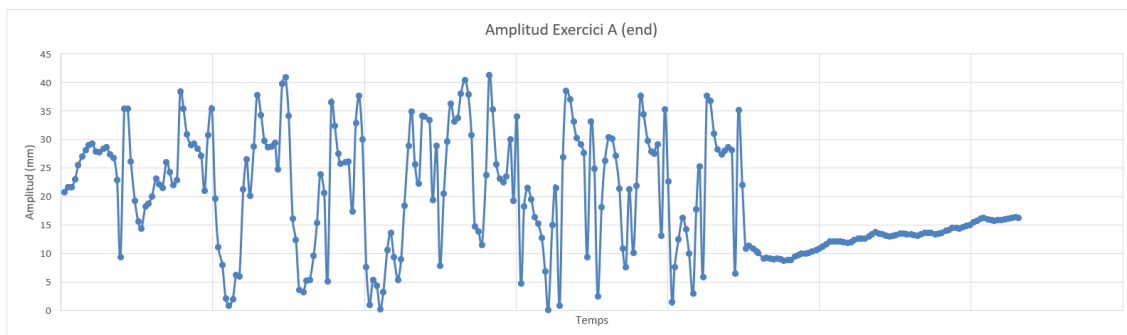


Figura 58. Evolució temporal de l’amplitud calculada amb les coordenades x “End”
Font: elaboració pròpia

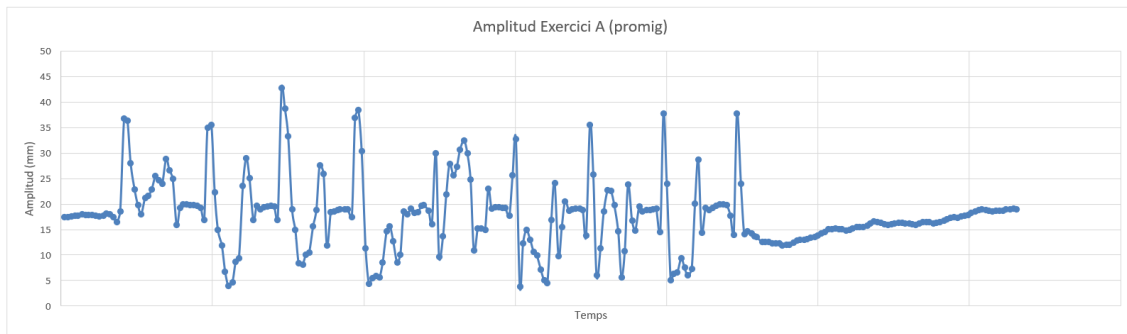


Figura 59. Evolució temporal de l'amplitud calculada amb les coordenades x mitjana

Font: elaboració pròpia

Es pot comprovar que la diferència entre els tres gràfics és molt subtil, gairebé inapreciable. De fet, es pot mirar numèricament quina és la diferència entre les tres magnituds, com s'ha fet a la Taula 14.

	Amplitud (mm)		
	x START	x END	x PROMIG START - END
Màxims registrats	45,89	41,23	42,83
Promig	16,04	19,50	17,77

Taula 14. Valors màxims i mitjana de l'amplitud calculada a partir dels tres valors de x

Font: elaboració pròpia

Realment, la diferència entre els valors de l'amplitud observada en el pitjor dels casos és d'entre 3 i 4 mm, entre les magnituds de "Start" i "End", que tot i així és menys de 0.5 cm. I la diferència es redueix fins uns 2 o 3 mm com a màxim en el cas del valor mitjana respecte qualsevol dels altres dos.

En la presentació de les resultats al metge s'ha decidit utilitzar els valors d'amplitud mitjana per al gràfic de l'evolució temporal i el resultat de l'amplitud promig, perquè engloba les dues coordenades x, la d'inici i final, i dona una idea més completa sobre la posició x durant cada frame.

Pel que fa el valor de l'amplitud màxima assolida durant l'exercici, aquest correspon al màxim d'entre totes les coordenades x registrades, tant de "Start" com de "End".

11.3. Càlcul de la velocitat

Per calcular la velocitat cal parar atenció al temps entre mostres, entre frames. Però analitzant les dades de sortida de Leap Motion s'observa que el *timestamp* no té intervals constants, per tant, el temps de mostreig varia. A la Taula 15 es mostra clarament.

Frame	Timestamp (μs)	Tm (μs)
2	43385	43385
3	86718	43333
4	138761	52043
5	182116	43355
6	225502	43386
7	277500	51998
8	320861	43361
9	364227	43366
10	407599	43372
11	459660	52061
12	502974	43314
13	555007	52033
14	598378	43371
15	641761	43383
16	693801	52040

Taula 15. Timestamp de cada frame

Font: elaboració pròpia

Per tant, per calcular la velocitat, la velocitat en cada instant s'haurà de calcular tenint en compte el temps entre mostres específic en aquell instant. Per tal de finalment presentar el seu valor màxim i promig, així com fer la representació gràfica.

11.4. Càlcul del ritme

Seguint amb el requeriment del ritme per al diagnòstic de malalts de Parkinson que és útil per la neuròloga, s'ha seguit els mateixos passos que amb l'exercici A.

Cal tenir en compte que el ritme, com es comentà a l'inici del projecte, en termes físics correspon al concepte de freqüència, és a dir, els cicles que es fan cada segon. Tal com afirmà la Dra. Pilar Sanz [51], “no es vol trobar el ritme de l'exercici A, sinó les pèrdues de ritme o les vegades que es trenca”. Idealment es podria trobar una mesura de caos o irregularitat que definís els pacients de Parkinson respecte la població sana. Tot i que la doctora assegura que aquest indicador seria de molta utilitat per al diagnòstic, l'estudi

necessari per a obtenir-lo s'escapa de l'abast d'aquest projecte. Per tant, el que s'ha decidit fer és definir el ritme màxim i promig assolit en la realització de l'exercici, i graficar la seva evolució en el temps. Així doncs, visualment es pot detectar si hi ha hagut trencament o pèrdua de ritme, amb lo qual s'assoleix d'una altra manera el requeriment del metge.

Per trobar el ritme instantani primer, i després poder veure la variabilitat del mateix (que és el que segons diu la doctora, és de més interès per al diagnòstic de pacients de Parkinson), cal comptar el número de cicles.

Per fer-ho, en aquest exercici es defineix un cicle com el fet de separar al màxim el dit índex i el polze, fins que es tornen a ajuntar. Després d'haver mesurat l'amplitud, s'ha considerat que un cicle es realitza en detectar que l'amplitud té un màxim. Es podria haver considerat que un cicle es dona quan l'amplitud és nul·la, però numèricament, amb les dades registrades per Leap Motion, no és tan senzill perquè difícilment es fa zero exactament. S'apropa a zero, però es queda a dècimes (o a vegades inclús a pocs mil·límetres: 2 o 3 mm), que fan difícil identificar aquest instant en què els dos dits s'han ajuntat.

Per tant, s'ha pres un moment fàcil d'identificar dins d'un cicle, que és el moment de màxima amplitud, i se sap que quan es torni a assolir un màxim en l'amplitud serà perquè s'està fent un nou cicle.

I per tal que aquest màxim coincideixi exactament amb l'inici de l'exercici, per a la mesura del ritme, es demanarà a l'usuari, amb l'aprovació del metge, que comenci l'exercici des del punt de màxima amplitud, es a dir, amb els dits índex i polze separats.

Amb tot, una taula com la que es mostra a continuació anirà registrant el nombre de cicles realitzats, i a partir d'aquí dividint els cicles entre el *timestamp*, en segons, obtindrem la mesura de la freqüència, en cicles/s (que és el que la doctora es refereix com a ritme).

Recompte del número de cicles	Recompte del número de cicles ACUMULAT	FREQÜÈNCIA: (cicles/s), o RITME
0	0	0
0	0	0
0	0	0
0	0	0
0	0	0
0	0	0
1	1	1,141665896
0	1	1,087864652
0	1	1,029576648
0	1	0,985592607
0	1	0,945169757
0	1	0,900853829
0	1	0,867010928
0	1	0,835592916
0	1	0,800768097
0	1	0,773910547
0	1	0,748780424
1	2	1,441387422
0	2	1,397730505
0	2	1,356601767
0	2	1,310251935
1	3	1,911291849
0	3	1,859846897
0	3	1,811205931

Figura 60. Càlcul de la freqüència o ritme de l'Exercici A

Font: elaboració pròpia

Com a apunt referent a aquest exercici, la doctora ha estudiat que només amb 10 oscil·lacions n'hi hauria prou per a detectar anomalies en la seva realització per part dels pacients de Parkinson [52].

11.5. Presentació final dels resultats

Finalment, la presentació dels resultats obtinguts amb l'Exercici A es mostra a continuació.

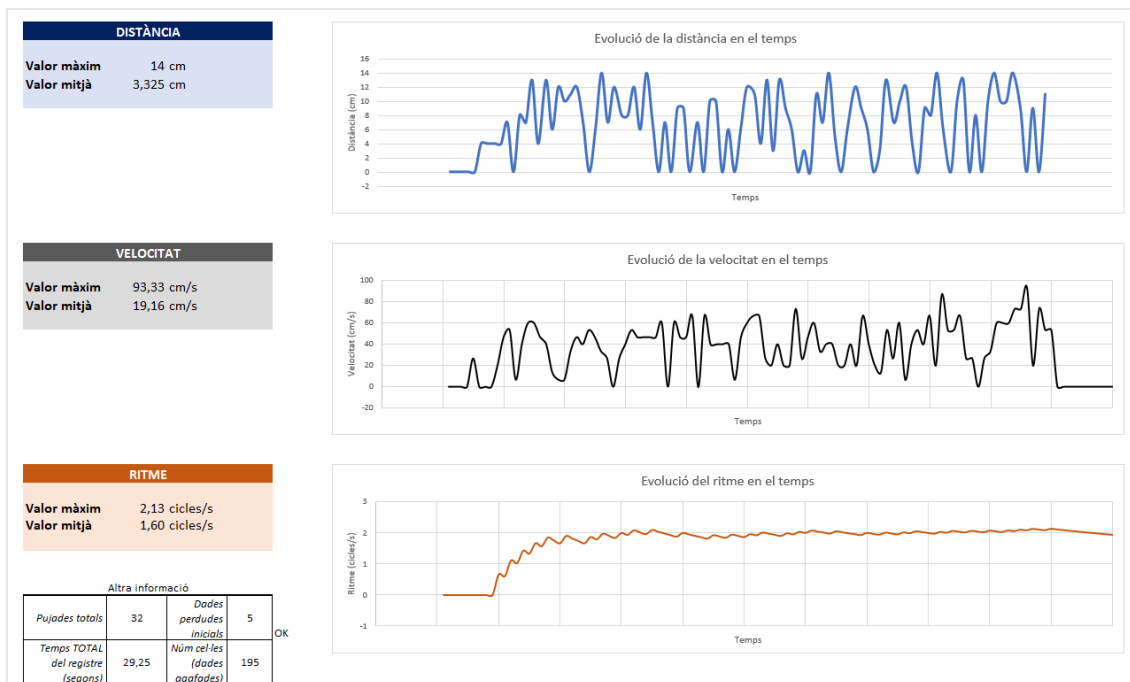


Figura 61. Interfície final d'usuari per a la presentació de resultats de l'Exercici A

Font: elaboració pròpia

Arribat aquest punt es pot modificar la interfície per tal de presentar-hi més o menys dades, en funció de les necessitats del metge per al diagnòstic.

Amb tot el que s'ha mostrat, ja es pot començar a prendre mesures de diferents usuaris en referència a l'Exercici A.

12. Implementació de la millor solució per als exercicis B i C

Pel que fa als exercicis B i C s'ha escollit la solució BC-2, que utilitza un sensor d'ultrasò.

Després del croquis i la idea general del conjunt exposats a l'apartat anterior, s'ha començat posant a prova el sensor. A continuació es recullen les especificacions del mateix i les primeres proves que s'han dut a terme amb el suport d'un Arduino.

En aquest cas no s'ha hagut de comprar ni el sensor ni l'Arduino perquè ambdós s'han aconseguit de la universitat, sense cap cost afegit sobre el projecte.

12.1. Sensor d'ultrasò HC-SR04

El sensor emprat en aquest projecte ha estat el sensor d'ultrasò HC-SR04. El seu principi de funcionament bàsic s'explica breument a continuació.

12.1.1. Principi de funcionament

El sensor HC-SR04, com qualsevol sensor d'ultrasò, funciona en base a principis d'ones acústiques. Les ones d'ultrasò són ones amb una freqüència igual o superior als 20 kHz i, per tant, inaudibles per l'oïda humana.

Consta d' un mòdul transmissor, un mòdul receptor i un circuit de control. El transmissor converteix el senyal elèctric en polsos de so ultrasònic de 40 kHz. Si al camí de propagació d'aquests polsos hi ha un objecte, aquest reflecteix les ones. El receptor, rebrà aquesta reflexió i, en rebre-la, produeix un pols de sortida l'ample del qual es pot utilitzar per a determinar la distància recorreguda.

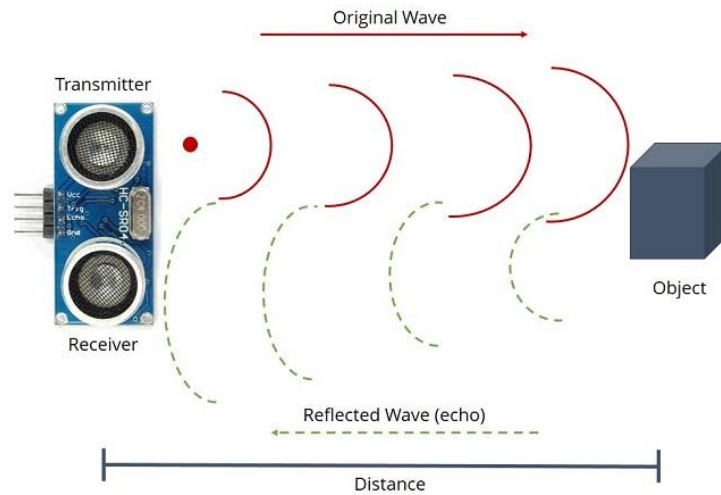


Figura 62. Principi de funcionament del sensor d'ultrasò
Font: seedstudio.com

12.1.2. Especificacions tècniques

Tal com es mostra a la Figura 63 el sensor té 4 pins:

- Vcc: alimentació de 5V
- Trig: pols d'entrada disparador (Trigger)
- Echo: pols de sortida
- GND: terra (0V)



Figura 63. Sensor HC-SR04
Font: HC-SR04 datasheet

Les especificacions tècniques d'aquest sensor es recullen a la Taula 16 [53].

Working Voltage	DC 5 V
Working Current	15mA
Working Frequency	40 kHz
Max Range	4m
Min Range	2cm
Measuring Angle	15 degree
Trigger Input Signal	10uS TTL pulse
Echo Output Signal	Input TTL lever signal and the range in proportion
Dimension	45*20*15mm

Taula 16. Especificacions tècniques del sensor HC-SR04 – Font: HC-SR04 datasheet

La seqüència d'operació del sensor, que es mostra amb un petit diagrama a la Figura 64, es pot resumir en els següents punts:

- El pin Trigger rep un pols d'habilitació de, com a mínim, $10\ \mu\text{s}$ per part del microcontrolador i conseqüentment activa l'emissió del transmissor, que emet 8 polsos a 40 kHz.
- Des del moment en què s'ha emès el tren de polsos de l'emissor, Echo fa un flanc de pujada i, fins que no es rebí el tren de polsos corresponent a l'ona reflectida pel receptor no tornarà a baixar a 0 aquest senyal. D'aquesta manera es genera un pols a Echo que és proporcional al temps que tarda la ona en viatjar fins a l'objecte i tornar, paràmetre amb el qual es pot calcular la distància a la qual es troba l'objecte.

Cal tenir en compte que el pols a Echo inclou el temps des que s'ha emès l'ona fins que ha tornat. En altres paraules, comprèn la distància d'anada de la ona (des del sensor fins l'objecte) i la de tornada (la reflexió des de l'objecte fins el sensor). Dit això, pel que fa al codi que es dissenyarà en Arduino és quelcom que cal tenir en compte, perquè la distància fins l'objecte serà la meitat de la que obtenim de les dades registrades directament el sensor.

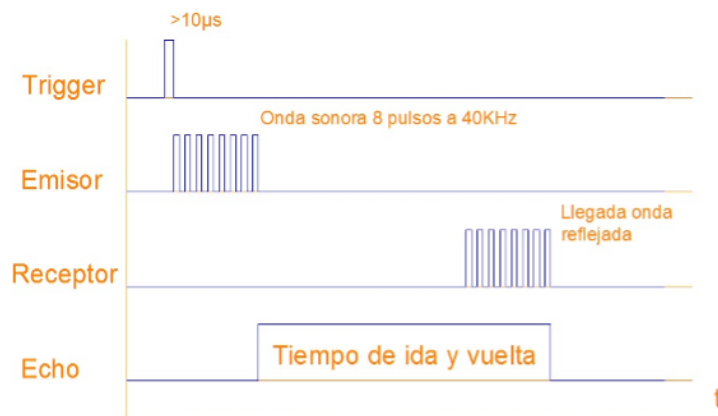


Figura 64. Diagrama de temps d'operació del sensor HC-SR04

Font: HC-SR04 datasheet

12.2. Primeres proves amb Arduino UNO

Aquest sensor d'ultrasò s'ha connectat a una placa Arduino UNO tal i com s'explicarà en aquest apartat i s'han dut a terme les primeres proves d'enregistrament de dades.

12.2.1. Connexió

Per al muntatge calen els següents elements:

- Sensor d'ultrasò HC-SR04
- Arduino UNO
- Protoboard
- Cables Dupont AWG26 mascle-mascle
- Cable de connexió Arduino – PC

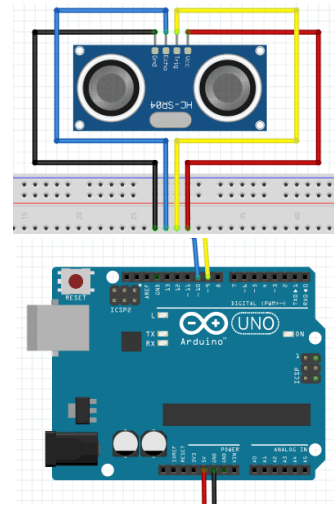


Figura 65. Esquema del connexionat entre el sensor HC-SR04 i l'Arduino UNO

Font: circuit.io

S'ha fet el connexionat que es mostra a la Figura 66. Es pot veure que:

- GND (cable negre) i Vcc (cable vermell/taronja) s'han connectat a GND i als 5V de l'Arduino, respectivament.
- Echo (cable blau) s'ha connectat al pin 10 de l'Arduino.
- Trig (cable groc) s'ha connectat al pin 9 de l'Arduino.

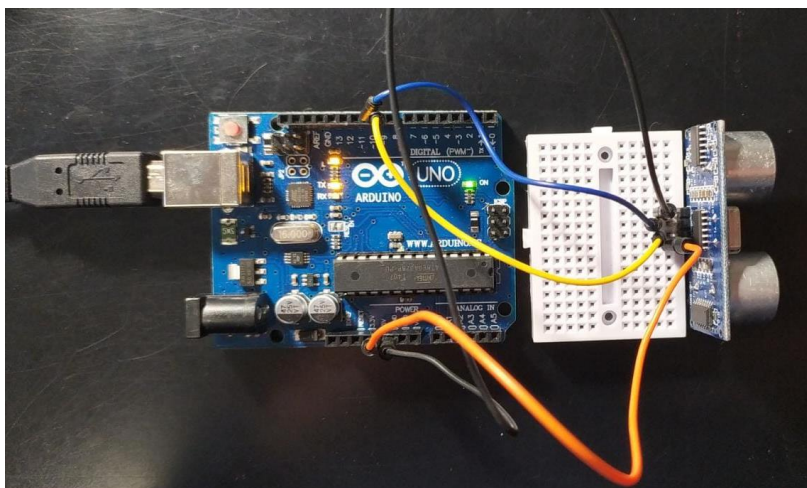


Figura 66. Muntatge real entre el sensor HC-SR04 i l'Arduino UNO

Font: elaboració pròpia

12.2.2. Disseny del codi en Arduino

A continuació es mostra el codi que s'ha programat en l'entorn Arduino, i es procedeix a comentar-lo.

```
// declaro constants que representen pins del sensor
const int trigPin = 9;
const int echoPin = 10;

long duracio;
long distanciaCm;

void setup() {
  pinMode(trigPin, OUTPUT); //vull que aquest pin sigui output (Transmitter)
  pinMode(echoPin, INPUT); // vull que aquest pin sigui input (Receiver)

  Serial.begin(9600);
}

void loop() {
  int cm = ping(trigPin, echoPin);
  Serial.print("Distancia: ");
  Serial.println(cm);
  delay(1000);
}

int ping(int trigPin, int echoPin) {
  digitalWrite(trigPin, LOW); //per generar un pols net posem a LOW 4us
  delayMicroseconds(4);
  digitalWrite(trigPin, HIGH); //generem Trigger (disparo) de 10us
  delayMicroseconds(10);
  digitalWrite(trigPin, LOW);

  duracio = pulseIn(echoPin, HIGH); //medim el temps entre polsos, en microsegons

  distanciaCm = duracio * 10 / 292 / 2; //convertim a distancia, en cm
  return distanciaCm;
}
```

Figura 67. Codi en Arduino per al registre de distàncies

Font: elaboració pròpia

<pre>const int trigPin = 9; const int echoPin = 10;</pre>	<p>Es comença declarant les constants que representen els pins del sensor. En el nostre cas, amb el connexionat que s'ha vist a l'apartat anterior, el pin de Trigger correspon al pin 9 de l'Arduino, i el Echo al pin 10.</p>
<pre>void setup() { pinMode(trigPin, OUTPUT); pinMode(echoPin, INPUT); Serial.begin(9600); }</pre>	<p>A la rutina d'inicialització s'estableix que el pin de Trigger sigui de sortida, perquè serà el transmissor, i el pin de Echo el d'entrada, perquè serà el receptor del senyal reflectit.</p> <p>La última línia indica a l'Arduino que iniciï la comunicació amb una velocitat de comunicació serial de 9600 bits per segon (bauds).</p>
<pre>void loop() { int cm = ping(trigPin, echoPin) Serial.print("Distància: "); Serial.println(cm); delay(1000); }</pre>	<p>Al bucle cridem la subrutina ping i imprimirem el valor de la distància en temps real. Cal posar el retard perquè no es solapin dos valors.</p>
<pre>int ping(int trigPin, int echoPin) { digitalWrite(trigPin, LOW); delayMicroseconds(4); digitalWrite(trigPin, HIGH); delayMicroseconds(10); digitalWrite(trigPin, LOW); duracio = pulseIn(echoPin, HIGH); distanciaCm = duracio * 10 / 292 / 2; return distanciaCm; }</pre>	<p>Ping s'encarrega de generar el Trigger inicial de 10µs i mesurar el temps durant el qual el pols Echo està a nivell alt [54]. A continuació es fa la conversió de temps a distància (que és la mesura que realment importa) tenint en compte la velocitat del so: 340 m/s (que són 10/292 o 0.034 cm/µs). El perquè de dividir entre 2 la distància, com s'ha comentat anteriorment, és per obtenir només la distància d'anada de la ona, que és la distància a la qual està situat l'objecte respecte el sensor.</p>

Taula 17. Codi en Arduino comentat

Font: elaboració pròpia

Després de validar que no hi ha cap error al codi es duen a terme les primeres proves.

12.2.3. Desenvolupament experimental

12.2.3.1. Objectius

Les primeres proves dutes a terme han partit dels següents objectius principals:

- Validar que el cadascun dels components funcionen correctament.
- Verificar el bon funcionament de la subrutina ping. En altres paraules, validar que el resultat obtingut per pantalla amb l'Arduino correspon als cm reals als quals està situat l'objecte.
- Comprovar els rangs màxim i mínim de detecció del sensor d'ultrasò que venen donats pel fabricant al full de característiques del component.

12.2.3.2. Experiència i resultats

Per fer-ho, es situa un regle graduat al costat del sensor d'ultrasò i s'anirà movent pel regle un objecte negre, en concret és un suport de celo.

En executar el codi duem a terme les experiències que es mostren a continuació. A la columna de l'esquerra es mostra la disposició física relativa sensor – objecte, i a la columna de la dreta es mostra el resultat obtingut per pantalla de l'Arduino.

Cal tenir present un factor i és que l'objecte situat davant del sensor d'ultrasò té una petita curvatura d'entre 2 i 3 mm. Això s'ha tingut en compte en realitzar els experiments, però és el motiu pel qual en algunes imatges sembla que l'objecte no està exactament a la distància exacta de la que es parla. No obstant això, la precisió d'aquest sensor és de 0,3 cm. Per tant, el sensor no detecta tampoc aquest petit canvi. De fet, s'ha comprovat de variar el posicionament de l'objecte de 5 cm a 5,3 cm (que és la diferència de considerar o no aquesta curvatura) i no s'ha observat cap diferència al resultat mostrat per pantalla de l'Arduino (es pot comprovar a les imatges següents d'aquest capítol).

Distància: 5 cm

Segons les dades del fabricant del sensor, aquesta distància està dins del rang de detecció del sensor. Per tant, no hauria de donar problemes.

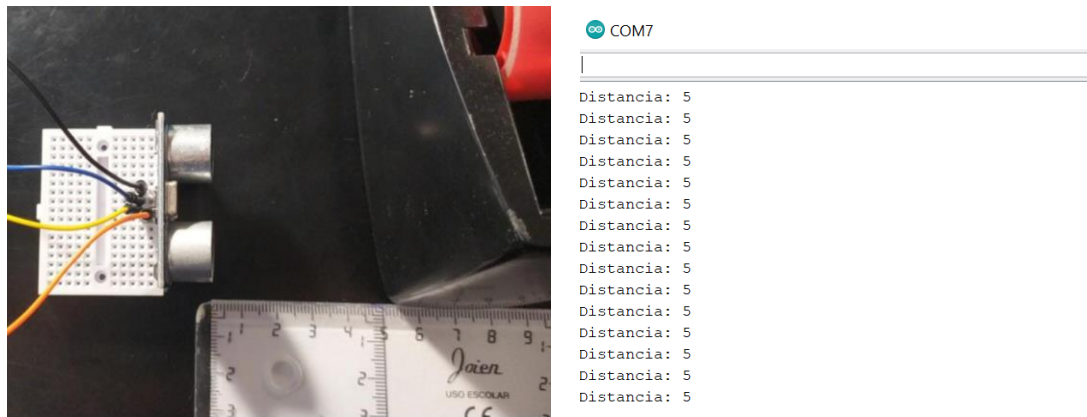


Figura 68: Experiment a una distància de 5 cm

Font: elaboració pròpia

Distància: 20 cm

Aquesta distància està també dins del rang de detecció del sensor i, per tant, no hauria de donar problemes.



Figura 69: Experiment a una distància de 20 cm

Font: elaboració pròpia

Distància: 50 cm

De la mateixa manera que a l'experiència anterior, aquesta distància està també dins del rang de detecció del sensor i, per tant, no hauria de donar problemes. No s'adjunta imatge de la localització física de l'objecte per motius pràctics donades les dimensions de la imatge (s'ha fet de manera idèntica al procediment seguit a les experiències anteriors), però sí es mostra el resultat obtingut per pantalla de l'Arduino.

```
COM7
|
Distancia: 49
Distancia: 49
Distancia: 49
Distancia: 49
Distancia: 49
Distancia: 49
Distancia: 49
Distancia: 49
Distancia: 49
Distancia: 49
Distancia: 49
Distancia: 49
Distancia: 49
Distancia: 49
Distancia: 50
Distancia: 50
Distancia: 50
```

Figura 70: Experiment a una distància de 50 cm

Font: elaboració pròpia

Distància major a 150 cm

Arribat aquest punt s'ha comprovat que fins els 50 cm les dades mesurades pel sensor i registrades per l'Arduino són correctes. A continuació es vol seguir incrementant aquesta distància per trobar el líndar màxim, que segons especificacions és de 4 metres.

Tot i així, per l'aplicació que necessitem no ens cal poder mesurar rangs tan amplis. L'Exercici B, que és el pel qual cal poder registrar mesures més grans, es tracta de pujar i baixar la cama. S'ha realitzat aquesta experiència amb una persona sana i forçant el fet de poder aixecar la cama fins el màxim que el cos i la postura permeten, dins de la lògica de l'exercici, i s'ha arribat a mesurar una alçada de 1,5 m des del terra. Per tant, a continuació es voldrà comprovar si el sensor d'ultrasò efectivament pot arribar a detectar aquesta distància sense problema. Per fer-ho, s'ha anat allunyant l'objecte fins a passar aquesta distància. De fet, s'ha portat l'objecte fins una distància de poc més de 167-168 cm.



Figura 71: Experiment a una distància major a 150 cm

Font: elaboració pròpia

Distància: 2 cm

Aquesta és la distància mínima de detecció, segons el fabricant. Es vol comprovar si, tal com assegura el datasheet, la mesura de la distància és correcta.

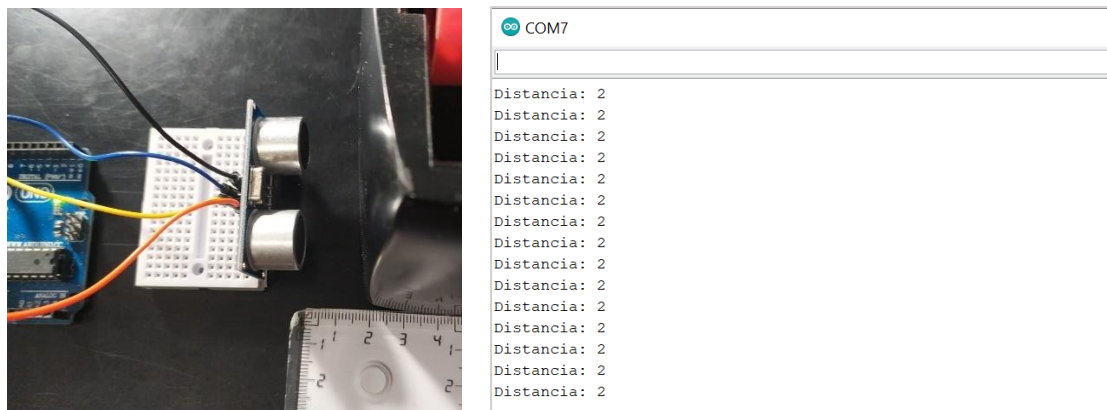
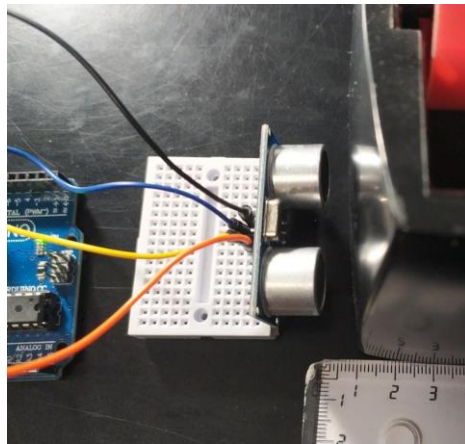


Figura 72: Experiment a una distància de 2 cm

Font: elaboració pròpia

Distància: 1 cm

Aquesta distància està fora del rang de detecció, segons el fabricant. Es vol comprovar aquest fet.



COM7

```

Distancia: 2
Distancia: 2
Distancia: 2
Distancia: 2
Distancia: 2
Distancia: 2
Distancia: 2
Distancia: 2
Distancia: 9
Distancia: 9
Distancia: 10
Distancia: 10
Distancia: 10
Distancia: 10
Distancia: 10

```

Figura 73: Experiment a una distància d'1 cm

Font: elaboració pròpia

12.2.4. Conclusions

Amb els resultats obtinguts de les experiències es pot arribar a diverses conclusions en vista als objectius inicials establerts.

Per una banda, s'ha comprovat que tots els components del hardware funcionen correctament, i que les connexions fetes i consegüentment programades són bones.

Tanmateix, el codi programat en Arduino respon exactament al que es necessita, i la conversió de temps a distància és correcta atès que el resultat obtingut per pantalla amb l'Arduino correspon exactament als cm reals als quals està situat l'objecte. Nogensmenys, es confirma que el sensor no és capaç de mesurar una diferència de 3 mm o menor en el posicionament de l'objecte. Amb la curvatura de l'objecte escollit i amb la variació de la posició del mateix s'ha pogut comprovar.

Per altra banda, es corrobora que els rangs de detecció establerts pel fabricant al datasheet del sensor són verídics. Amb les experiències s'ha vist que mentre sí que es detecta un objecte situat a 2 cm del sensor, i la lectura de la distància és correcta, qualsevol distància menor a 2 cm dona una lectura incorrecta. Amb això es confirma que està fora de rang del sensor d'ultrasò.

Pel que fa al rang màxim, tot i que pot arribar a ser de 4 metres segons indicacions del fabricant, en l'aplicació d'aquest projecte s'ha considerat que aquesta xifra no és realista. No obstant això, per a valors de distàncies grans de fins 1,68 metres (que són xifres amb

molt de sentit lògic per a la mesura del exercicis que es proposen a aquest projecte, validades amb experiències d'usuaris sans), la lectura d'aquesta distància és correcte.

Amb tot, es conclou que el sensor d'ultrasò, la seva connexió, la programació de l'Arduino són correctes i es procedeix amb la millora del codi per tal de registrar també el temps de la mesura i gravar les dades.

12.3. Registre i tractament de dades amb Arduino UNO

Una vegada comprovat el bon funcionament del sistema, per a l'aplicació final proposada cal emmagatzemar les dades. A aquest apartat es mostra una solució viable per assolir-ho emprant una macro d'Excel: PLX-DAQ.

12.3.1. Entorn de treball

El registre de les dades es farà emprant un complement de programari anomenat *Paralaje Data Acquisition* (PLX-DAQ). Es tracta d'una macro ja creada per a Microsoft Excel que permet la comunicació sèrie entre Arduino i Microsoft Excel. Permet l'adquisició de fins a 26 canals de dades d'un microcontrolador i deixa anar els números en columnes d'Excel a mesura que arriben. És una solució usada en diverses aplicacions pel que fa a la monitorització d'equips en temps real.

Per a establir la connexió entre el microcontrolador i el programa només cal establir el port d'entrada de l'ordinador al qual està connectat el dispositiu i el *baud rate*² de la comunicació, com es veurà als subapartats següents.

12.3.2. Modificació del codi

PLX-DAQ organitza les dades que rep del microprocessador en diferents columnes. Per tant, cal indicar dins de la codificació de l'Arduino, com ha de ser la sortida de les dades. El codi anterior modificat amb aquesta finalitat es mostra a la Figura 74.

² S'anomena *baud rate* al nombre de senyals per segon, tenint en compte que un baud pot tenir més d'un bit. Per a clarificar aquest concepte, si un baud tingués només un bit, el *baud rate* seria el nombre de bits per segon a la comunicació.

La diferència respecte el codi anterior és bàsicament la definició de les columnes en les quals es vol organitzar les dades (veure línies de codi ressaltades a la Figura 74). En aquest cas hem definit dues columnes, una de temps (“hora”) i una amb la distància que mesura l’ultrasò, en cm (“cm”). La columna “hora” correspondrà a l’hora exacta en què es realitza la mesura.

```

const int trigPin = 9;
const int echoPin = 10;

long duracio;
long distanciaCm;

void setup() {
  pinMode(trigPin, OUTPUT); //vull que aquest pin sigui output (Transmitter)
  pinMode(echoPin, INPUT); // vull que aquest pin sigui input (Receiver)

  Serial.begin(9600);
  Serial.println("LABEL, hora, cm");
}

void loop() {
  int cm = ping(trigPin, echoPin);
  if (cm<50) {
    Serial.print("DATA, TIME, ");
    Serial.println(cm);
    delay(1000);
  }
}

int ping(int trigPin, int echoPin) {
  digitalWrite(trigPin, LOW); //per generar un pols net posem a LOW 4us
  delayMicroseconds(4);
  digitalWrite(trigPin, HIGH); //generem Trigger (disparo) de 10us
  delayMicroseconds(10);
  digitalWrite(trigPin, LOW);

  duracio = pulseIn(echoPin, HIGH); //medim el temps entre polsos, en microsegons

  distanciaCm = duracio * 10 / 292 / 2; //convertim a distancia, en cm
  return distanciaCm;
}
return distanciaCm;
}

```

Figura 74. Codi modificat per al registre de les dades amb PLX-DAQ

Font: elaboració pròpia

12.3.3. Execució

Abans d’executar el codi introduïm, dins la macro d’Excel, el port on tenim connectat l’Arduino UNO així com el *baud rate* que s’ha establert en la comunicació. Es pot veure a la Figura 75.

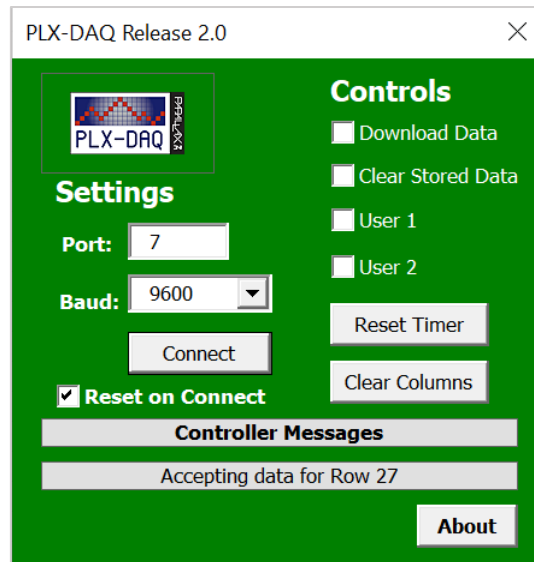


Figura 75. Paràmetres de configuració del PLX-DAQ

Font: elaboració pròpia

A continuació s'executa el codi, es connecta el PLX-DAQ i els resultats obtinguts són els que es mostren a continuació.

1	hora	cm
2	19:44:31	11,00
3	19:44:32	11,00
4	19:05:46	12,00
5	19:05:47	16,00
6	19:05:48	16,00
7	19:05:49	16,00
8	19:05:50	19,00
9	19:05:51	15,00
10	19:05:52	18,00
11	19:05:53	15,00
12	19:05:54	11,00
13	19:05:55	9,00
14	19:05:56	12,00
15	19:05:57	15,00
16	19:05:58	17,00
17	19:05:59	19,00
18	19:06:00	18,00
19	19:06:01	18,00
20	19:06:02	18,00
21	19:06:03	19,00
22	19:06:04	18,00
23	19:06:05	18,00
24	19:06:06	17,00
25	19:06:07	19,00
26	19:06:08	18,00
27	19:06:09	16,00

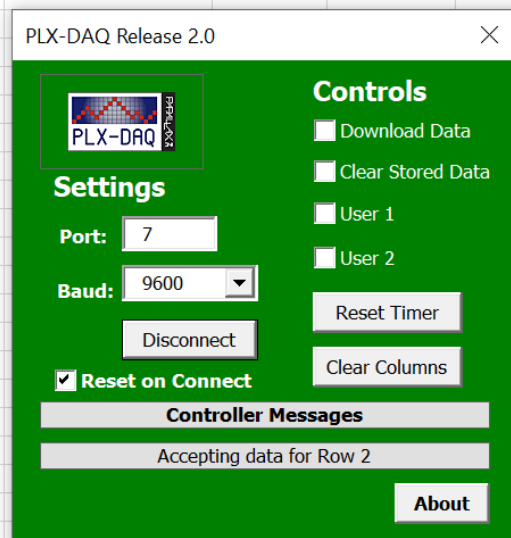


Figura 76. Registre de dades de l'Arduino UNO amb PLX-DAQ

Font: elaboració pròpia

Les dades registrades pel programa en cada moment corresponen exactament a les diferents distàncies a les quals s'ha anat movent el sensor d'ultrasò.

Al tractar-se d'un full d'Excel es pot aprofitar les possibilitats d'aquesta eina per a graficar les dades recollides (veure Figura 77).



Figura 77. Evolució de la distància respecte el temps

Font: elaboració pròpia

Tanmateix, es pot calcular fàcilment el valor màxim o el valor mitjana de les dades recollides amb les funcions d'excel "MAX()" o "PROMEDIO()", per exemple.

En conclusió, el resultat quant a la recollida de dades de la distància en temps real és satisfactori.

No obstant això, l'objectiu final del projecte no es redueix només al càlcul de distàncies. Si a més de la distància es vol calcular la velocitat, cal treballar amb el temps. Tal com està fet el programa no es pot garantir exactament el temps entre mesures. Per a poder fer-ho es poden plantejar dues alternatives:

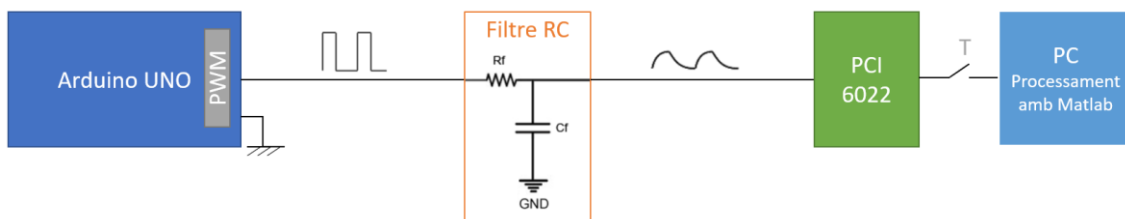


Figura 78. Muntatge amb targeta PCI

Font: elaboració pròpia

a) Targeta PCI

Aquesta solució passa per la utilització d'una targeta PCI (*Peripheral Component Interconnect*) que permet connectar targetes controladores addicionals a la placa base d'un ordinador. La definició d'aquesta alternativa es mostra més clarament a la Figura 78.

Emprant aquesta solució, les dades recollides per l'Arduino UNO sortirien a l'exterior per un port PWM (en polsos). Amb un filtre RC passa-baixes a la sortida s'aconsegueix un senyal que s'aproxima millor a un senyal analògic de tensió. Aquest senyal passaria per la targeta PCI (podria ser una PCI 6022 com les que hi ha als ordinadors de la universitat) i a la seva sortida es mostrejaria el senyal amb un interval de mostreig fix, de manera que es controlés exactament el temps entre dades recollides. El processament en aquest cas es podria fer amb el Matlab.

Aquesta solució, que és totalment vàlida, s'ha hagut de descartar perquè no es pot garantir que els ordinadors de l'hospital tinguin una PCI com es necessita, i no es considera viable el transport d'un ordinador cap a l'hospital per a la recollida de dades per dos motius: la privacitat de les dades dels pacients, que no poden estar a qualsevol ordinador, i la incomoditat del transport d'un ordinador de torre amb la PCI que es necessita.

b) Interrupcions

Una interrupció és un senyal rebut pel processador d'un ordinador, indicant que ha d'interrompre el curs d'execució actual i passar a executar codi específic per tractar aquesta situació [55].

Codificant-ho adequadament es pot controlar quant de temps triga a donar-se una interrupció. Es tracta només de modificar el programa escrit a l'Arduino. És una solució viable i més senzilla d'implementar que la anterior. Es desenvoluparà a continuació, amb la diferència que degut a les interrupcions es treballarà amb un microcontrolador diferent: l'Arduino DUE.

12.4. Implementació amb Arduino DUE

L'Arduino DUE és un microprocessador de la mateixa família que l'Arduino UNO però que té una potència de càlcul bastant superior i incorpora un controlador DMA (*Direct*

Memory Access) per a l'accés directe a memòria que intensifica l'accés a memòria que pot fer la CPU [56].

Per al muntatge calen els següents elements:

- Sensor d'ultrasò HC-SR04
- Arduino DUE
- Protoboard
- Cables Dupont AWG26 mascle-mascle
- Cable de connexió Arduino – PC

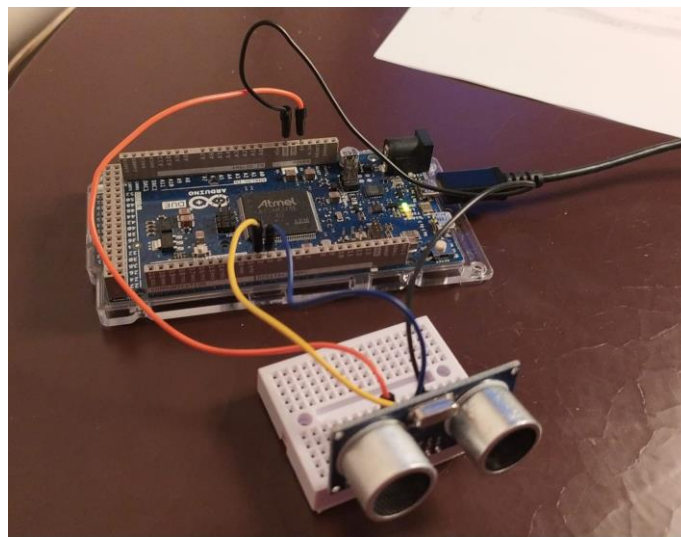


Figura 79. Connexions de la placa Arduino DUE amb el sensor d'ultrasò
Font: elaboració pròpia

S'ha fet el connexions tal com es mostra a la Figura 79 i Figura 80 tenint en compte que:

- GND (cable negre) i Vcc (cable vermell/taronja) s'han connectat a GND i als 5V de l'Arduino, respectivament.
- Echo (cable blau) s'ha connectat al pin 3 – PWM de l'Arduino.
- Trig (cable groc) s'ha connectat al pin 2 – PWM de l'Arduino.

Es pot veure que s'ha canviat els pins d'Echo i Trig. Això ha estat degut al fet que les sortides han de ser PWM.

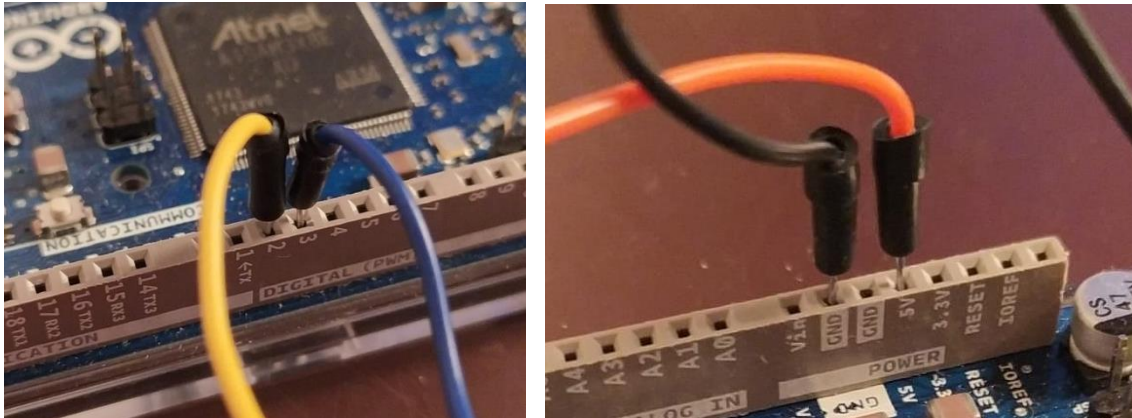


Figura 80. Connexió dels cables Dupont a la placa Arduino DUE
Font: elaboració pròpia

12.5. Registre i tractament de dades amb Arduino DUE

12.5.1. Modificació del codi en Arduino

Pel que fa al codi per a l'Arduino DUE, cal començar indicant els ports de Trigger i Echo, que aquesta vegada són el port 2 i 3, respectivament.

```
#include <DueTimer.h>

const int trigPin = 2;
const int echoPin = 3;

long duracio;
long distanciaCm;
```

Figura 81. Inicialització de ports i variables
Font: elaboració pròpia

L'essència del codi és la mateixa que el que s'havia dissenyat per a l'Arduino UNO, només que en aquest cas cal introduir una rutina d'interrupció, que s'ha anomenat *myHandler* (veure Figura 82).


```

void myHandler(){ //interrupció
  digitalWrite(trigPin, LOW); //per generar un pols net posem a LOW 4us
  delayMicroseconds(4);
  digitalWrite(trigPin, HIGH); //generem Trigger (disparo) de 10us
  delayMicroseconds(10);
  digitalWrite(trigPin, LOW);

  distanciaCm = pulseIn(echoPin, HIGH)*0.01712;

  myArray[k] = distanciaCm; // agafem totes les dades i les anem emmagatzemant en un vector
  k=k+1; }

```

Figura 82. Rutina d'interrupció

Font: elaboració pròpia

Com es pot veure a la Figura 82, l'objectiu de la rutina d'interrupció és capturar una dada del sensor. Per a garantir el temps entre mostres, totes les dades recollides es van emmagatzemant a un vector (*myArray*).

```

void setup() {
  pinMode(trigPin, OUTPUT); //vull que aquest pin sigui output (Transmitter)
  pinMode(echoPin, INPUT); // vull que aquest pin sigui input (Receiver)
  k=0;
  Serial.begin(9600);
  Serial.println("LABEL,hora,cm");
  Timer3.attachInterrupt(myHandler).start(150000); //temps està en microsegons }

```

Figura 83. Rutina d'inicialització del programa

Font: elaboració pròpia

A continuació, a la rutina d'inicialització afegim una darrera línia de codi (veure línia ressaltada de la Figura 83) que defineix cada quant temps s'ha d'anar a executar la rutina d'interrupció. Interessa que aquest temps, definit com a temps de mostreig o temps entre mostres, sigui el més petit possible. El temps mínim que permet el programa és de 150 ms. Això es tradueix en una freqüència de 6.67 Hz, que és acceptable perquè, tal i com s'ha exposat prèviament a l'apartat d' "Especificacions tècniques", la freqüència màxima per a l'Exercici B és de 1.6 Hz i per a l'Exercici C és de 4.1 Hz; ambdós valors estan per sota dels 6.67 Hz.

```

void loop() {
  if (k == 100){
    Timer3.stop();
    int i = 0;
    for (i=0;i<100;i++){
      Serial.println(myArray[i]);}
    k=0; }
}

```

Figura 84. Bucle del programa

Font: elaboració pròpia

Per últim, quan s'ha arribat al final del vector *myArray* (en aquest cas programat per a què tingui 100 posicions), on s'ha anat emmagatzemant totes les mesures recollides pel sensor, s'envien de cop les 100 dades. I finalment, es torna a posar l'índex, *k*, a 0.

Amb tot el que s'ha explicat, a la Figura 85 es mostra el codi complet que s'ha programat en l'entorn Arduino amb interrupcions.

```
#include <DueTimer.h>

const int trigPin = 2;
const int echoPin = 3;
long duracio;
long distanciaCm;

int myArray[100];
int k=0;

void myHandler(){ //interrupció
    digitalWrite(trigPin, LOW); //per generar un pols net posem a LOW 4us
    delayMicroseconds(4);
    digitalWrite(trigPin, HIGH); //generem Trigger (disparo) de 10us
    delayMicroseconds(10);
    digitalWrite(trigPin, LOW);

    distanciaCm = pulseIn(echoPin, HIGH)*0.01712;

    myArray[k] = distanciaCm; // agafem totes les dades i les anem emmagatzemant en un vector
    k=k+1; }

void setup() {
    pinMode(trigPin, OUTPUT); //vull que aquest pin sigui output (Transmitter)
    pinMode(echoPin, INPUT); // vull que aquest pin sigui input (Receiver)
    k=0;
    Serial.begin(9600);
    Serial.println("LABEL,hora,cm");
    Timer3.attachInterrupt(myHandler).start(150000);//temps està en microsegons }
void loop() {
    if (k == 100){
        Timer3.stop();
        int i = 0;
        for (i=0;i<100;i++){
            Serial.println(myArray[i]);}
        k=0; }
}
```

Figura 85. Codi complet per a Arduino DUE, amb interrupcions

Font: elaboració pròpia

12.5.2. Execució

12.5.2.1. Per Arduino

Primerament s'ha intentat executar i tractar les dades en l'entorn Arduino. En aquest entorn, si s'executa el codi de la Figura 85, després d'uns 15 segons ($150\text{ms} \cdot 100$ mostres) s'imprimeixen les dades per la consola d'Arduino ("Monitor Serie") i s'observa que tot funciona bé (veure Figura 86): la sortida són 100 dades i les mesures són correctes, en

cm. L'interval de temps entre dues dades consecutives ara sí que es pot garantir que és de 150 ms.

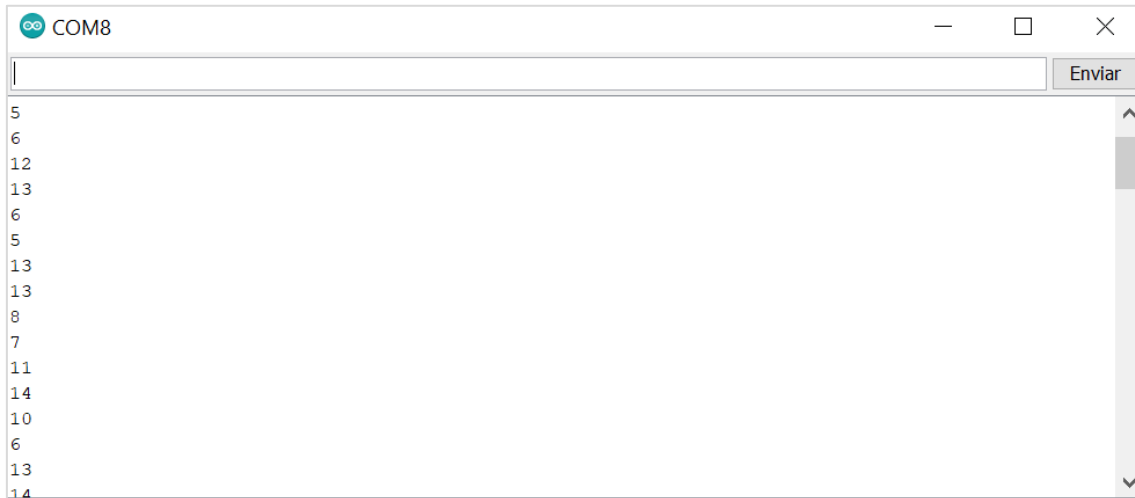


Figura 86. Sortida a la consola de l'Arduino
Font: elaboració pròpia

L'entorn Arduino permet una altra manera de visualitzar les dades. Es poden graficar amb l'ajuda del "Serial plotter". De fet, afegint les línies de codi ressaltades de la Figura 87 dins del bucle del programa, s'ha aconseguit graficar la distància i el valor màxim.

```
void loop() {
    if (k == 100){
        Timer3.stop();
        int i = 0;
        for (i=0;i<100;i++){
            if (myArray[i]>maxim){
                maxim = myArray[i];
            }
        }
        for (i=0;i<100;i++){
            Serial.println(myArray[i]);
            Serial.print(", ");
            Serial.println(maxim);
        }
        Serial.println("Distància Màxim");
        k=0; }
}
```

Figura 87. Codi per a la impressió de les dades pel "Serial plotter"
Font: elaboració pròpia

El gràfic de la distància obtingut es mostra a la Figura 88. Es pot veure que hi ha un pic a 600 cm que és un valor que ha aparegut pel fet que, durant l'enregistrament, l'objecte s'ha desviat de l'abast de l'ultrasò. No obstant això, l'objectiu de determinar si el *plot* respon a la realitat i pot graficar els valors mesurats pel sensor s'ha assolit.

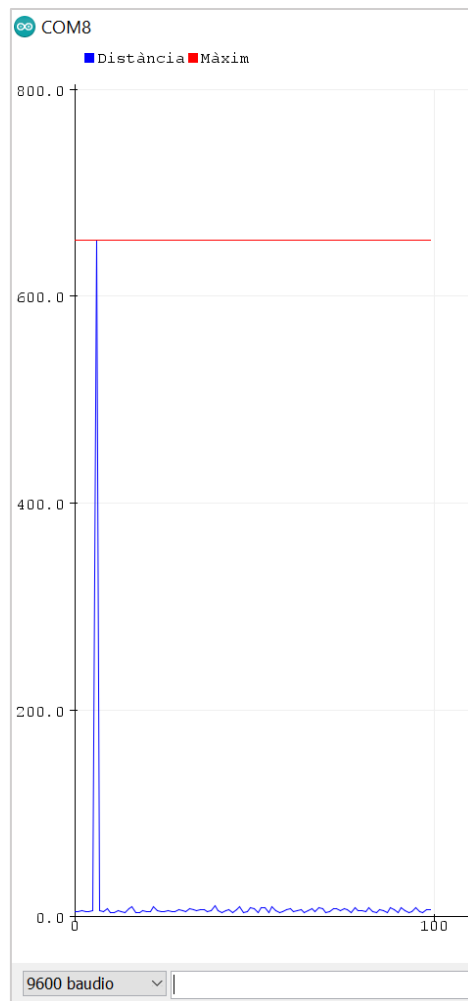
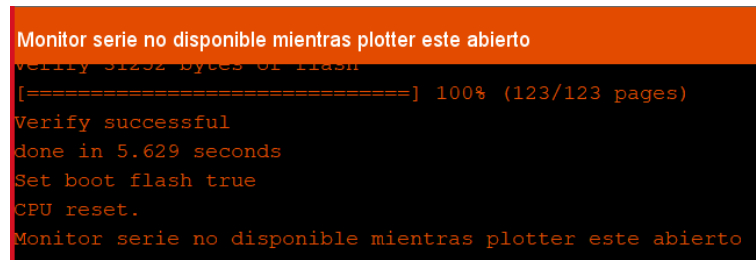


Figura 88. Resultat obtingut al “Serial Plotter”

Font: elaboració pròpia

Nogensmenys, no existeix una manera de mostrar el valor de les dades registrades; el valor exacte. A banda de veure l’evolució de la distància respecte el temps (que això sí que s’aconsegueix amb el resultat de la Figura 88), seria interessant saber el valor de la distància màxima i mitjana, i imprimir ambdós valors sobre el *plot*, o que aparegués el valor exacte sobre l’eix del gràfic a la vegada que dibuixa el *plot* l’Arduino. Però això no és possible en l’entorn Arduino. No és possible imprimir un valor de sortida sobre el *plot*. Per tant, no serveix tenir la gràfica sense el valor exacte.

En aquest entorn, o es veuen les dades per la consola o es grafiquen al *Serial Plotter*, no es poden fer ambdues coses a la vegada (veure error capturat a la Figura 89). A més a més, en el cas del *plot* tampoc és senzill guardar-lo.



```

Monitor serie no disponible mientras plotter este abierto
Verify 31232 bytes of flash
[=====] 100% (123/123 pages)
Verify successful
done in 5.629 seconds
Set boot flash true
CPU reset.
Monitor serie no disponible mientras plotter este abierto

```

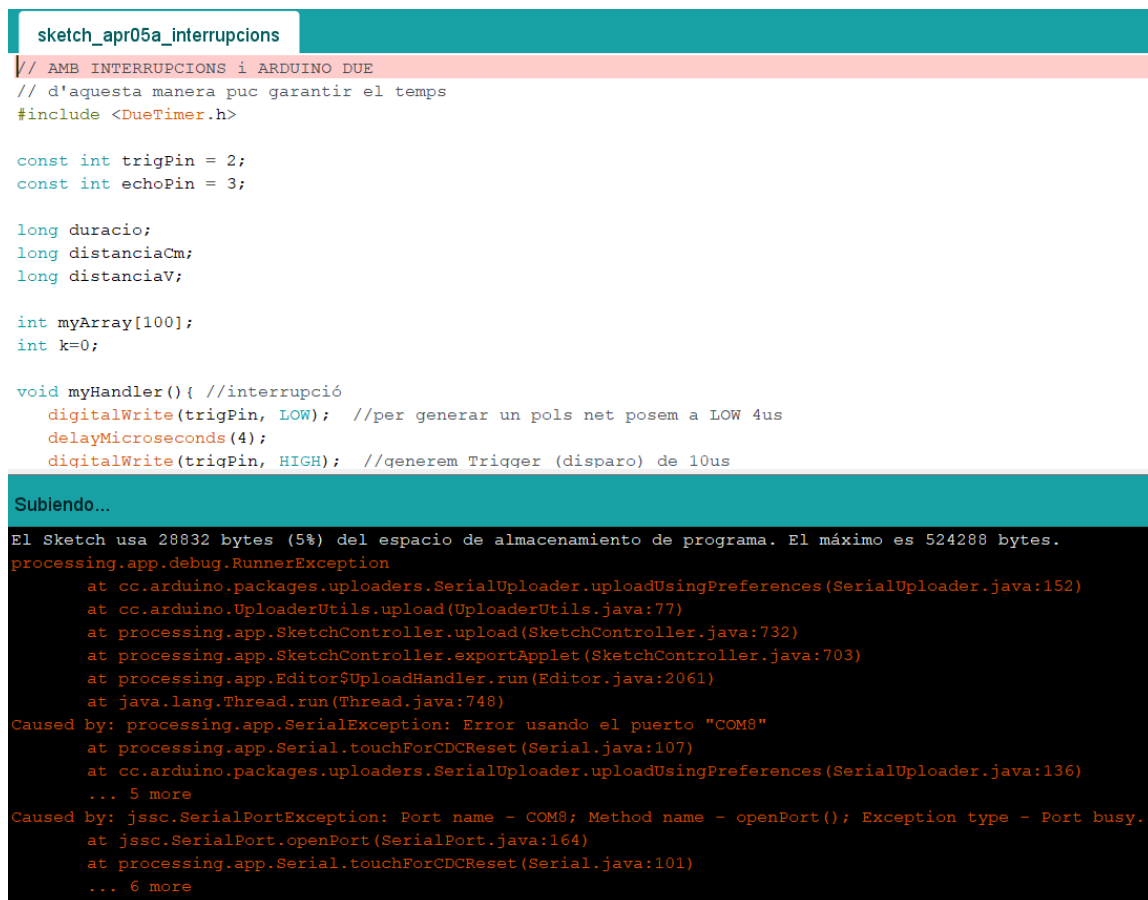
Figura 89. Incompatibilitat de la coexistència del Monitor Serie i el Serial Plotter
Font: elaboració pròpia

Dit això, es recorre a una altra alternativa per al tractament de les dades.

12.5.2.2. PLX-DAQ

La següent alternativa explorada ha estat la de tornar enrere i intentar fer servir la macro d'Excel PLX-DAQ que havia donat bons resultats amb l'Arduino UNO.

S'observa que el codi d'Arduino funciona bé, però amb l'Arduino DUE no és possible exportar les dades a l'Excel. Sembla que PLX-DAQ no reconeix la nova targeta. En pujar el programa a l'Arduino DUE es queda penjat amb un error com el de la Figura 90.



```

sketch_apr05a_interrupcions
// AMB INTERRUPCIONS i ARDUINO DUE
// d'aquesta manera puc garantir el temps
#include <DueTimer.h>

const int trigPin = 2;
const int echoPin = 3;

long duracio;
long distanciaCm;
long distanciaV;

int myArray[100];
int k=0;

void myHandler(){ //interrupció
  digitalWrite(trigPin, LOW); //per generar un pols net posem a LOW 4us
  delayMicroseconds(4);
  digitalWrite(trigPin, HIGH); //qnerem Triqquer (disparo) de 10us
}

Subiendo...
El Sketch usa 28832 bytes (5%) del espacio de almacenamiento de programa. El máximo es 524288 bytes.
processing.app.debug.RunnerException
  at cc.arduino.packages.uploaders.SerialUploader.uploadUsingPreferences (SerialUploader.java:152)
  at cc.arduino.UploaderUtils.upload (UploaderUtils.java:77)
  at processing.app.SketchController.upload (SketchController.java:732)
  at processing.app.SketchController.exportApplet (SketchController.java:703)
  at processing.app.Editor$UploadHandler.run (Editor.java:2061)
  at java.lang.Thread.run (Thread.java:748)
Caused by: processing.app.SerialException: Error usando el puerto "COM8"
  at processing.app.Serial.touchForCDCReset (Serial.java:107)
  at cc.arduino.packages.uploaders.SerialUploader.uploadUsingPreferences (SerialUploader.java:136)
  ... 5 more
Caused by: jssc.SerialPortException: Port name - COM8; Method name - openPort(); Exception type - Port busy.
  at jssc.SerialPort.openPort (SerialPort.java:164)
  at processing.app.Serial.touchForCDCReset (Serial.java:101)
  ... 6 more

```

Figura 90. Error amb Arduino DUE i PLX-DAQ - Font: elaboració pròpia

Aquesta macro resultava una opció interessant en l'exportació de dades mesurades pel sensor a Excel per a poder mostrar els valors màxims i mitjà de l'amplitud del moviment, per exemple, a banda de poder graficar.

12.5.2.3. *Excel Data Streamer*

El *Data Streamer* de Microsoft és un complement COM per a Excel que permet als usuaris transmetre dades de baixa latència a fulls de treball des de dispositius i aplicacions connectades. [57]

A partir de l'aplicació Microsoft Excel a un ordinador convencional, existeix la possibilitat d'instal·lar aquest complement de manera ràpida i totalment gratuïta. Amb ell es pot comunicar la placa Arduino (s'accepta també el model Arduino DUE) amb el full de càlcul, per al cas que ens ocupa.

Primerament es demana establir uns paràmetres de configuració (veure Figura 91). Per a l'aplicació proposada només hi ha un canal d'entrada de dades (que serà la distància mesurada pel sensor mitjançant la placa Arduino DUE), un interval de temps entre mostres o temps de mostreig de 150 ms, i 100 files de dades perquè el vector que hem codificat on s'emmagatzemen té una longitud de 100 posicions.

Workbook Settings

Settings below will affect how data is read into the current workbook from data sources. Clear a field's contents to revert to its default setting.

Data interval (ms):	<input type="text" value="150 (Default)"/>
Data rows:	<input type="text" value="100"/>
Data channels:	<input type="text" value="1"/>
Data orientation:	<input type="text" value="Newest last (Default)"/>

WARNING: Changing settings may result in the loss of content and/or custom formatting in the Data In and Data Out worksheets. Always save before changing values.

Figura 91. Configuració de *Excel Data Streamer*

Font: elaboració pròpia

Automàticament es pot veure com apareixen dues columnes on aniran entrant les dades provinents del port COM on està connectat l'Arduino (veure Figura 92).

	A	B	C	D	E
1	Time	CH1	CH2	CH3	CH4
2					
3	Historical Data				
4	Time	CH1	CH2	CH3	CH4
5					
6					
7					
8					
9					
10					
11					
12					
13					
14					
15					

Figura 92. Dades d'entrada a *Excel Data Streamer*

Font: elaboració pròpia

Després de connectar el full de càlcul amb la placa Arduino, es puja el codi i s'executa. A la Figura 93 es pot veure l'entrada de dades. A la taula que es mostra s'ha ocultat diverses files per tal de poder veure l'aspecte general de l'entrada de dades sencera.

Es pot concloure que el funcionament de l'*Excel Data Streamer* és bo. Les dades són capturades seguint el que s'ha establert en la codificació, a la vegada que es respecta el temps de mostreig, i es poden visualitzar de manera clara les diferents distàncies en files del full d'Excel. Amb tot, es valida aquesta solució i es tira endavant en el desenvolupament i tractament de les dades registrades.

Data In (From Source)						
Data coming from the current data source will appear below as it is received.						
Current Data						
Time	CH1	CH2	CH3	CH4	CH5	
40:55,4	8					
Historical Data						
Time	CH1	CH2	CH3	CH4	CH5	
40:55,0	4					
40:55,0	4					
40:55,0	4					
40:55,0	4					
40:55,0	7					
40:55,0	20					
40:55,0	8					
40:55,0	7					
40:55,0	13					
40:55,0	4					
40:55,0	13					
40:55,0	6					
40:55,2	9					
40:55,2	6					
40:55,2	15					
40:55,2	3					
40:55,4	18					
40:55,4	14					
40:55,4	11					
40:55,4	19					
40:55,4	8					<input checked="" type="checkbox"/> Newest

Figura 93. Entrada de dades satisfactòria a *Excel Data Streamer*
Font: elaboració pròpia

12.5.2.4. Altres alternatives

Arribat aquest punt s'ha provat i validat el funcionament de l'*Excel Data Streamer* com a solució a la necessitat de registrar i tractar les dades recollides. No obstant això, existeixen altres alternatives com podria ser l'ús del Matlab.

Instal·lant el paquet de suport per a hardware Arduino (veure Figura 94) i codificant degudament l'entrada de dades, es podria arribar potencialment a una solució diferent però, a priori, igualment vàlida. En qualsevol cas, havent validat l'*Excel Data Streamer*, no s'aprofundirà més en aquesta alternativa atès que suposaria modificar tot el codi per al desenvolupament en un altre llenguatge, que és Matlab.



Figura 94. Paquet de suport de Matlab per a Hardware Arduino
Font: Matlab

12.6. Primeres proves amb *Excel Data Streamer*

Una vegada mostrat el resultat satisfactori d'aquesta eina per a la recepció de les dades capturades pel sensor d'ultrasò mitjançant l'Arduino, els objectius en aquest apartat són els següents:

- Detectar si hi ha valors atípics o erronis (*outliers*) en l'entrada de dades i trobar la manera d'eliminar-los.
- Trobar la velocitat en cada moment dels exercicis.
- Trobar la freqüència en cada moment dels exercicis.
- Graficar l'evolució de la distància respecte el temps.
- Graficar l'evolució de la velocitat respecte el temps.
- Graficar l'evolució de la freqüència respecte el temps.

12.6.1. Consideracions prèvies de l'entrada de dades

A l'executar altra vegada el codi, després de connectar la placa Arduino DUE al full de càlcul, s'observa el fenomen capturat a la Figura 95.

3	Current Data	
4	Time	CH1
5	40:55,4	8
6	Historical Data	
7	Time	CH1
8		
9		
10		
11		
12		
13	40:55,0	4
14	40:55,0	4
15	40:55,0	4
16	40:55,0	4
17	40:55,0	7
18	40:55,0	20
19	40:55,0	8

Figura 95. Files buides en l'entrada de dades
Font: elaboració pròpia

Durant l'execució del programa s'observa que les files del full d'Excel es van omplint de baix a dalt. En altres paraules, la última fila de la taula correspondrà a la dada de la posició 100 del vector on s'han emmagatzemat totes, mentre que la primera fila (a la Figura 95 correspon a la fila d'Excel número 8) correspon a la dada de la posició 1 d'aquest vector. Es pot veure que les primeres files estan buides; no apareix el valor d'aquestes dades. Això, després de diverses execucions del programa, s'ha vist que és degut al temps que es tarda en connectar el *Data Streamer* a la placa.

Quan un es disposa a registrar dades de l'Arduino, primer cal pujar-hi el programa i després, només a partir del moment en què el programa estigui pujat a la placa, es pot establir la comunicació entre aquesta i el full de càlcul, seguint els passos de la Figura 96.

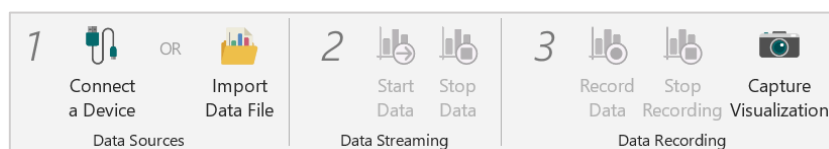


Figura 96. Passos a seguir en la connexió del *Data Streamer*
Font: elaboració pròpia

En conclusió, cal minimitzar el temps que tarda l'usuari (el metge o qui està amb l'ordinador durant la realització dels exercicis) en establir la comunicació de l'Arduino amb el full d'Excel. Si quan es duguin a terme les primeres proves amb persones sanes i pacients es veu que les dades perdudes són moltes, o si la pèrdua és significativa, una solució senzilla serà posar un *delay* al començament del programa per a què el sensor comenci a prendre mesures una mica més tard del moment en el qual estigui pujat el programa.

De moment es continuarà amb el desenvolupament de la prova tenint present que existeixen dades perdudes. Això es fa per dos motius. El primer és que aquest temps "perdut", que són molt pocs segons, és el temps que l'usuari es tarda en començar a fer satisfactòriament l'exercici que se li ha proposat; és el temps de resposta des que se li ha dit que ja pot començar a moure's. El segon motiu, vàlid només per aquest moment de proves quant al tractament de les dades, és que d'aquesta manera es pot fer que el filtratge d'errors i dades atípiques sigui més acurat. Si apareixen cel·les buides, quan es grafiquin els valors o es facin càlculs etc, l'Excel ha d'estar fet tenint en compte què això pot passar.

12.6.2. Valors atípics o erronis (*outliers*)

A l'entrada de dades s'observa que, de tant en tant, apareixen valors atípics (veure valors ressaltats a la Figura 97).

96	40:55,3	10
97	40:55,3	14
98	40:55,3	9
99	40:55,4	227
100	40:55,4	9
101	40:55,4	228
102	40:55,4	11
103	40:55,4	18
104	40:55,4	14
105	40:55,4	11
106	40:55,4	19

Figura 97. Valors atípics
Font: elaboració pròpia

Una distància de 227 o 228 cm resulta impossible en aquest cas: l'usuari que està realitzant l'exercici (en aquest cas Exercici B) no aixecarà la cama 2 m. Per tant, és una lectura errònia del sensor que es pot haver donat en un moment en el qual s'hagi inclinat molt significativament l'ultrasò de manera que aquest hagi perdut l'objecte de referència respecte el qual està mesurant la distància.

En aquest cas les proves no s'han realitzat amb el sistema d'ancoratge al peu del sensor definitiva i, per tant, es creu que una vegada fet això no hauria d'aparèixer aquest problema de valors atípics, però en cas que passés cal mirar de solucionar-lo quan abans. Això és el que es pretén fer en aquest subapartat.

La manera de donar-hi solució ha estat creant una taula alternativa d'entrada de dades. A la Figura 98, correspon a la taula amb l'encapçalament "Distance Removing outliers".

Historical Data			DISTANCE Removing outliers	
Time	CH1	CH2	Time	CH1
			00:00,0	0
			00:00,0	0
			00:00,0	0
			00:00,0	0
			00:00,0	0
40:55,0	4		40:55,0	4
40:55,0	4		40:55,0	4
40:55,0	4		40:55,0	4
40:55,0	4		40:55,0	4
40:55,0	7		40:55,0	7
40:55,0	20		40:55,0	20
40:55,0	8		40:55,0	8
40:55,0	7		40:55,0	7
40:55,0	13		40:55,0	13
40:55,1	7		40:55,1	7
40:55,1	16		40:55,1	16
40:55,1	9		40:55,1	9
40:55,1	9		40:55,1	9
40:55,1	228		40:55,1	0
40:55,1	7		40:55,1	7

Figura 98. Eliminació dels valors atípics

Font: elaboració pròpia

En aquesta taula alternativa (taula de la dreta de la Figura 98), a mesura que entren les dades pel port COM des de l'Arduino, es van copiant a les files, de la mateixa manera que a la taula inicial (taula de l'esquerra de la Figura 98). La diferència està en que si la dada que entra és superior a un valor límit, com que es considera una dada errònia aquesta dada és eliminada i substituïda per 0. Aquest valor límit, inicialment d'1 metre, s'ha

acabat establint en 0.1 metres, per indicacions de la Dra. Sanz i en vista de la realitat dels exercicis.

12.6.3. Càlcul de la velocitat

Atès que ara els valors de la distància es reben i es guarden correctament al full de càlcul, sabent que el temps entre dues dades consecutives és de 150 ms, es pot determinar la velocitat mitjana en cada moment com el quocient entre la distància i el temps en aquell interval. Com és d'esperar, hi haurà valors positius i negatius de la velocitat, en funció del sentit del moviment en cada instant: si s'obre o es tanca la mà, o i si es puja o es baixa la cama o el peu. En representar els valors de la velocitat en un gràfic no hi ha problema, però per trobar la velocitat promig es farà amb les velocitats en valor absolut.

D'aquesta manera, s'ha generat una taula (veure requadre groc de la Figura 99) que es va omplint a la vegada que la taula original d'entrada de valors. Aquesta taula, però, calcula la velocitat a partir de la taula alternativa de distàncies, en la qual s'han suprimit els valors atípics, per tant desapareixen possibles problemes en la velocitat derivats de dades incorrectes.

Historical Data		DISTANCE Removing outliers		VELOCITY	
Time	CH1	Time	CH1	Time	CH1
		00:00,0	0		
		00:00,0	0	00:00,0	0
		00:00,0	0	00:00,0	0
		00:00,0	0	00:00,0	0
		00:00,0	0	00:00,0	0
40:55,0	4	40:55,0	4	40:55,0	26,66666667
40:55,0	4	40:55,0	4	40:55,0	0
40:55,0	4	40:55,0	4	40:55,0	0
40:55,0	4	40:55,0	4	40:55,0	0
40:55,0	7	40:55,0	7	40:55,0	0
40:55,0	20	40:55,0	20	40:55,0	20
40:55,0	8	40:55,0	8	40:55,0	86,66666667
40:55,0	7	40:55,0	7	40:55,0	- 80
40:55,0	13	40:55,0	13	40:55,0	- 6,666666667
40:55,0	4	40:55,0	4	40:55,0	40
40:55,0	13	40:55,0	13	40:55,0	- 60
40:55,0	6	40:55,0	6	40:55,0	60
40:55,1	12	40:55,1	12	40:55,0	46,66666667
				40:55,1	40

Figura 99. Velocitat
Font: elaboració pròpia

12.6.4. Càlcul de la freqüència

La freqüència en aquest cas, tal i com s'ha definit a les especificacions del projecte, correspon al nombre de cicles realitzats per un pacient en un determinat exercici. A l'Exercici B resulta fàcil de veure, que és el que ens ocupa ara: es pot definir com el nombre de pujades de la cama que fa el pacient, que és, en altres paraules, el nombre de moviments complets (des que el peu està en repòs sobre el terra abans de començar l'exercici, fins que torna a estar al mateix lloc després d'haver pujat i baixat).

Partint del mateix full de càlcul sobre el que s'està treballant, s'ha fet una columna on es compta el nombre de pujades o pics: una cel·la es posa a 1 quan la distància és un màxim, és a dir, si els nombres anterior i posterior tenen un valor menor. En altra cas, es posa a 0 (veure Figura 100).

DISTÀNCIA sense valors atípics			Recompte del número de pujades
Time	CH1		
00:00,0	0		0
00:00,0	0		0
00:00,0	0		0
00:00,0	0		0
00:00,0	0		0
40:55,0	4		0
40:55,0	4		0
40:55,0	4		0
40:55,0	4	=+SI((N16>N15)*Y(N16>N17);1;0)	0
40:55,0	7		0
40:55,0	20		1
40:55,0	8		0
40:55,0	7		0
40:55,0	13		1

Figura 100. Recompte del número de pujades

Font: elaboració pròpia

Una vegada fet això es pot comptar les pujades totals que s'ha fet en l'interval de temps que ha durat l'exercici o, més aviat, en el temps de captura de dades. I finalment, això permetrà el càlcul de la freqüència (cicles/segon).

12.6.5. Obtenció de gràfiques i presentació de resultats

Per últim, amb els càlculs que s’ha fet fins aquest punt, es pot fer diferents gràfiques per tal de presentar els resultats de manera clara i entenedora per al metge, amb la finalitat de donar peu a una interpretació fàcil de les dades i un diagnòstic ràpid.

Amb el que busca el neuròleg, segons dades de la entrevista amb la Dra. Sanz [15], resulta interessant poder veure l’evolució de la distància, la velocitat i el ritme respecte el temps. Tanmateix, la doctora comentava que seria important quantificar paràmetres de l’amplitud, velocitat i ritme. És per això que la proposta del format de presentació de resultats, que seria el que veu el metge quan el pacient ha acabat l’exercici, es mostra a la Figura 101.



Figura 101. Presentació dels resultats per al metge
 Font: elaboració pròpia

Es pot dividir la pantalla de presentació de resultats en tres seccions: I, II, III (veure Figura 102). A continuació es comentarà cada part per separat.

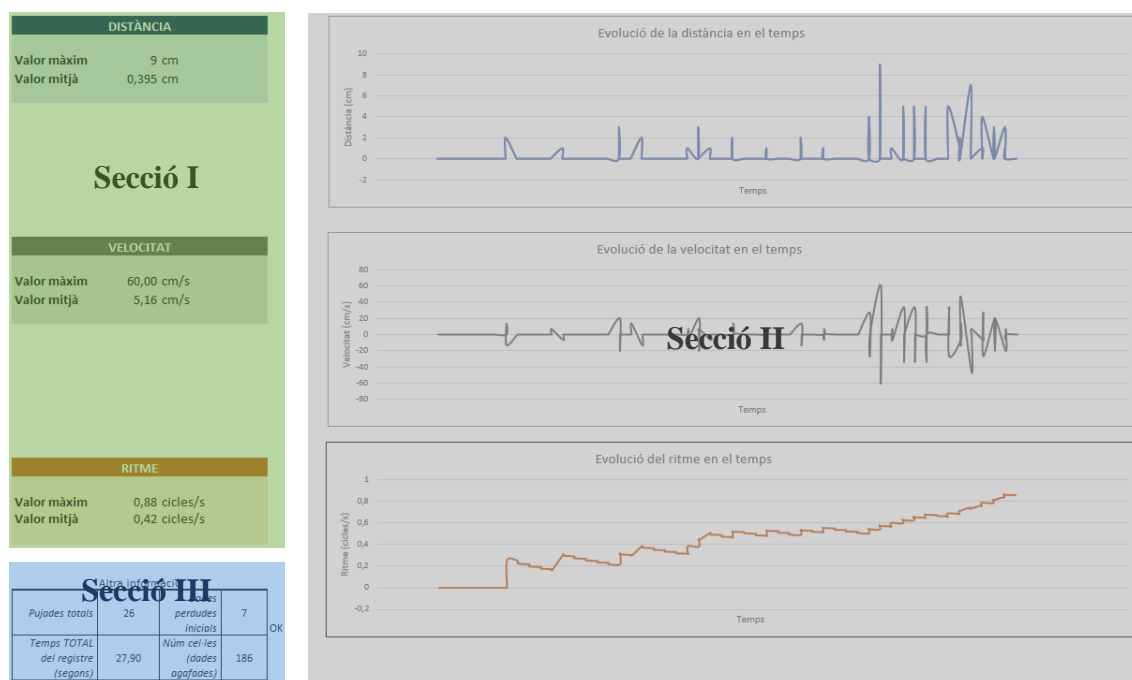


Figura 102. Seccions de Presentació dels resultats per al metge
Font: elaboració pròpia

Secció I. Paràmetres del moviment

En aquesta secció es presenten els resultats dels valors màxim i mitjà de la distància i velocitat, i també el valor numèric del ritme del moviment. Es pot veure que aquí, a la presentació dels resultats, es parla de “ritme” en comptes de “freqüència”, perquè el primer terme va ser el que emprà la neuròloga a les diferents entrevistes [8] [15] i s’ha considerat més entenedor per al metge, que en serà l’usuari final.

En aquesta secció són paràmetres que defineixen les característiques del moviment de l’usuari. El fet d’obtenir un número de distància, velocitat i ritme permet ponderar la gravetat i la fase de la malaltia en cada usuari.

Secció II. Gràfics

Aquesta segona secció presenta l’evolució de la distància, la velocitat i el ritme durant el temps de dura l’execució de l’exercici. Potencialment (s’haurà de comprovar amb la posada en marxa del sistema amb usuaris sans i malalts) pot deixar veure si existeix un esmorteïment del moviment característic en una població respecte l’altre, i si al ritme s’observen interrupcions del moviment.

Secció III. Altra informació

Altra informació			
<i>Pujades totals</i>	26	<i>Dades perdudes inicials</i>	7
<i>Temps TOTAL del registre (segons)</i>	27,90	<i>Núm cel·les (dades agafades)</i>	186

OK

Figura 103. Secció III

Font: elaboració pròpia

Aquesta darrera secció presenta dades que no són de primera necessitat per al metge però podrien ajudar-lo en el diagnòstic o bé en la detecció d'una incongruència a les dades mostrades. Per una banda, la primera columna de dades dona informació relacionada amb el ritme (o freqüència) del moviment: el nombre de pujades i baixades i el temps total que ha durat l'enregistrament. Aquesta última dada està vinculada al nombre de dades perdudes inicialment. Si són moltes (en aquest cas s'ha establert aquest fet si hi ha més de 10 dades perdudes) el metge podrà valorar el fet de demanar al pacient que torni a realitzar l'exercici.

Al costat de la cel·la de "Dades perdudes inicials" es pot veure que hi ha un "OK". Si apareix aquest avís no hi ha problema, però podria ser que, en comptes d'això, aparegués l'avís de "Incorrecte: s'ha colat un OUTLIER". Això voldria dir que a les dades inicials hi ha un valor atípic o erroni, i això pot fer que el nombre de "Dades perdudes inicials" que apareix a la cel·la contigua sigui major al que hauria de ser realment. I, per tant, el valor del ritme real serà lleument superior.

Per a poder veure-ho en un exemple s'introduirà, a la força, un valor atípic o erroni a les dades registrades. Es pot veure a la Figura 104.

6	Historical Data		DISTÀNCIA sense valors atípics	
7	Time	CH1	Time	CH1
8			00:00,0	0
9			00:00,0	0
10			00:00,0	0
11			00:00,0	0
12			00:00,0	0
13	40:55,0	4	40:55,0	4
14	40:55,0	230	40:55,0	0
15	40:55,0	4	40:55,0	4

Figura 104. Inserció d'un valor atípic als 10 primers valors registrats
Font: elaboració pròpia

En aquest cas, si s'observa la pantalla inicial presentada al metge, en concret la Secció III, es pot veure el missatge d'error (Figura 105).

Altra informació			
<i>Pujades totals</i>	34	<i>Dades perdudes inicials</i>	6
<i>Temps TOTAL del registre (segons)</i>	14,10	<i>Núm cel·les (dades agafades)</i>	94

Incorrecte: s'ha colat un OUTLIER

Figura 105. Secció III – avís d'error
Font: elaboració pròpia

En altres paraules, si es vol tenir una mesura exacta del ritme, en els casos en els quals aparegui aquest error lo millor seria repetir la mesura. L'avís, per tant, és un indicador que servirà al metge per a assegurar que en tots els casos les dades que s'estan prenent i calculant són bones.

12.6.6. Conclusions i adaptació per a l'Exercici C

Amb el que s'ha mostrat als diferents apartats d'aquest capítol es donen per assolits tots els objectius proposats. Aquest sistema, que és senzill d'utilitzar (perquè és un full d'Excel, una eina de Microsoft amb la qual molts usuaris estan familiaritzats a un o altre nivell), s'ha demostrat que dona resposta a les necessitats exposades per la neuròloga Dra. Pilar Sanz en la parametrització de l'Exercici B.

En referència a l'Exercici C es pot emprar aquest mateix sistema, i el mateix Excel de tractament de les dades i presentació dels resultats. L'únic paràmetre que cal modificar és el límit màxim que es configura per a la detecció de valors atípics, que en el cas de l'Exercici C haurà de ser menor (de 40 cm, per exemple, tot i que es posarà a prova amb les mostres d'usuaris sans). Per la resta, és una solució versàtil per ambdós exercicis.

13. Prototip per als exercicis B i C

Una vegada assegurat el bon funcionament de la solució proposada es procedirà al modelatge i muntatge del prototip.

13.1. Primer prototip

Per a garantir que la solució proposada permet obtenir uns resultats fiables i realistes en ser aplicada, s'ha dissenyat un primer prototip, molt bàsic, amb el qual només es vol validar el que s'acaba d'enunciar.

13.1.1. Descripció

Aquest primer prototip consisteix en una caixa de cartró dur, dins de la qual s'instal·la el sistema electrònic format per l'Arduino, la mini-protoboard i el sensor d'ultrasò. Per a que es pugui lligar al peu de l'usuari té uns cordons, similars als d'una sabata. Es creu que el velcro serà, a llarg termini, una alternativa millor. Però com a primer prototip, aquesta manera de fixar la caixa al peu donarà resultats del tot fiables. A continuació es mostren algunes imatges del prototip inicial.



Figura 106. Primer prototip – exterior

Font: elaboració pròpia



Figura 107. Primer prototip – interior ; Font: elaboració pròpia

Historical Data		DISTÀNCIA sense valors atípics ni offset	
Time	CH1	Time	CH1
31:24,3	3	31:24,3	0
31:24,3	3	31:24,3	0
31:24,3	3	31:24,3	0
31:24,4	3	31:24,4	0
31:24,4	3	31:24,4	0
31:24,4	7	31:24,4	4
31:24,4	12	31:24,4	9
31:24,4	14	31:24,4	11
31:24,4	17	31:24,4	0
31:24,4	8	31:24,4	5
31:24,4	6	31:24,4	3

Figura 110. Correcció de la distància, tenint en compte l'offset del prototip

Font: elaboració pròpia

13.1.3. Problemes

Una vegada feta aquesta modificació s'ha dut a terme diversos experiments amb usuaris sans, que han realitzat l'Exercici B i C amb aquest prototip. S'ha observat dos problemes:

- Per una banda, el material és poc dur. Això porta a pensar que depèn del pes o de la força de l'usuari que el fa servir, el cartró cedeixi i es malmetin els components electrònics de l'interior.
- Per altra banda, si l'usuari en fer l'exercici inclina massa el peu, l'ultrasò registra dades errònies, que corresponen a la distància entre aquest sensor i l'objecte més proper (que podria ser la paret, o la pota d'una taula, per exemple). Tot i que el programa dissenyat descarta aquestes dades, només ho farà si es tracta de valors molt dispersos. Sigui com sigui, s'està registrant valors erronis i per tant cal canviar el mètode.

Una alternativa per a aquest últim punt és implementar l'eix que s'havia comentat als apartats anteriors, d'una banda a l'altre de la caixa i amb uns coixinets. Una altra alternativa és canviar el sistema de detecció: en comptes de que el sensor mesuri la distància del peu fins al terra (distància vertical cap avall), implementar que el sensor estigui a terra de manera que mesuri la distància fins el peu (distància vertical cap amunt). Aquesta segona opció és més robusta. És per això que a continuació es presentarà el segon prototip i definitiu, en el qual s'implementa aquesta idea.

13.2. Prototip final

13.2.1. Descripció

Ateses les problemàtiques del primer prototip, s'ha pensat en una caixa de fusta (un material més dur), on a dins hi hagi l'Arduino i el sensor d'ultrasò, que tingui una tapa que s'obri i es tanqui pivotant, sobre una cantonada, gràcies a una frontissa. Un petit esquema d'aquest concepte es mostra a continuació, on el peu de l'usuari va sempre sobre la tapa.

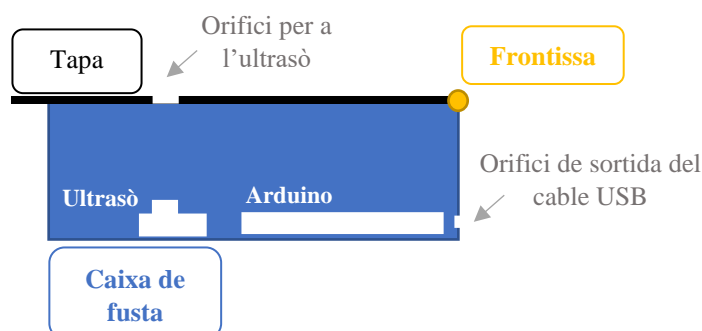


Figura 111. Esquema del prototip final

Font: elaboració pròpia

A aquest esquema que es pot veure, per a la realització de cadascun dels exercicis:

- Exercici B: la tapa i el peu són independents, no es lliga el peu de l'usuari sobre la tapa. La tapa està en repòs. L'usuari va pujant i baixant el peu, donant "cops" sobre la tapa. Mentre, per l'orifici, el sensor va registrant les dades d'amplitud.
- Exercici C: la tapa aniria lligada al peu de l'usuari, i s'obriria i es tancaria a la vegada que l'usuari va pujant i baixant el seu peu per a fer l'exercici, pivotant sobre la frontissa.

Les dimensions de la caixa, en base al primer prototip dissenyat, són de 65mm d'alt x 170mm de llarg x 90 mm d'ample. La dimensió predominant que s'ha de respectar és la de l'alt (pel sensor ultrasò; la de 65mm). Pel que fa a les altres, pot ser més llarg i més ample i l'únic que farà (que és bo) serà acomodar millor el peu del pacient.

13.2.2. Model

A continuació es mostra el model en 3D que s'ha dissenyat amb el programa *SolidWorks* en base a la descripció que s'acaba de fer. Les cotes del model es troben a l'apartat de Plànols del projecte.

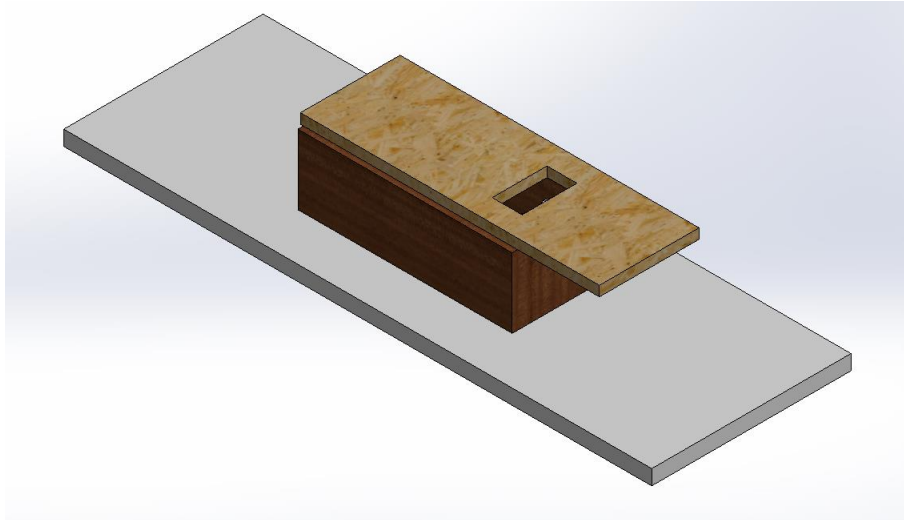


Figura 112. Prototip final. Caixa tancada
Font: elaboració pròpia

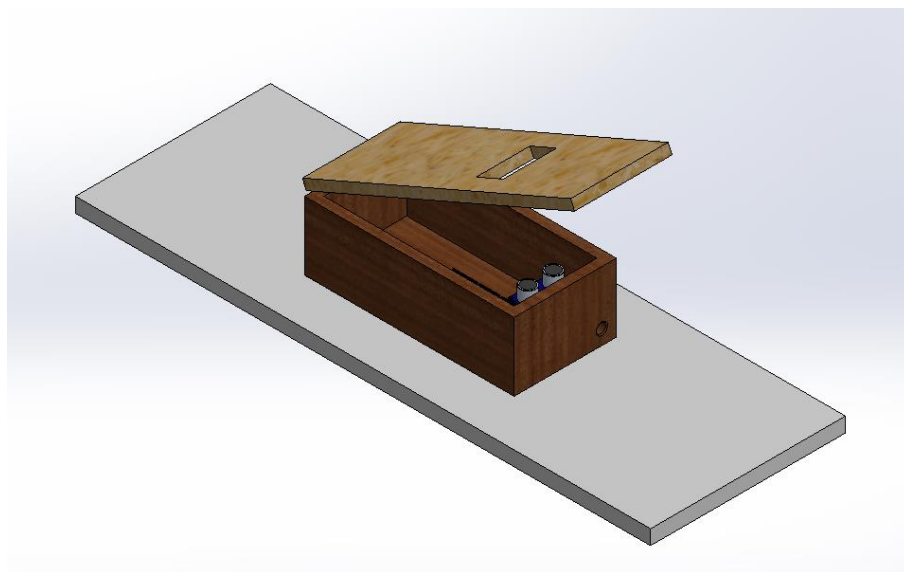


Figura 113. Prototip final. Caixa oberta seguint el moviment de l'exercici B.
Font: elaboració pròpia

A dins de la caixa del prototip s'hi troben els components electrònics: l'Arduino i el sensor d'ultrasò, adherit a la protoboard, que caldrà que siguin connectats convenientment.

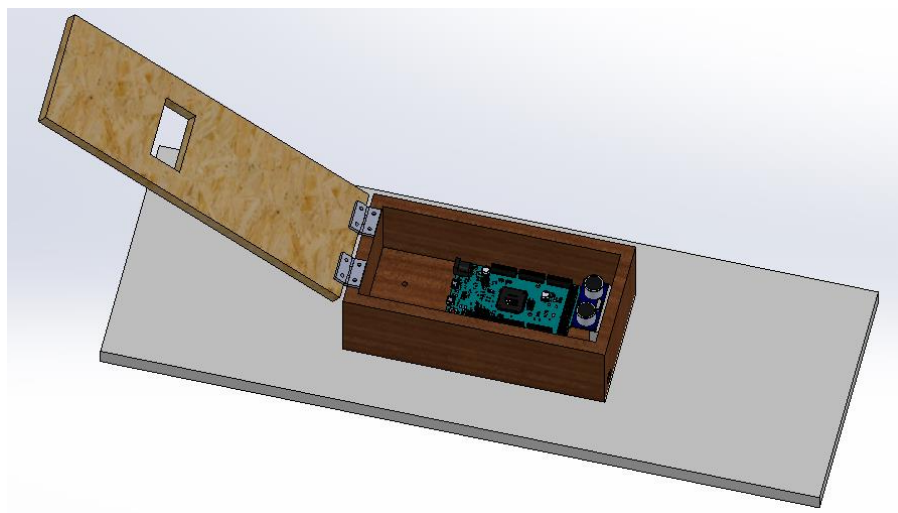


Figura 114. Prototip final. Vista de l'interior de la caixa

Font: elaboració pròpia

13.2.3. Bill Of Materials (BOM)

Amb l'explicació de la solució que s'ha fet a l'apartat anterior es pot determinar la llista de components necessaris o BOM (Bill Of Materials). El BOM és la llista de les matèries primeres, subconjunts, components o peces i les quantitats de cadascuna necessàries per fabricar un producte final [58]. A la Taula 18 es mostra el BOM corresponent a la solució BC-2 que s'implementarà per donar resposta a les necessitats exposades per la neuròloga.

Bill Of Materials (BOM)			
	Referència	Descripció de la part	Quantitat
Components mecànics	BC-1	Planxa inferior - Balda Burhult	1
	BC-2	Caixa de fusta	1
	BC-3	Planxa de fusta DM (planxa superior)	1
	BC-4	Conjunt frontissa de piano de ferro (x2) (25x23) mm + cargols de xapa (Ø3mm)	1
	BC-5	Cargol de xapa per a la fixació de la caixa (pack de 35)	1
	BC-6	Cola de fixació per a fusta	1
	BC-7	Tira de velcro	1
Components electrònics	BC-8	Cable allargador USB-A 2.0 mascle-femella	1
	BC-9	ARM-Arduino DUE	1
	BC-10	Cable Arduino USB-A 2.0 mascle - Micro B mascle	1
	BC-11	Cables de ponteg mascle-mascle Arduino	1
	BC-12	Sensor d'ultrasò HC-SR04	1
	BC-13	Mini protoboard auto-adherent	1

Taula 18. BOM – Font: elaboració pròpia

13.2.4. Fabricació

A continuació es mostra l'evolució de la fabricació i muntatge del prototip descrit, seguint les cotes i les especificacions establertes al model, a partir dels materials del BOM.

Per començar, s'ha pres la caixa de fusta i s'hi ha collat, mitjançant les frontisses, la tapa superior de fusta DM. Prèviament havia estat tallada amb les dimensions adients i s'hi havia fet el forat per a l'ultrasò amb una fresadora manual que podia garantir precisió en el perfil que es volia tallar. Tot seguit s'ha encolat i s'ha collat a la plataforma inferior (veure Figura 115).



Figura 115. Vista de la caixa base del prototip fabricada
Font: elaboració pròpia



Figura 116. Fixació de la caixa sobre la plataforma
Font: elaboració pròpia

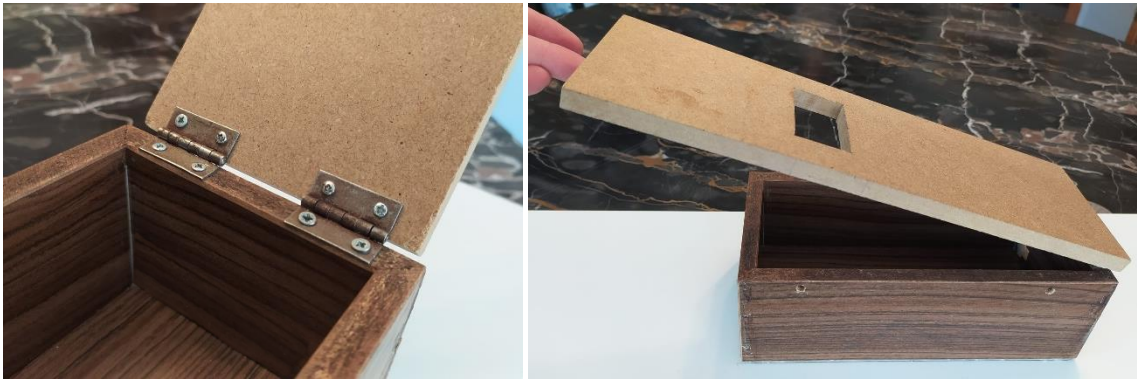


Figura 117. Frontisses del prototip (esquerra). Vista lateral amb tapa semi oberta (dreta)
Font: elaboració pròpia

A continuació es procedeix a fer un forat pel qual sortirà el cable de l'Arduino. A la Figura 118 es pot veure que l'orifici no és perfectament rodó. Tot i així, no suposa cap problema per a la funcionalitat del mateix.



Figura 118. Orifici de sortida del cable de l'Arduino
Font: elaboració pròpia

Per últim, s'introdueixen tots els components electrònics a l'interior de la caixa i es connecten convenientment.

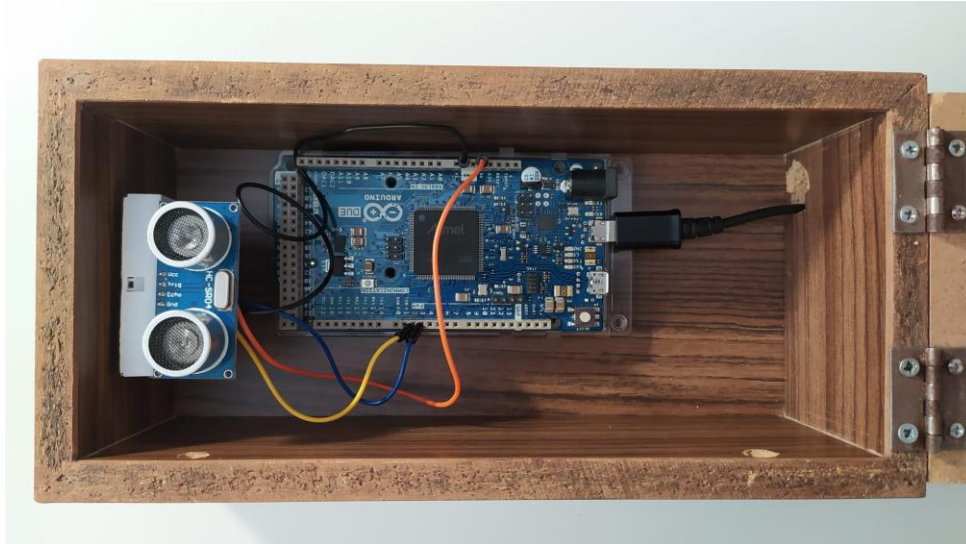


Figura 119. Interior del prototip final. Components electrònics convenientment connectats.

Font: elaboració pròpia

Arribat aquest punt, ja es té el prototip preparat i operatiu per a ser utilitzat.



Figura 120. Prototip a punt per a l'Exercici B

Font: elaboració pròpia



Figura 121. Prototip a punt per a l'Exercici C

Font: elaboració pròpia

13.2.5. Calibració

Abans de la posada en marxa del prototip per a recollir mostres dels diferents usuaris cal eliminar l'offset, de la mateixa manera que s'ha fet amb el prototip inicial.

S'ha dut a terme el mateix experiment i s'observa que, quan la sabata de l'usuari està en repòs sobre la plataforma, sobre la caixa, el sensor d'ultrasò registra una distància de 3 cm (veure Figura 122). Això és l'offset que s'haurà de restar a totes les mesures d'amplitud recollides.

Time	CH1
37:11,4	3
37:11,4	3
37:11,4	3
37:11,4	3
37:11,4	3
37:11,4	3
37:11,4	3

Figura 122. Distància d'offset del prototip final

Font: elaboració pròpia

13.2.6. Modificacions sobre el software

Després de es primeres proves amb el prototip final s'ha vist adient fer una petita modificació respecte el codi final de l'Arduino.

Finalment, quan es fa la interrupció, s'ha posat un total de mostres a registrar de 225. D'aquesta manera s'assegura que 200 dades sí que es registren, perquè sempre n'hi ha alguna que es perd en el temps de sincronització entre l'Arduino i l'*Excel Data Streamer*. El temps total del registre gira en torn dels 30 segons, que és un temps que la Dra. Sanz ha validat. La durada mai arriba a 1 min, és més, segons afirma la doctora, seria contraproductiu. S'especifica el seu valor exacte en cada cas a la interfície de visualització de resultats per al metge. Es mostra a la Figura següent.

Altra informació			
<i>Pujades totals</i>	35	<i>Dades perdudes inicials</i>	0
<i>Temps TOTAL del registre (segons)</i>	30,00	<i>Núm cel·les (dades agafades)</i>	200

OK

Figura 123. Altra informació de la interfície d'usuari. Ressaltat el temps total del registre.

Font: elaboració pròpia

Després de tres proves amb el prototip final i aquests canvis fets, es valida el bon funcionament del dispositiu quant a que compleix amb l'objectiu de parametritzar i donar informació de l'amplitud, velocitat i ritme dels exercicis B i C correctament.

A continuació es procedirà a fer diferents proves amb usuaris sans. Amb ells es determinarà la bondat o no dels resultats, i es veurà si el dispositiu dissenyat, en contacte amb un usuari totalment aliè al projecte, té un mode de funcionament adequat, còmode i compleix efectivament amb les especificacions tècniques determinades als primers capítols del projecte.

14. Posada en marxa. Proves amb usuaris

14.1. Proves amb usuaris sans – I

Primerament s'ha dut a la pràctica el prototip físic i el software dissenyat amb pacients sans, és a dir, amb persones que no pateixen la malaltia de Parkinson. Amb data 9 i 10 de maig de 2022 s'han realitzat els diferents exercicis amb un total de 9 usuaris. Els resultats de totes les proves es mostren recollits als Annexos.

14.1.1. Enregistrament dels exercicis

Pel que fa a l'Exercici A, enregistrat amb Leap Motion, s'ha tingut en compte que la distància òptima de detecció del controlador és de 30-32 cm entre la mà i el dispositiu [49].

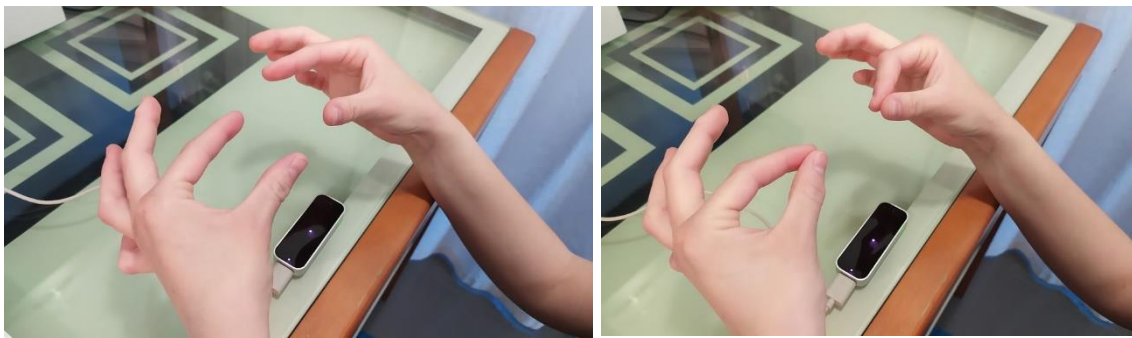


Figura 124. Enregistrament de l'Exercici A amb l'Usuari 3
Font: elaboració pròpia

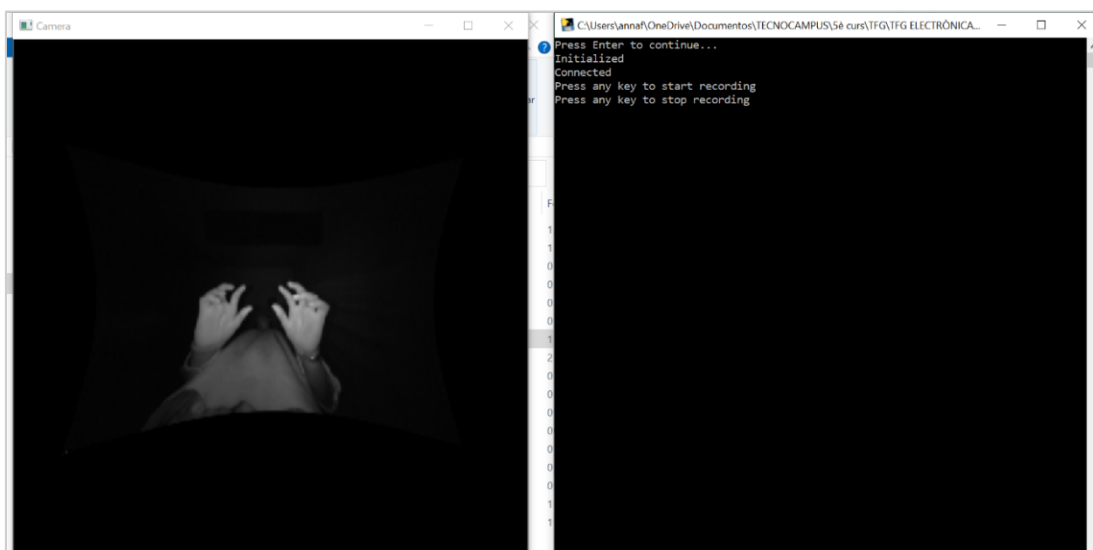


Figura 125. Enregistrament de l'Exercici A amb l'Usuari 2 – Leap Motion
Font: elaboració pròpia

A continuació es mostren algunes imatges del desenvolupament de l'Exercici B i C amb el prototip dissenyat.



Figura 126. Realització de l'Exercici B amb l'Usuari 3

Font: elaboració pròpia



Figura 127. Realització de l'Exercici C amb l'Usuari 3

Font: elaboració pròpia

Es deixa a disposició del lector uns vídeos curts on es pot veure l'enregistrament dels diferents exercicis³.

14.1.2. Problemes identificats

A continuació es procedeix a comentar alguns problemes que s'ha identificat amb els diferents usuaris, i com s'han corregit.

Usuari 1

L'enregistrament dels exercicis i els resultats observats són satisfactoris.

³ Al següent enllaç es pot consultar l'enregistrament dels vídeos:

https://drive.google.com/drive/folders/15jm2P2cKVy8hPjX-Zx_nLAQ7QcjrXBFo?usp=sharing

Usuari 2

- **PROBLEMA 1:** s'ha identificat un error amb registre de l'Exercici A:
Si es fa una gravació més curta (menor a 30 segons) el programa no és capaç d'identificar les cel·les en blanc on no existeixen dades registrades i dona un error que no permet obtenir resultats numèrics finals de la velocitat i el ritme.

Solució: mitjançant una funció d'Excel, quan no hi hagi registre d'amplitud, automàticament assignarà un 0 al valor de la velocitat i el ritme.

Ara ja es pot registrar exercicis de durada inferior i el programa és capaç d'interpretar-ho correctament.

Amb els exercicis B i C no ha donat cap problema perquè ja estava previst que l'exercici pogués ser més curt.
- **PROBLEMA 2:** si l'exercici A és més curt, quan amplitud i velocitat és 0, el ritme no s'anul·la (veure Figura 128).

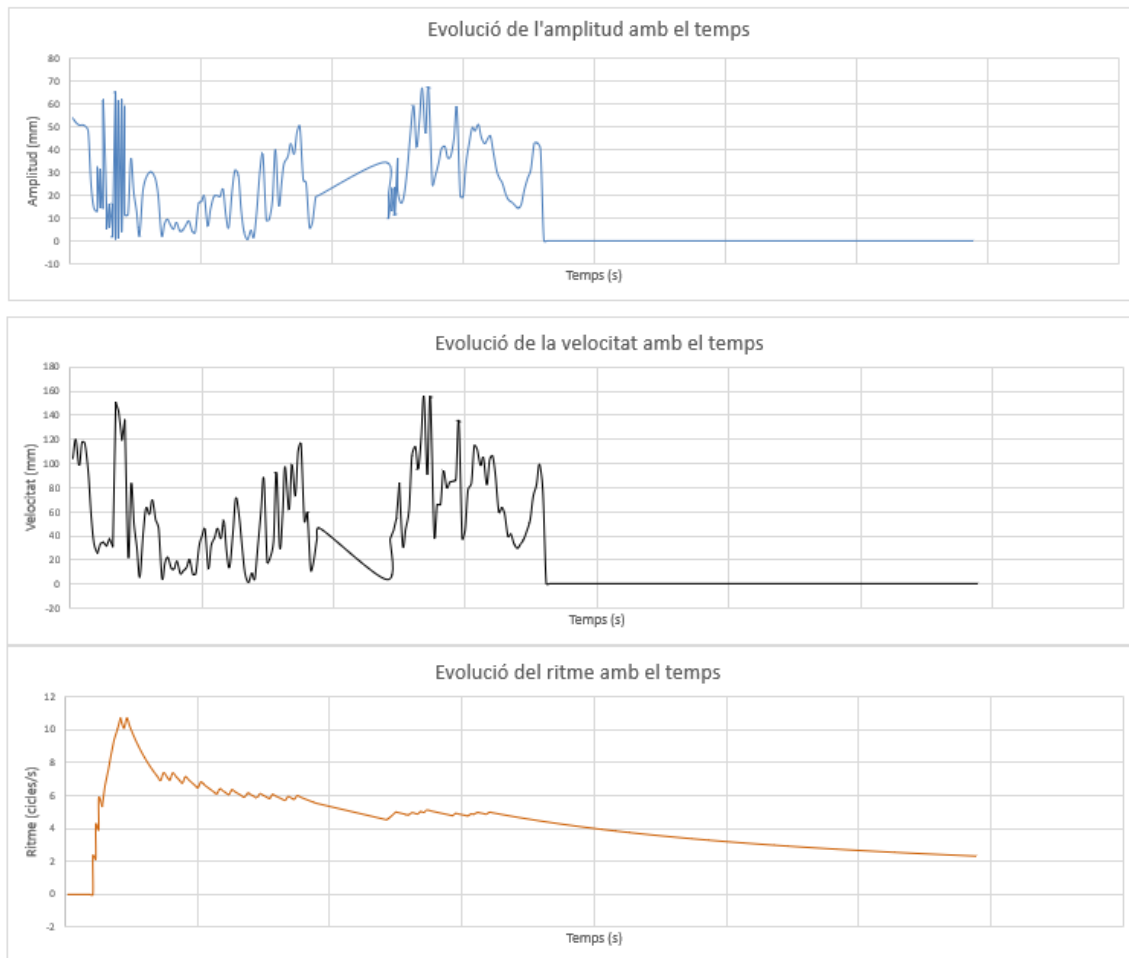


Figura 128. Problema 2
Font: elaboració pròpia

Això es deu a que el programa està configurat de manera que calcula els cicles cada segon, però té en compte els cicles acumulats. Cal modificar aquest detall per a que si s'ha acabat el registre de dades, el ritme baixi automàticament a 0 quan ja no hi ha dades registrades.

El que s'implementarà és mirar primer si hi ha dada registrada en cada instant de temps: si n'hi ha, es calcula el ritme. Si no n'hi ha, es retorna un valor nul, és a dir, 0.



Figura 129. Solució al problema 2 – Font: elaboració pròpia

Usuari 3

- Referent al PROBLEMA 1:

Si el moviment es fa molt ràpid i amb amplituds molt curtes no es detecta el canvi de 1 cm o menys. De totes maneres, es creu que el moviment normal no és aquest, per tant no es tindrà aquest problema.

Usuari 4

- PROBLEMA 3: El programa no detecta que es tanquin els dits en fer l'exercici. Sembla que es quedi sempre a 5 mm de tancar bé els dits:

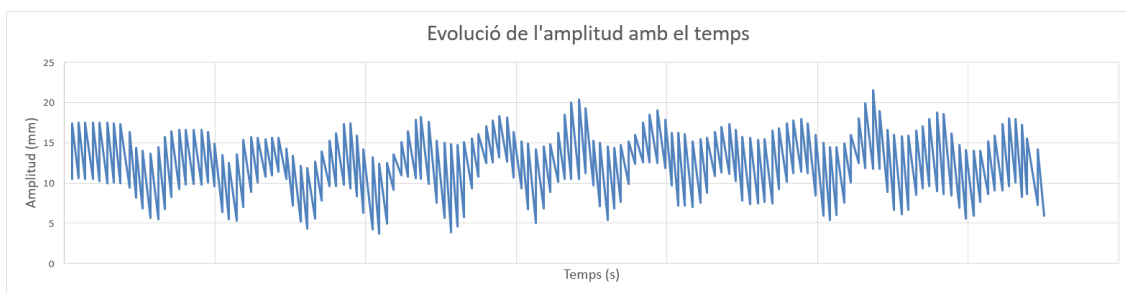


Figura 130. Problema 3 (gràfic de l'amplitud)

Font: elaboració pròpia

Es creu que és per la manera com l'usuari tanca els dits:



Figura 131. Usuari 4 durant l'enregistrament de l'Exercici A

Font: elaboració pròpia

Es pot veure que entre la punta del dit índex i polze hi ha un petit marge, que pot ser que siguin els 5 mm de mitjana que detecta Leap Motion.

A continuació es torna a enregistrar l'exercici d'aquesta manera:

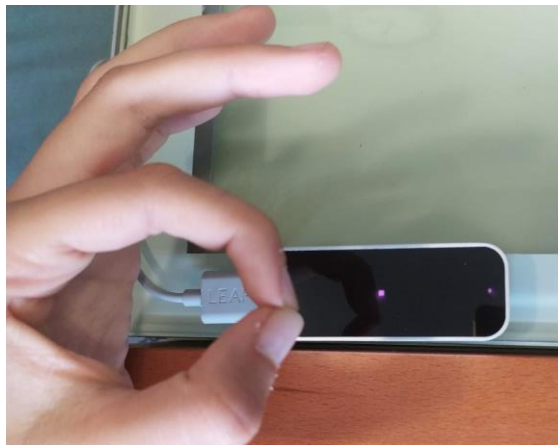


Figura 132.Usuari 4 durant el segon enregistrament de l'Exercici A

Font: elaboració pròpia

Els resultats obtinguts es mostren a continuació.

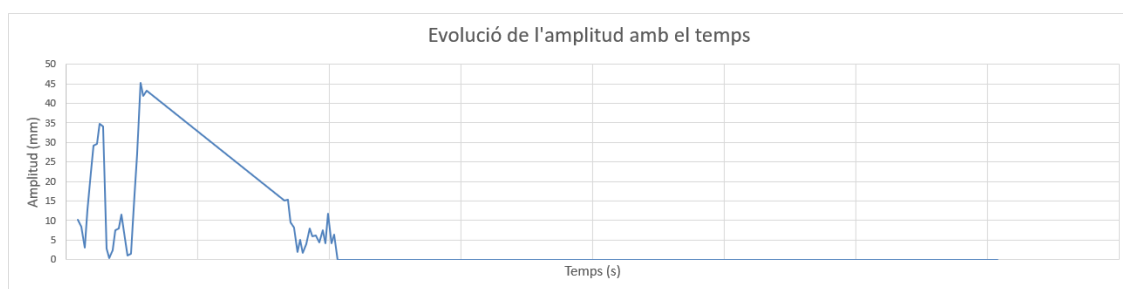


Figura 133. Resultats de l'amplitud de l'exercici A en l'usuari 4

Font: elaboració pròpia

S'ha fet l'exercici més curt, per això hi ha poques dades registrades. Però ara sí que es pot veure com sembla que sí que es detecta que es tanquen els dits per part de Leap Motion. Per tant caldrà vigilar que l'usuari té cura de tancar-los bé.

14.2. Proves amb una mostra de pacients de Parkinson – I

Havent provat el prototip amb un total de 9 usuaris sans, dimarts dia 10 de maig del 2022 es va implementar amb pacients de Parkinson. Els resultats de totes les proves es mostren recollits als Annexos.

A la consulta de la Dra. Sanz Cartagena es va poder provar amb un total de 3 pacients. A cada pacient se li feu fer un o altre exercici, en funció de les necessitats del metge, és a dir, del que necessitava veure per a realitzar un bon diagnòstic. En cap dels tres casos es dugueren a terme tots els 3 exercicis. Tot i així, n'hi va haver prou per poder validar el funcionament del que s'havia dissenyat.

A continuació es procedeix a explicar en detall el desenvolupament de les proves amb cadascun dels usuaris malalts.

Cal comentar que prèviament a la realització dels exercicis amb el prototip dissenyat es feu signar una autorització de presa de dades als pacients⁴.

14.2.1. Fase d'observació

Abans de demanar als pacients que realitzessin els exercicis sobre el prototip dissenyat per tal de parametritzar-los, s'observà com era el desenvolupament d'aquests exercicis en condicions normals, per a veure si hi havia algun detall que no s'hagués tingut en compte respecte el que el metge, en el seu moment, havia comentat a les entrevistes.

S'observà que els exercicis més importants, pel que fa als més rellevants per al diagnòstic i anàlisi del metge, eren l'exercici A i C. Aquests dos exercicis eren exactament com la neuròloga havia explicat a la projectista prèviament i, per tant, el prototip era ideal per a l'objectiu que es perseguia.

No obstant això, la Dra. Sanz va fer notar a la projectista un fet molt rellevant. En realitzar els exercicis, un fet molt distintiu d'un usuari amb Parkinson és que el ritme que duu durant l'exercici amb el peu/cama/mà dreta i l'esquerra no és constant. L'asimetria en la realització dels exercicis és notable (al costat dret respecte l'esquerra) i cada vegada més exagerat a mesura que la malaltia està més desenvolupada. Dit això, es va veure la importància de poder sempre comparar les dades de la mà/peu dret amb les de la mà/peu esquerra en realitzar cadascun dels exercicis.

Al mateix moment de les proves, poder fer la comparativa del peu dret i l'esquerra amb l'Exercici B o el C no era cap problema, però pel que fa a l'Exercici A calia un tractament de les dades diferent al que s'havia fet. Per tant, quedaria com a objectiu posterior a

⁴ Es poden consultar als Annexos del document.

aquesta primera recollida de dades amb usuaris malalts el fet de separar les dades de la mà dreta i les de l'esquerra.

Per últim, una altra característica rellevant en pacients de Parkinson és la interrupció del ritme en realitzar els exercicis. En altres paraules, s'observà que quan el pacient duia a terme un exercici, començava amb un ritme normalment alt (amb una freqüència elevada) però de sobte parava, durant instants de segon, i posteriorment tornava a començar. Aquestes pauses momentànies (que en paraules del metge s'anomenen *strokes*) són més freqüents a mesura que la malaltia es presenta en una fase més avançada. I normalment no apareixen amb la mateixa intensitat al costat dret del pacient respecte l'esquerra, sinó que les parades es repeteixen més al costat més perjudicat per la malaltia de l'usuari.

Amb tot, s'arribà a la conclusió que el ritme és un indicador molt important, més encara que la amplitud o la velocitat. I una dada que seria molt útil per suport en el diagnòstic pel metge és la quantitat de *strokes* que fa el pacient durant l'exercici.

14.2.2. Enregistrament dels exercicis

Pacient 1

Amb aquest pacient la metgessa volgué parametritzar l'Exercici C, tant pel peu dret com per l'esquerra. Per tant, es feu aquest exercici dues vegades, un amb cada peu.

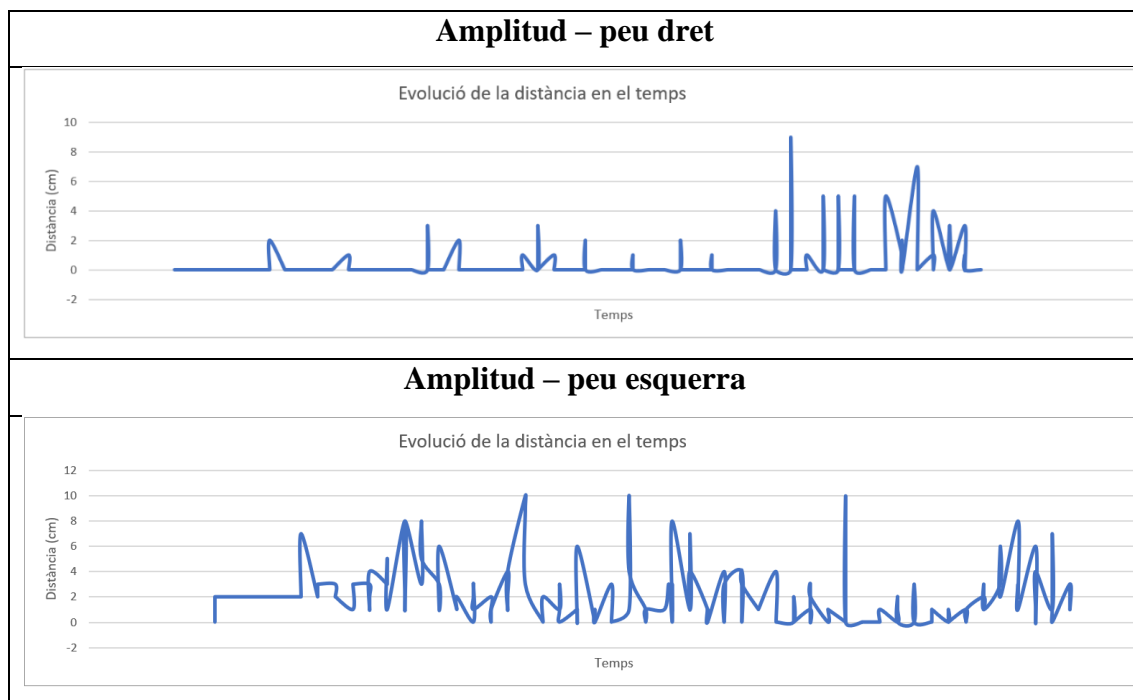


Figura 134: Gràfics de l'amplitud – pacient 1

Font: elaboració pròpia

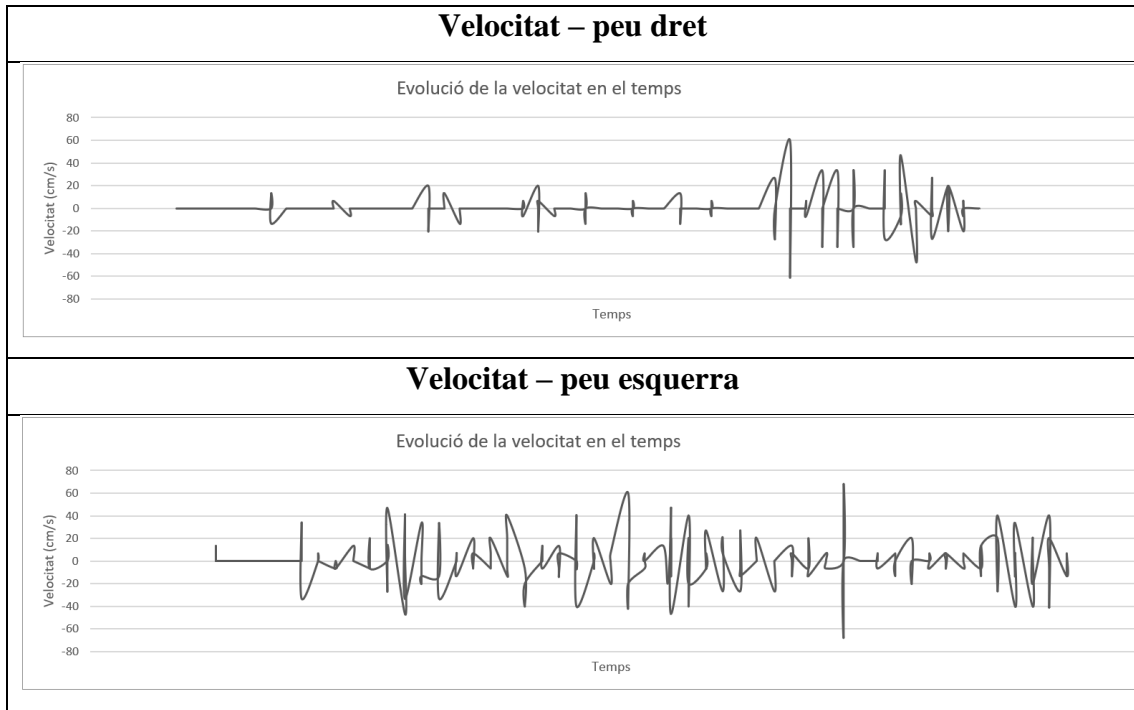


Figura 135: Gràfics de la velocitat – pacient 1
 Font: elaboració pròpia

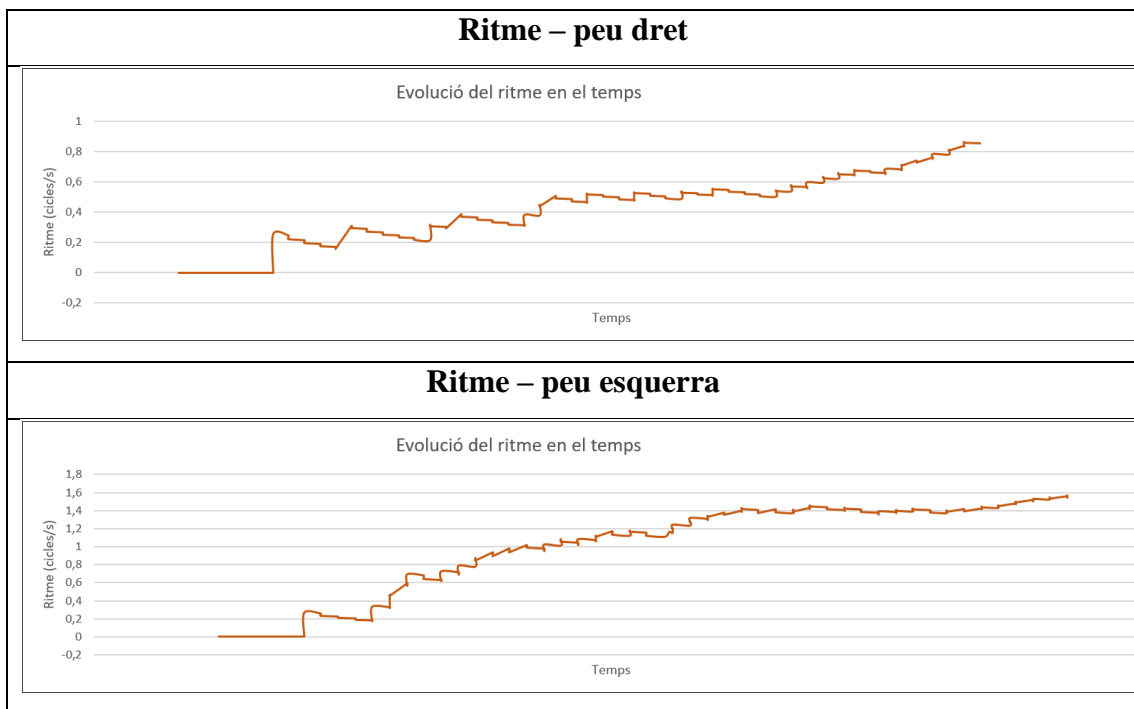


Figura 136: Gràfics del ritme – pacient 1
 Font: elaboració pròpia

Els resultats, que s'acaben de mostrar, resulten molt interessants. Es passa a comentar-los a continuació.

El dispositiu i el tractament de dades dissenyat són capaços de captar perfectament l'asimetria que s'havia comentat prèviament amb la doctora. Es pot veure clarament que el Parkinson, en aquest pacient, ha afectat molt més a les extremitats del costat dret. El peu dret té moltes més parades (*strokes*) en referència al peu esquerra. Al gràfic de l'amplitud es pot veure que hi ha diferents pics, entre els quals l'amplitud està a 0 (instants o segons en els quals hi ha hagut una parada involuntària del pacient en realitzar l'exercici) i això no passa amb el peu esquerra. La velocitat no deixa de mostrar exactament el mateix fet. I al gràfic del ritme és ben clar: el ritme comença pujant de mica en mica, fins que de sobte comença a disminuir dràsticament durant un interval de temps curt (parada involuntària n°1). Després segueix pujant, que representa el moment en el qual el peu s'ha tornat a activar i l'usuari torna a estar movent-lo mentre realitza l'exercici. I així segueix fins el final de l'enregistrament. Als dos gràfics del ritme es veu clarament que el peu dret està molt més perjudicat per la malaltia que l'esquerra. No només pel nombre de *strokes* sinó també pels cicles per segon assolits, número molt major amb el peu esquerra que amb el dret (1.6 en front a 0.88 cicles/s, gairebé el doble).

Aquestes parades a vegades poden ser molt curtes. S'ha comprovat que algunes microparades poden passar desapercebudes a l'ull humà del metge, que està pendent de més factors en el moment de realitzar l'exercici (per exemple, que l'usuari no caigui). Per tant, el fet de tenir un programa que parametrizzi tota la durada de l'exercici aporta en aquest sentit un valor afegit clar.

Numèricament, els valors assolits pel Pacient 1 en realitzar l'Exercici C amb el peu dret i l'esquerra no tenen res a veure. S'exposen a la Taula 19.

Peu dret		Peu esquerra	
DISTÀNCIA		DISTÀNCIA	
Valor màxim	9 cm	Valor màxim	10 cm
Valor mitjà	0,395 cm	Valor mitjà	1,98 cm
VELOCITAT		VELOCITAT	
Valor màxim	60,00 cm/s	Valor màxim	66,67 cm/s
Valor mitjà	5,16 cm/s	Valor mitjà	12,46 cm/s
RITME		RITME	
Valor màxim	0,88 cicles/s	Valor màxim	1,60 cicles/s
Valor mitjà	0,42 cicles/s	Valor mitjà	0,99 cicles/s

Taula 19. Resultats Pacient 1 – Exercici C

Font: elaboració pròpia

La diferència, que com es pot veure és molt notable, entre les dades registrades amb el peu dret i l'esquerra permet entreveure la possibilitat de, si es recullen suficients dades, poder arribar a establir una escala de gravetat de la malaltia. On, segons el número màxim i mitjà assolit en cada exercici per a cada extremitat, es pugui ubicar el pacient en un punt o un altre de l'evolució de la malaltia.

Finalment es volgué parametritzar l'Exercici A amb aquest mateix pacient. No obstant això, un error de sincronització entre l'ordinador i el controlador Leap Motion no va permetre dur-ho a terme en aquest cas. Però una vegada acabada la visita d'aquest pacient, es reinicià l'ordinador i el controlador, i d'aquesta manera es solucionà el problema de la sincronització.

Pacient 2

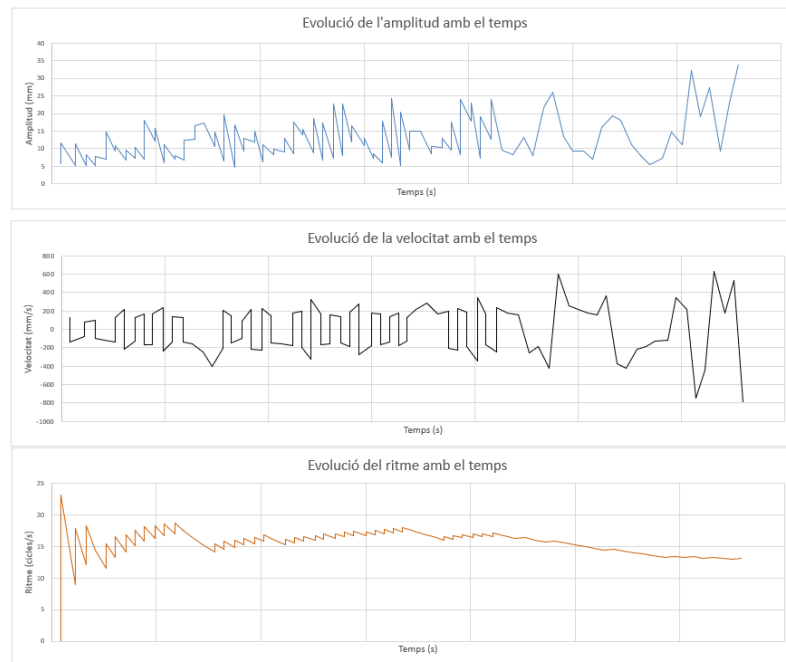
Amb el segon pacient la metgessa volgué parametritzar l'Exercici A i el C.

Pel que fa a l'Exercici A les dades registrades i els resultats obtinguts es mostren a continuació.

AMPLITUD	
AMPLITUD PROMIG	5,29 mm
AMPLITUD MÀXIMA	37,80 mm

VELOCITAT	
VELOCITAT PROMIG	90,38 mm/s
VELOCITAT MÀXIMA	783,86 mm/s

RITME	
RITME PROMIG	6,52 cicles/s
RITME MÀXIM	23,12 cicles/s



Taula 20. Exercici A – Pacient 2

Font: elaboració pròpia

Aquestes dades recollides poden arribar a ser més útils si es separen entre la mà esquerra i la mà dreta per tal de veure la diferència. Posteriorment es farà.

No obstant això, és interessant comentar un fet. I és que l'amplitud no s'anul·la en cap moment (veure gràfic de l'amplitud). Això, gràcies a haver pogut seguir visualment l'exercici del pacient, es creu que és degut a la manera en la qual l'usuari ajuntava els dits polze i índex, ja que els extrems finals (punta) dels dits no s'arribaven a tocar mai. Es tocaven els rovellons dels dits.

Pel que fa al ritme, es pot veure com va disminuint paulatinament a mesura que avança el temps. Una vegada es separin les dades de la mà dreta respecte l'esquerra es podrà extreure més conclusions.

Referent a l'exercici C, com que amb el pacient anterior s'havia pogut comprovar que es pot captar la diferència entre una extremitat més afectada pel Parkinson que una altra, la metgessa va considerar adient demanar que el pacient realitzés aquest exercici només amb el peu dolent, que en aquest cas era el peu esquerra. La Dra. Sanz afirmava que resulta molt interessant, si el metge veu que l'afectació d'una extremitat per la malaltia és molt major a l'altra, parametritzar i analitzar només aquesta part. Per tant, a la implementació i explotació d'aquesta aplicació, serà interessant deixar a criteri del metge l'elecció de la o de les extremitats a sotmetre a l'exercici en el cas particular de cada pacient.

Els resultats registrats en aquest cas es mostren a continuació.

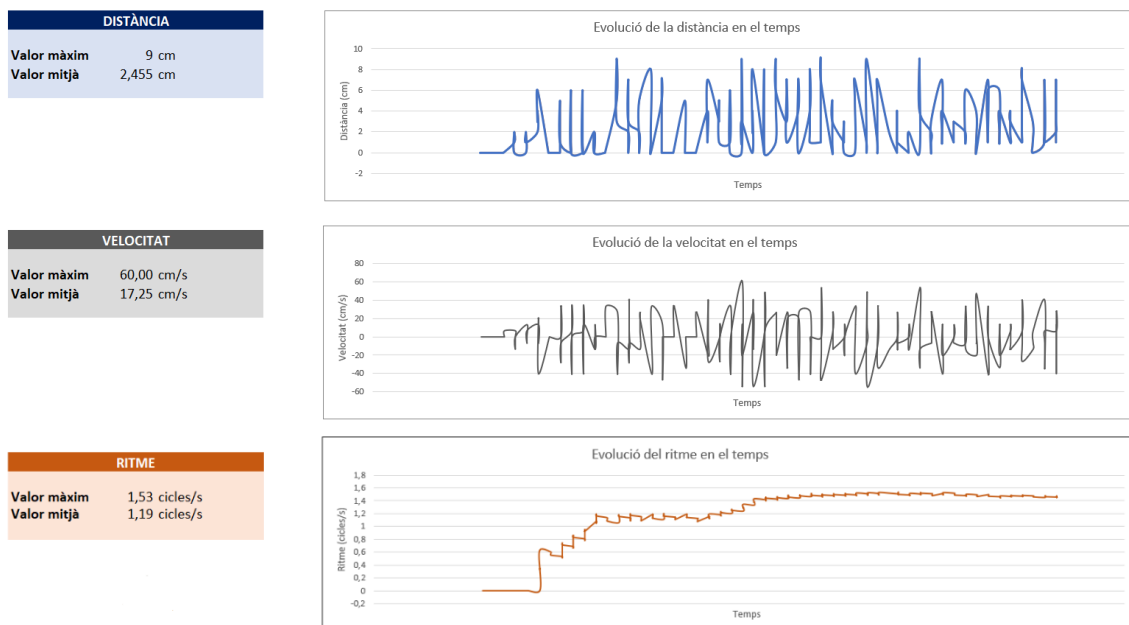


Figura 137. Exercici C – Pacient 2

Font: elaboració pròpia

En aquest cas es veu que les parades de ritme no són tan accentuades com amb el primer pacient, probablement perquè l'aspecte d'aquest segon pacient és més bo que el primer, per tant es podria dir que està en una fase més prematura de la malaltia. No obstant això sí que hi ha moments d'amplitud nul·la i, en conseqüència, el ritme té algunes baixades, encara que al final aconsegueix estabilitzar-se al voltant dels 1.5 cicles/segon.

Pacient 3

Aquest darrer pacient està en una fase molt primitiva del Parkinson. D'aspecte està molt bé, i coordina molt bé mans i peus. La metgessa ha considerat adient que faci només l'exercici A, amb les mans.

Els resultats obtinguts amb aquest pacient es mostren a continuació. Es pot veure que aquests resultats podrien ser pràcticament equiparables al d'un pacient sa. A destacar el nombre de vegades que obre i tanca els dits de les mans (gràfic amplitud) i l'elevat ritme que porta durant tot l'exercici, que només disminueix al final del mateix, quan la persona es cansa perquè porta molta estona fent el mateix.

Resultats finals de l'exercici A

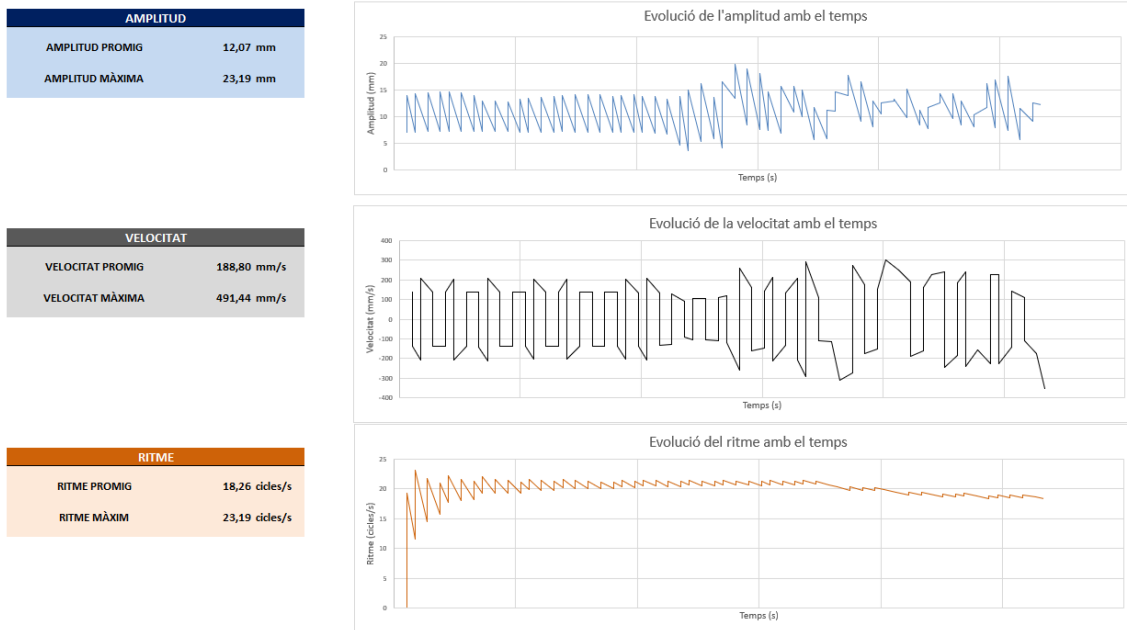


Figura 138. Exercici A – Pacient 3

Font: elaboració pròpia

14.2.3. Conclusions i possibles millores

Com a conclusions d'aquestes primeres proves amb malalts de Parkinson es pot dir que el prototip dissenyat per l'exercici C i el controlador Leap Motion per l'exercici A, així com el tractament de les dades recollides, és vàlid i versemblant. Els gràfics obtinguts es corresponen exactament en tots els casos amb el que s'observa visualment a la realitat, i els indicadors numèrics responen a estats més i menys avançats de la malaltia.

S'ha vist la importància del ritme. És un paràmetre molt important (més encara que les dades d'amplitud i velocitat). I també s'ha comprovat que el fet de comptar el nombre de parades o *strokes* pot donar també informació molt útil al metge per al diagnòstic.

També s'ha vist que existeix asimetria en la realització dels exercicis amb l'extremitat dreta i esquerra. Pel que fa a Leap Motion serà interessant analitzar els resultats per separat les dues mans. També és interessant a l'Exercici C, però en aquest exercici ja s'ha assolit sense cap problema.

Com s'ha pogut veure, l'exercici B no s'ha provat en cap moment. Caldrà parlar amb la neuròloga per veure si realment és important i útil, i en aquest cas veure si és adient fer alguna modificació de cara a visualitzar els resultats òptims per al suport en el diagnòstic del metge.

Com a futurs passos s'estableixen els següents objectius a curt termini:

- Comptar el nombre de parades o interrupcions del ritme (*strokes*)
- Separar les dades de la mà dreta vs la mà esquerra provinents del Leap Motion

Una vegada assolits ambdós objectius es tornarà a provar el sistema a l'Hospital de Mataró. S'aprofitarà per comentar el cas de l'exercici B, per saber si es descarta la seva parametrització o si, per contra, es prova amb algun pacient per també valorar el seu bon funcionament.

Amb tot, es valida el funcionament dels sistemes dissenyats per a la parametrització dels moviments dels usuaris de Parkinson en una visita rutinària a la consulta del seu neuròleg. No només això, sinó que després d'aquestes primeres proves la Dra. Sanz assegura que es tracta d'una aplicació que, en ser implementada, serà de gran ajuda als neuròlegs en el cas del Parkinson i els pot permetre descobrir anomalies o alteracions als pacients que, fins ara, no s'han registrat mai.

14.3. Modificacions del prototip després de les primeres proves

14.3.1. Separació de les dades de la mà dreta i esquerra

S'ha vist que el controlador Leap Motion, en un mateix interval de temps, recull més dades de la mà dreta que de la mà esquerra. A un exercici registrat amb pacients, per a il·lustrar aquest fet quantitativament s'ha observat:

- Mà dreta: 67 mostres
- Mà esquerra: 42 mostres

Per a separar les dades es parteix de les dades que s'obtenen del programa LeapMotionAppSpeedUp, de la mateixa manera que es feia abans. Al fitxer que s'extreu les dades de les dues mans estan barrejades. S'ha dissenyat un petit algorisme de cerca que és capaç d'identificar i seleccionar les dades d'una mà o de l'altra. A partir d'aquí, en dos fulls de càlcul diferents (un per a cada mà) s'ha aplicat diferents fórmules avançades per a filtrar i treballar amb els valors desitjats.

Val a dir que on s'ha posat molt d'èmfasi i on han aparegut la majoria de problemes ha estat en el fet d'automatitzar tot el procés, per a què aquesta eina sigui capaç d'interpretar

qualsevol dada que li vingui donada per la sortida del controlador Leap Motion sense haver de modificar res més per part de l'usuari o el tècnic.

14.3.2. Comptador de *strokes*

Una dada molt interessant per al diagnòstic, que es veié sobretot a les primeres proves fetes amb pacients, és el ritme. Després d'una conversa amb la Dra. Sanz es pot afirmar que el paràmetre més significatiu per al diagnòstic, a banda de l'evolució del ritme durant el temps que dura l'exercici (que aquest ja es pot visualitzar amb el gràfic), és el nombre de parades momentànies que fa el pacient. Aquestes parades són diferents en una i altra mà, i són un indicador molt clar de l'estat de la malaltia en un usuari, així com la gravetat d'afectació a cada meitat del cos.

Per tant, a la interfície de visualització dels resultats de l'exercici, que és el que veu el metge, s'ha decidit ensenyar el gràfic de l'evolució d'aquest paràmetre i el ritme mitjà o promig (de la mateixa manera que es feia abans), però en comptes del ritme màxim es mostra el nombre de *strokes* o parades momentànies. En paraules de la metgessa, un *stroke* es tracta d'una disminució molt brusca del ritme. En una primera aproximació s'ha decidit que una disminució es considerarà brusca si és major als 0.5 cicles/segon. Aquest nombre llindar, que per ara s'ha determinat a partir de les proves fetes amb 3 pacients de Parkinson el dia 10 de maig de 2022, es podrà afinar (si es veu la necessitat) una vegada es facin més proves amb usuaris malalts.

Amb tot, s'ha aconseguit calcular i mostrar al metge les dades d'interès tal i com es mostren a continuació, en una nova interfície d'usuari, més completa que l'anterior:

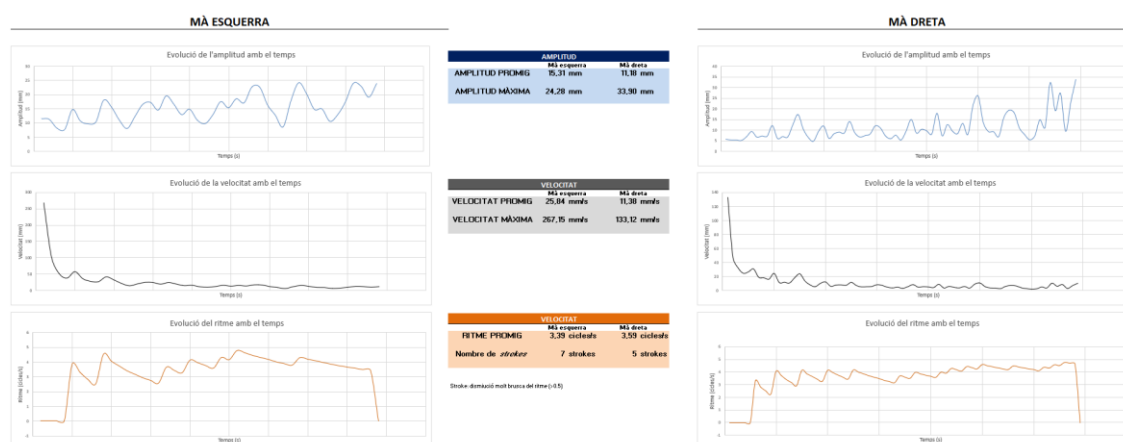


Figura 139. Nova interfície d'usuari

Font: elaboració pròpia

En aquesta nova interfície d'usuari es mostren 3 seccions:

- Una primera secció, a l'esquerra, amb els tres gràfics d'amplitud, velocitat i ritme de la mà esquerra de l'usuari.
- Una segona secció central amb les dades quantitatives dels exercicis: L'amplitud i velocitat promig i màxima de cadascuna de les mans de l'usuari, així com el ritme promig i el nombre de strokes, també separat en mà dreta i mà esquerra.
- La darrera secció, a la dreta, mostra els tres gràfics d'amplitud, velocitat i ritme de la mà dreta de l'usuari.

14.3.3. Posada a prova

Es prendran les dades registrades de l'Exercici A dels pacients de Parkinson en data 10.05.2022, dels quals es coneix el costat més afectat per la malaltia, i es comprovarà si el prototip dissenyat és capaç de captar les diferències i encertar en el diagnòstic.

Pacient 2

Se sap que té una afectació major a la part esquerra. Ho diu la metgessa abans de començar l'enregistrament de l'exercici.

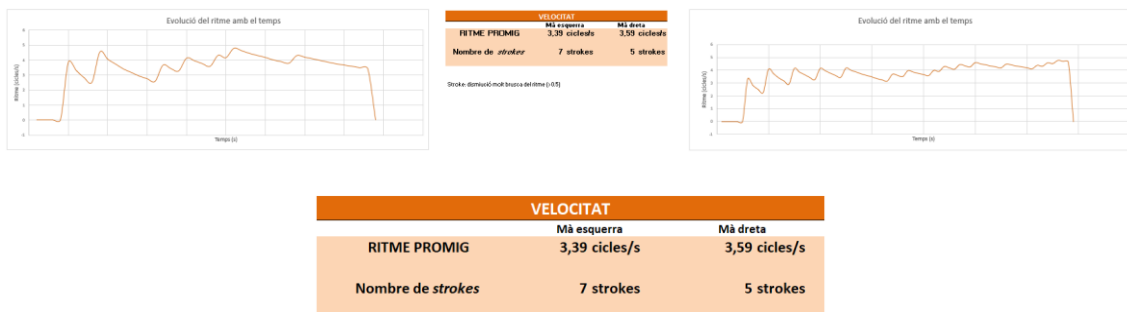


Figura 140. Comprovació de l'Exercici A – Pacient 2

Font: elaboració pròpia

Es pot veure que la part més afectada, efectivament, és la part esquerra. Amb el ritme es pot veure més clarament que amb les altres dades. Tot i que amb l'amplitud es veu que amb la mà esquerra s'assoleix una amplitud màxima menor que amb la dreta. I en el cas de la velocitat, la velocitat d'aquesta mà en promig i en valor màxim és superior. Pot ser degut, segurament, al tremolor característic de la malaltia, que és major a la mà més afectada.

Pel que fa al ritme, com es comentava abans, resulta un indicador de gran utilitat: es pot veure que el ritme promig de la mà esquerra és menor al de la mà dreta i el nombre de

parades momentànies o strokes és major a la mà esquerra. Amb aquesta dada el metge pot quantificar com és la gravetat, i si la diferència és molt gran o no respecte la mà més sana. S'ha decidit deixar la dada de "Ritme promig" perquè està íntimament relacionada amb el nombre de strokes: com major sigui el nombre de strokes, més parades té el pacient durant l'exercici i per tant, en global, el valor promig del ritme disminueix.

Tanmateix, com que es pot veure quantitativament la diferència entre el nombre de parades d'una i altra mà, es pot valorar la gravetat i la agressivitat amb la qual la malaltia afecta una part respecte l'altra de l'usuari. I això, en el diagnòstic del pacient és molt útil. Inclús, si es fan moltes proves, es podria trobar a partir de quin nombre de strokes (que estan relacionats amb la gravetat de la malaltia) el pacient pot fer o haurà de deixar de fer una activitat de la vida quotidiana, perquè no serà capaç.

Pacient 3

Aquest pacient està en una fase molt primitiva del Parkinson. De fet, si es consulta el resultat de les seves proves, s'observa quelcom molt similar a un usuari sa. No obstant això, la projectista recorda que la doctora va esmentar que, en caminar, aquest pacient bracejava més de la cama dreta que de l'esquerra. Per tant, l'afectació de la malaltia hauria de ser una mica major a la part dreta, tot i que gairebé inapreciable.

Els resultats de ritme són els següents:

VELOCITAT		
	Mà esquerra	Mà dreta
RITME PROMIG	1,89 cicles/s	1,59 cicles/s
Nombre de <i>strokes</i>	1 <i>strokes</i>	1 <i>strokes</i>

Figura 141. Comprovació de l'Exercici A – Pacient 3

Font: elaboració pròpia

El fet de que el nombre de *strokes* sigui igual a les dues mans no deixa de ser un indicador de que aquest usuari està molt bé, i no té el Parkinson gaire desenvolupat, com es va poder veure a la consulta de la neuròloga Dra. Sanz.

Nogensmenys, sí que es pot observar una petita diferència entre el ritme promig d'una i altra mà. En aquest cas es veu que la mà més perjudicada quant al ritme és la dreta, com ja s'havia comentat.

Per tant, es pot dir que amb les dades que es té d'usuaris malalts, el prototip dissenyat compleix amb els objectius proposats, sobretot després de les primeres proves amb malalts de Parkinson, i amb la seva finalitat última marcada per l'objectiu inicial del projecte.

Usuari 10 (usuari sa)

En aquest cas, s'observa un fet curiós. Si es té cura de marcar el ritme:

VELOCITAT		
	Mà esquerra	Mà dreta
RITME PROMIG	1,17 cicles/s	1,60 cicles/s
Nombre de <i>strokes</i>	2 strokes	2 strokes

Figura 142.Usuari 10 – Exercici A – I

Font: elaboració pròpia

Però sinó, a vegades es pot veure:

VELOCITAT		
	Mà esquerra	Mà dreta
RITME PROMIG	1,48 cicles/s	0,92 cicles/s
Nombre de <i>strokes</i>	2 strokes	0 strokes

Figura 143.Usuari 10 – Exercici A – II

Font: elaboració pròpia

L'usuari és el mateix, i està sa. Això es creu que pot ser problema del llindar de ritme brusca (que fins ara està en 0.5 cicles/segon). Caldrà fer més proves per ajustar aquest llindar. Per això es necessita fer més proves amb pacients malalts.

14.4. Proves amb usuaris sans – II

Després de les modificacions dutes a terme al prototip, com a millores que es van comentar amb la neuròloga a les primeres proves amb pacients de Parkinson, es començà provant-lo amb dos usuaris sans més, identificats com a Usuari AS i Usuari BS. Els resultats de totes les proves estan recollits als Annexos.

Els resultats en ambdós casos foren satisfactoris. S'il·lustrarà un dels dos casos, precisament perquè tots dos permeten arribar a conclusions molt similars. En concret, s'il·lustrarà el cas de l'usuari de major edat (Usuari BS: un home de 75 anys) perquè es

creu que és un cas més proper a la mitjana d'edat real que correspon als malalts de Parkinson i que després són els pacients amb els quals s'experimenta a l'hospital.

Es començà demanant a l'Usuari BS que realitzés l'Exercici A, amb les mans, a una alçada de poc més de 30 cm per sobre del controlador Leap Motion. Els resultats registrats foren els següents:

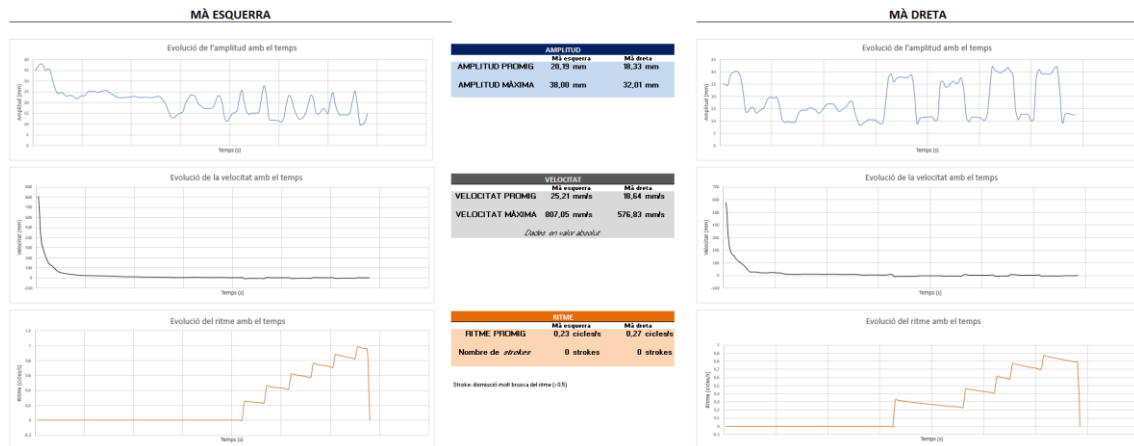


Figura 144. Resultats de l'Exercici A amb l'Usuari BS

Font: elaboració pròpia

El programa és capaç de captar i representar, de manera separada, les dades corresponents a la mà dreta i a la mà esquerra de l'usuari.

Hi ha un aspecte que s'ha vist, i és que als gràfics de la velocitat es pot veure que es parteix d'un valor molt elevat, que ràpidament disminueix. Aquest valor, que s'escapa sobradament de la mitja, dona a pensar que sigui un valor erroni o outlier. Si s'elimina, es poden veure uns gràfics més lògics i fàcils d'interpretar. Tot i que els valors promig i màxim varien en conseqüència.

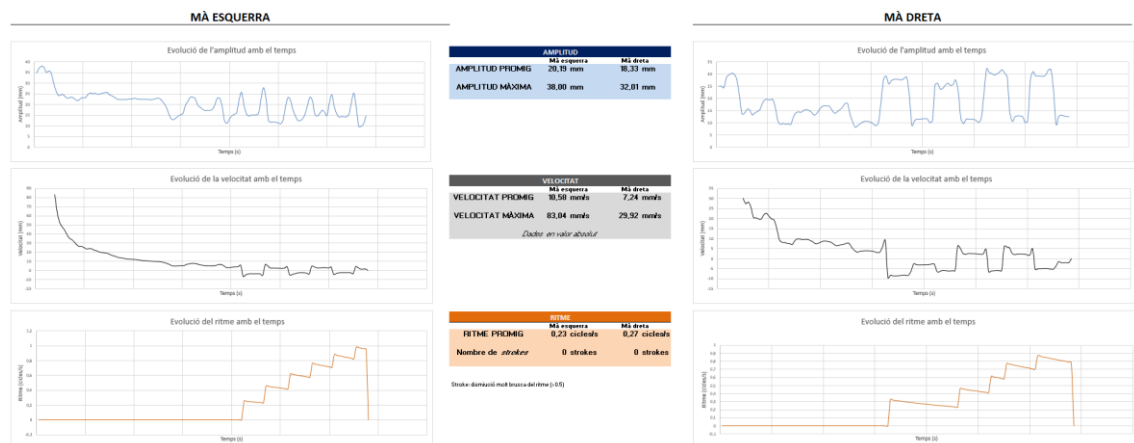


Figura 145. Resultats Exercici A amb Usuari BS sense outlier – Font: elaboració pròpia

Com que l'usuari no ha fet res estrany o diferent en començar l'exercici, ni ha anat molt més ràpid que al final, es creu que aquests valors finals són els correctes i que el pic inicial que s'ha vist a la imatge anterior a aquesta és un outlier.

Si un es fixa sobretot en els paràmetres del ritme modificats del prototip respecte les primeres proves (a la Figura 146), es pot veure com el ritme mitjà de la mà dreta i la mà esquerra és pràcticament igual, i el nombre de strokes o parades és nul, que és el resultat esperat d'un usuari que està sa.



Figura 146. Resultats del ritme de l'Exercici A amb l'usuari BS

Font: elaboració pròpia

Tot i que en aquest punt no s'havia fet cap altra modificació pel que fa a l'Exercici C, es decidí aprofitar l'ocasió per fer una altra prova, en aquest cas amb el peu dret de l'usuari. El resultat, una vegada més, fou del tot satisfactori.



Figura 147. Resultats de l'Exercici C amb l'Usuari BS
Font: elaboració pròpia

14.5. Proves amb una mostra de pacients de Parkinson – II

Havent comprovat que les millores implementades al prototip es poden validar atès que es compleix l'objectiu que es perseguia, es procedí a posar a prova en una segona ronda de proves amb pacients de Parkinson a l'Hospital de Mataró. Això fou una setmana després, en data 17 de maig de 2022. Els resultats de totes les proves estan recollits als Annexos.

A continuació s'explica més en detall el desenvolupament d'aquestes proves.

Aquesta segona ronda de proves es dugué a terme amb un total de 3 pacients de Parkinson. De la mateixa manera que s'havia fet la vegada anterior, en cada cas la neuròloga decidia quin exercici volia parametritzar o volia fer fer a l'usuari.

14.5.1. Proves amb pacients

En aquest cas tots els resultats estan recollits als Annexos del document. En aquest apartat es procedeix a l'explicació dels resultats i de les conclusions per a cada pacient.

Pacient A

Amb aquest primer pacient es volgué parametritzar l'Exercici A i el C. Aquest primer pacient, tot i que és veritat que les mans, de tant en tant, li tremolaven una mica, no tenia gairebé símptomes visibles de la malaltia. La neuròloga apuntà que veia a l'usuari realment bé. No estava en una fase greu o accentuada de la malaltia.

No obstant això, se li demanà que comencés fent l'Exercici A. Els resultats obtinguts es poden consultar als Annexos.

Pel que fa a l'amplitud es pot veure que la mà esquerra la tancava pràcticament bé mentre que la dreta sembla que no sigui així. Aquest fet s'ha atribuït, com ja es va comentar a les primeres proves, a la manera de tancar la mà en forma de pinces que tenia l'usuari, on la punta del polze respecte la punta del dit índex no estava junta; estava junta només la yema dels dits. No obstant això, es pot veure els moviments d'apertura i tancament en fer aquest exercici, que són prolongats i periòdics en el temps.

Pel que fa a la velocitat, s'observa una disminució dràstica de la mateixa, sobretot a l'inici de l'enregistrament. I si un es fixa en el ritme, la mà que sembla que està més perjudicada per la malaltia és l'esquerra. El ritme promig en aquest cas és menor que el de la mà dreta (tot i que sí que es veritat que la diferència no és dràstica, i es pot atribuir a que, com s'ha comentat abans, el pacient està en bon estat), i va disminuint durant la realització de l'exercici.

Pel que fa a la parametrització de l'Exercici C, que seguint les indicacions del metge es va fer només amb el peu esquerra. Amb el peu esquerra es pogué veure que també es donen algunes parades durant l'enregistrament, que s'identifiquen tant amb els gràfics d'amplitud i velocitat, quan és zero, com a l'evolució del ritme, quan disminueix notablement en intervals de temps curts.

Pacient B

En aquest cas, a l'inici de la visita, la doctora fa notar a la projectista que el costat més afectat pel Parkinson en aquest usuari és el costat dret. I això s'hauria de veure reflectit als resultats de tots els exercicis enregistrats.

Es començà demanant a aquest usuari que realitzi l'Exercici A per sobre del controlador Leap Motion. Els resultats obtinguts es poden visualitzar als Annexos. El que resulta

especialment significatiu de la interfície de visualització dels resultats és la secció quantitativa del ritme.

RITME		
	Mà esquerra	Mà dreta
RITME PROMIG	3,83 cicles/s	3,05 cicles/s
Nombre de <i>strokes</i>	4 <i>strokes</i>	9 <i>strokes</i>

Taula 21. Ritme de l'Exercici A – Pacient B

Font: elaboració pròpia

En aquest cas es pot veure com el ritme promig és menor a la mà dreta i, a més a més, el nombre de parades o *strokes* és molt major (més que el doble) a la mà dreta, que és la més afectada per la malaltia. Per tant es pot dir que aquest prototip està essent capaç de captar la realitat, més encara, de posar-li números i d'aquesta manera fer els fets més evidents.

A continuació es demanà a l'usuari que fes l'exercici C. En aquest cas, la neuròloga considerarà interessant veure només els resultats obtinguts amb el peu dret.

Amb els resultats obtinguts es pot veure clarament que el peu dret està afectat pel Parkinson. Són notables les parades, que es veuen reflectides al gràfic de l'amplitud i, conseqüentment, també al de la velocitat. Sense deixar de banda les baixades de ritme que són mostra, una vegada més, d'aquests *strokes*. Si s'hagués registrat l'exercici amb el peu esquerra s'hagués vist que la diferència entre els gràfics obtinguts als dos casos és ben notable. Amb tot, el prototip dissenyat és capaç de captar el que el metge vol, que en aquest cas són els paràmetres característics de l'exercici fet amb el costat més afectat per al malaltia de l'usuari.

Pacient C

Per últim, es registrà l'exercici A i el C amb un nou pacient.

Començant amb l'Exercici A, una vegada finalitzat el moviment, s'identificà un fet estrany. Tal com es pot veure a la imatge següent, no apareix cap valor al gràfic del ritme de la mà esquerra.

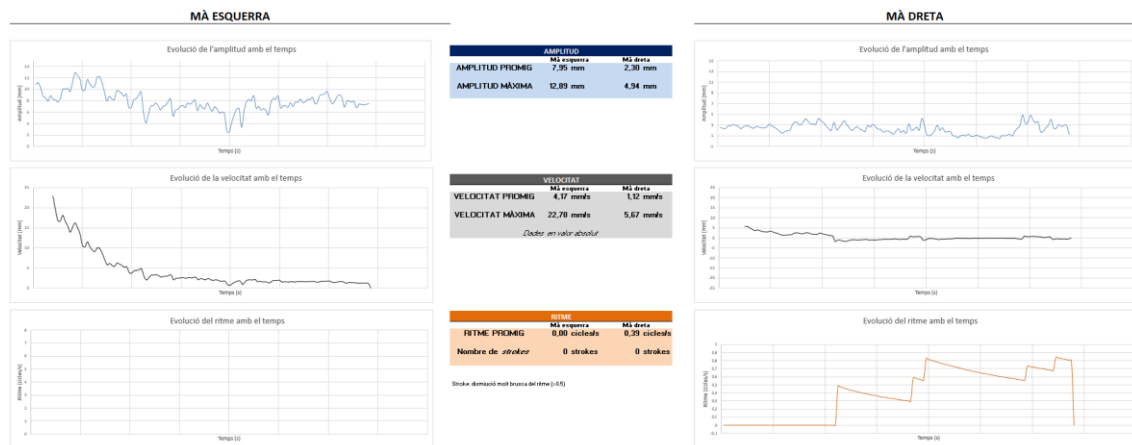


Figura 148. Resultats de l'Exercici A – Pacient C

Font: elaboració pròpia

Això s'ha vist que és degut al comptador de cicles. Aquest pacient, en realitzar l'exercici, ho fa amb una amplitud molt petita (es pot veure als gràfics: a una mà l'amplitud promig és de 8 mm i a l'altra és de 2 mm) i amb una velocitat també molt baixa. Al final, el comptador de cicles no ha estat capaç d'identificar-los, amb amplituds tan petites.

Per tal de solucionar-ho, el que es va fer va ser baixar el llindar del comptador de cicles, de manera que fos més fina la seva determinació.

Aquesta vegada es pot veure com sí que es detecten els diferents cicles amb la mà esquerra, mentre que amb la mà dreta el gràfic obtingut queda pràcticament igual, fet que reforça que el que s'acaba de fer no és cap exageració. És més, s'observa que amb la mà esquerra es detecta una parada, fet que il·lustraria que aquest pacient, tot i que en un anàlisi qualitatiu no es pugui apreciar del tot, té el costat esquerra més afectat pel Parkinson que el dret. Això es confirmà amb l'enregistrament de l'Exercici C que es dugué a terme tot seguit.

La diferència entre un peu i l'altre va ser clara: el peu esquerra està molt més afectat per la malaltia que el dret: té molts més *strokes* o parades durant la realització del moviment.

Amb el que s'acaba de comentar es confirma la tesi que es tenia amb l'Exercici A: en aquest usuari, la part més afectada per la malaltia és el costat esquerra.

14.5.2. Consideracions i anàlisi posterior

Amb l'usuari C s'ha vist que el llindar per a la detecció de cicles a l'Exercici A havia de ser molt més fi. Arribat aquest punt, es vol comprovar que afinant el llindar tal i com s'ha fet, amb la mateixa magnitud, que l'Exercici C, no s'observen grans modificacions pel que fa als Pacients A i B.

Per tant, a continuació s'analitzarà l'Exercici A enregistrat per part del Pacient A i B, i es compararan els resultats.

Exercici A – Pacient A

Inicialment:

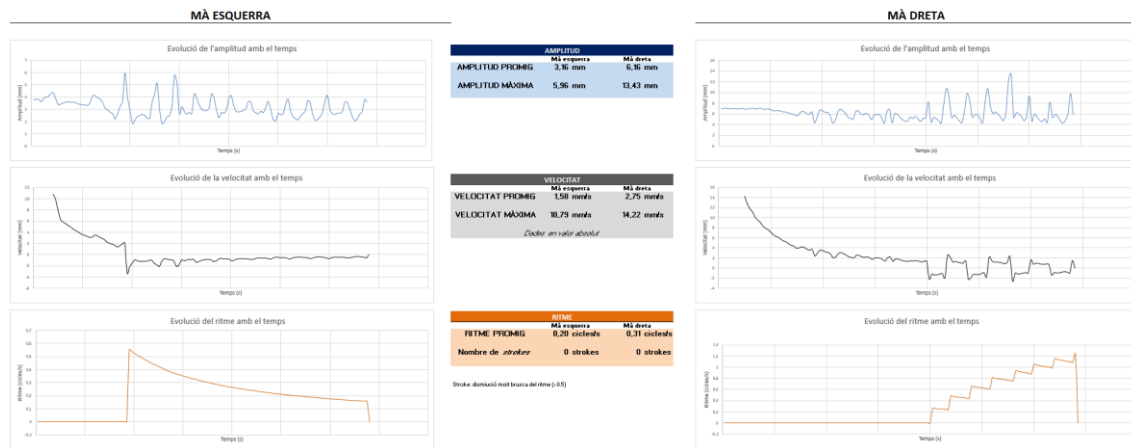


Figura 149: Resultats inicials – pacient A

Font: elaboració pròpia

Afinant el llindar de detecció de cicles:

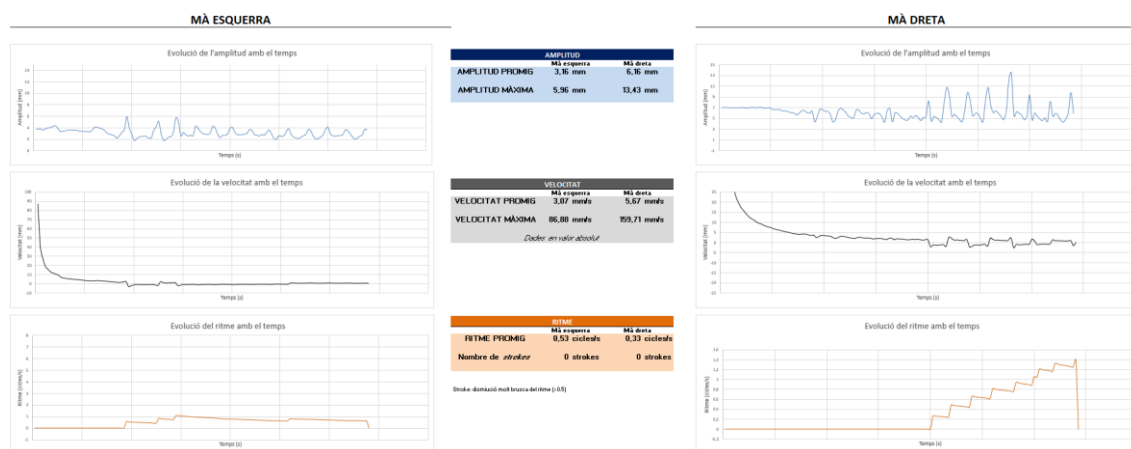


Figura 150: Resultats finals – pacient A

Font: elaboració pròpia

Els canvis a la mà dreta són inapreciables, i a la mà esquerra s’afina millor el recompte de cicles, com es pot veure al gràfic obtingut. En global, el nombre de strokes segueix sent nul, i el ritme promig no es veu pràcticament afectat. És per això que, en el cas del Pacient A, es pot validar aquesta modificació.

Exercici A – Pacient B

Inicialment:

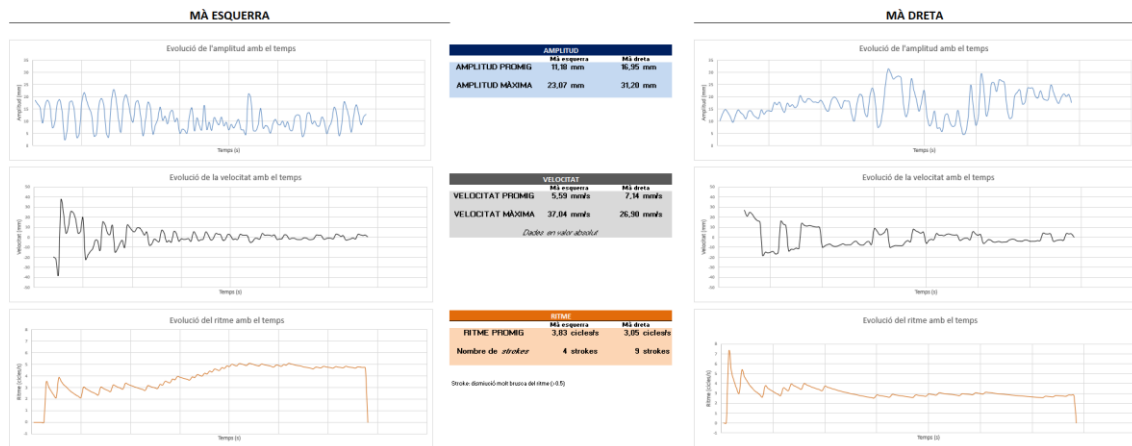


Figura 151: Resultats inicials – pacient B

Font: elaboració pròpia

Afinant el llindar de detecció de cicles:

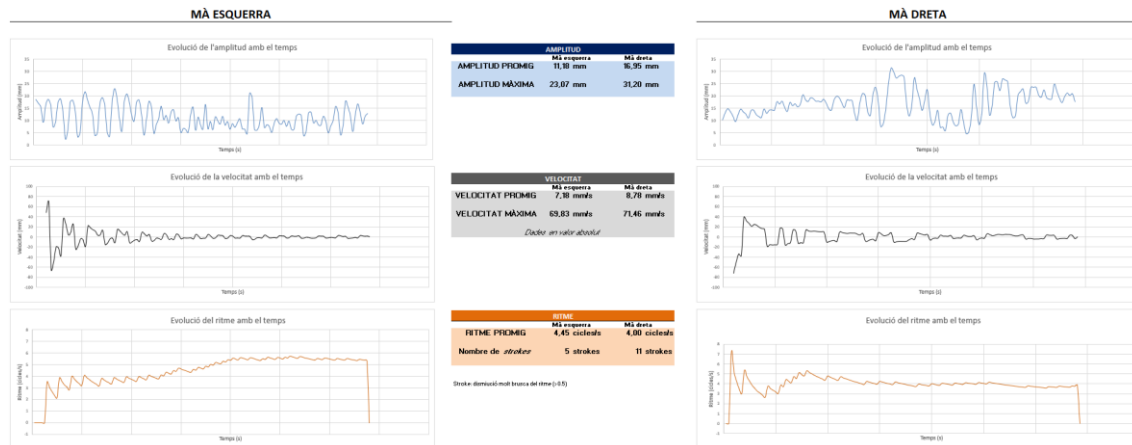


Figura 152: Resultats finals – pacient B

Font: elaboració pròpia

En aquest cas la diferència entre ambdós casos és petita. La única cosa en la que afecta aquesta modificació del llindar de detecció de cicles és que es fa molt més notable la asimetria de strokes entre la mà dreta i la mà esquerra del pacient. Per tant, en global, és

un modificació positiva i que no deixa de reflectir la realitat, de manera més clara inclús que abans.

En conclusió, es valida la modificació feta al programa, per la qual el llindar de detecció de cicles és menor i, per tant, la seva identificació és més acurada.

14.5.3. Aclariment sobre els llindars

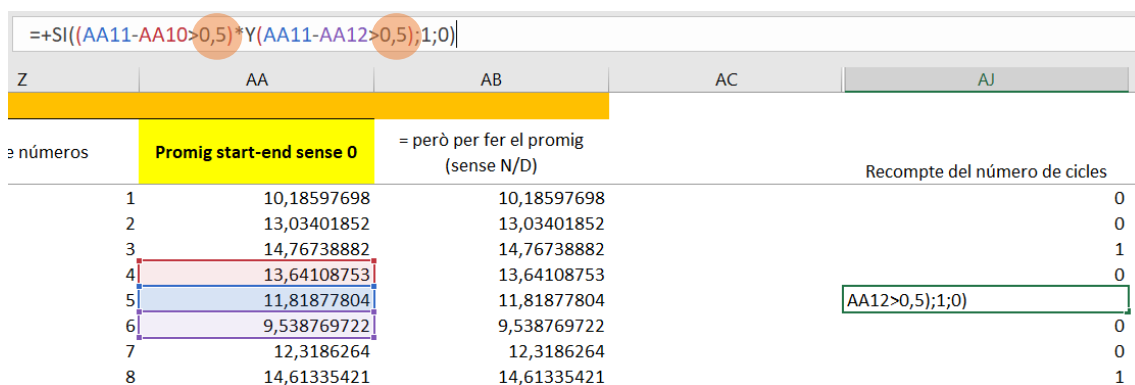
El programa funciona correctament. Hi ha dos llindars que en ser modificats poden anar afinant cada vegada més els resultats obtinguts de cada enregistrament. Aquests llindars s'han establert en base a les proves que s'ha dut a terme amb usuaris sans i pacients fins el moment, però no es podran acabar de determinar amb total precisió fins que aquest prototip no s'hagi testejat amb una mostra prou gran d'usuaris amb Parkinson.

Els dos llindars als quals s'està fent referència són els següents:

- **Llindar de detecció de cicles**

Aquest llindar és el que s'ha modificat amb el Pacient C (en concret, s'ha reduït a la meitat). Si aquest llindar no està definit amb precisió, la conseqüència és que no es compta bé el nombre de cicles i, a efectes pràctics, algun dels gràfics de l'evolució del ritme amb el temps apareixerà en blanc.

El que fa aquest llindar és definir el marge màxim dins del qual s'accepta que s'està al mateix cicle o que s'ha canviat. L'algorisme corresponent, gràcies a aquest llindar, determina quan s'assoleix un màxim i, per tant, es comença un nou cicle.



números	Promig start-end sense 0	= però per fer el promig (sense N/D)	Recompte del número de cicles
1	10,18597698	10,18597698	0
2	13,03401852	13,03401852	0
3	14,76738882	14,76738882	1
4	13,64108753	13,64108753	0
5	11,81877804	11,81877804	0
6	9,538769722	9,538769722	0
7	12,3186264	12,3186264	0
8	14,61335421	14,61335421	1

Figura 153. Llindar de detecció de cicles

Font: elaboració pròpia

- **Llindar de detecció de *strokes***

Aquest llindar identifica quan hi ha una parada momentània, per part del pacient, mentre està realitzant l'exercici. El que, segons el metge, es coneix amb el nom de *stroke*. S'identifica amb una disminució molt brusca del ritme.

Es determinà arran de les primeres proves amb pacients de l'Hospital de Mataró. Amb totes les proves successives que s'ha dut a terme no s'ha vist la necessitat de canviar-lo, ja que aquestes parades s'han identificat correctament.

Caldria modificar-lo només en el cas que, qualitativament, el metge detectés alguna parada que posteriorment no aparegués al recompte del nombre de *strokes*. Però de moment, amb les proves que s'ha pogut fer, sembla un llindar bastant encertat.

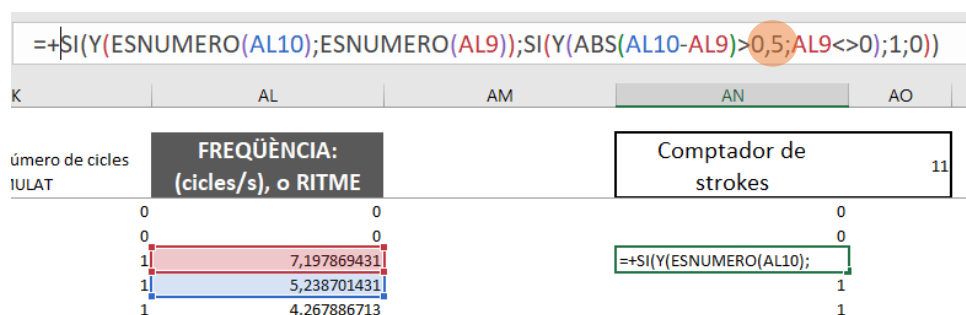


Figura 154. Llindar de detecció de *strokes*

Font: elaboració pròpia

14.5.4. Conclusions i comentaris posteriors

Una vegada finalitzades les proves s'ha pogut fer una petita entrevista amb la neuròloga Pilar Sanz Cartagena, en la qual s'ha pogut aprofundir o comentar diferents aspectes en vista al prototip dissenyat. A banda això, en aquest apartat es comenten algunes conclusions extretes d'aquestes darreres proves.

- El prototip respon molt bé a les necessitats de parametrització dels diferents exercicis. És perfectament capaç de detectar i mostrar les diferències entre la part dreta i l'esquerra d'un usuari malalt. En conclusió, assoleix els objectius de manera molt satisfactòria.
- Sí que és important tenir en compte la distància òptima a la qual un usuari realitza l'Exercici A. No es pot perdre de vista que aquesta distància és, aproximadament, de 30 cm. Per tant, cal evitar que l'usuari realitzi l'exercici tocant la cara superior del controlador Leap Motion. S'intentarà que situï les mans a uns 30 cm.

- L'Exercici B no s'ha demanat enregistrar amb cap dels pacients. Però es podria fer i no hi hauria cap problema. De fet, el prototip i el programa estan preparats per a rebre i tractar dades d'aquest exercici. De fet, s'ha parlat aquest tema amb la doctora i aquesta comentava que "el moviment del peu es pot escollir entre un i altre en funció del pacient. Hem fet el del peu (l'Exercici C) perquè em semblava més fàcil, però si es pot fer amb els dos, sí el faríem servir."
- Tanmateix, s'ha preguntat a la doctora quin és exactament l'estalvi o el que es guanya en fer les proves amb un dispositiu que pugui parametritzar els moviments. Sobretot per saber si, a banda de la millora en qualitat del diagnòstic, comporta un estalvi de temps. La doctora confirma que no es guanya temps, sinó qualitat en el diagnòstic. Aquest prototip permetrà veure una part i altra (dreta, esquerra) del pacient, fet que deixa veure l'evolució de la malaltia, i comparar els resultats (de la part esquerra vs la part dreta, d'un pacient amb sí mateix durant diferents visites, o entre pacients). Però també, si es compara una visita amb la següent, es veu la evolució, i es pot regular la medicació de manera més exacta i en consonància amb la necessitat específica de cada pacient. O veure, per exemple, com ha afectat un canvi de medicació determinat.
- Finalment, la doctora conclou afirmant que la projectista ha estat capaç de captar molt bé el que ella necessita i el que li és útil per al diagnòstic de malalts de Parkinson.

15. Perspectiva de gènere

Aquest projecte ha tingut en compte la perspectiva de gènere durant totes les fases del seu desenvolupament, d'acord amb les recomanacions de l'Agència per a la Qualitat del sistema Universitari de Catalunya (AQU) [59].

El segment d'usuaris final que interacciona amb el prototip inclou tant a homes com a dones. Com a tret rellevant, tot i que per al projecte també s'ha necessitat d'usuaris sans, el receptor objectiu del prototip, i entorn del qual gira l'estudi, pateix la malaltia de Parkinson.

No només s'ha contemplat el gènere, sinó que l'edat i els problemes de mobilitat, sovint relacionats, també han estat factors inclosos al disseny i anàlisi del prototip final. En aquest sentit, s'ha tingut en compte diferents elements:

- Pel que fa al gènere, es podrien observar diferències en la força que fa l'usuari en realitzar els exercicis. De fet, és quelcom que s'ha pogut experimentar en realitzar proves amb diferents persones, homes i dones. Això només afectaria al prototip per als exercicis B i C. Amb la fixació doble de la caixa sobre la plataforma inferior del prototip (amb cola i, a més a més, amb quatre cargols) es pot afirmar que el prototip contempla aquest factor.

Una altra diferència que es podria trobar referida al gènere està en el pes de l'usuari. Això no té cap afectació sobre el prototip. Per una banda, quan es fan els exercicis, el prototip mai ha de suportar tot el pes de la persona. Per altra banda, els materials s'han triat de manera que es resisteix la variabilitat que pugui existir.

- Tanmateix, en la línia del gènere, hi ha un altre tret a comentar. En referència als exercicis B i C, si bé és veritat que normalment el peu d'un home és més ample i té menor altura que el d'una dona, aquestes diferències no estan classificades com a diferències anatòmiques entre homes i dones, és a dir, que siguin pròpies d'un o d'un altre sexe. [60]

Pel que fa a l'exercici A, on intervenen les mans de l'usuari, els dits anulars dels homes són més llargs que els de les dones. Diferents estudis [61] asseguren que això es deu a les hormones. No obstant això, el controlador Leap Motion no es veu influenciat per aquest factor. No hi haurà cap diferència en la utilització d'aquest

dispositiu ni en la recollida de dades ni resultats presentats, en els homes i en les dones.

- Pel que fa a l'edat, el producte dissenyat està preparat per a perfils més joves i més grans. La principal afectació, en aquest sentit, estaria en la talla de peu de l'usuari, per als exercicis B i C. El prototip dissenyat contempla aquesta variabilitat: la plataforma superior és suficientment llarga per a servir de recolzament per a peus més llargs i més curts, i el sensor d'ultrasò està situat de manera que si el peu és més gran o més petit no es perd la referència. Per tant, la utilització o els resultats obtinguts amb el mateix no es veuen afectats.
- El prototip dissenyat també és adient per a persones amb mobilitat reduïda. De fet, s'ha realitzat proves amb persones d'aquests col·lectius. En aquests casos, els metges asseguren que no té sentit fer-los dur a terme els exercicis B i C i, per tant, només es vol que aquests usuaris facin l'exercici A, que no presenta cap impediment ni diferència en la seva utilització amb aquests usuaris. És més, el dispositiu es pot moure per tal que s'ubiqui on sigui més còmode per a l'usuari.

Anàlogament al que s'ha comentat als diferents punts, altres paràmetres com la diversitat funcional o la raça no aporten cap tret distintiu en la utilització del prototip.

En la fase del procés de producció i també tenint en compte les mesures de seguretat derivades, no hi ha cap diferenciació o discriminació referida al gènere.

En conclusió, es pot afirmar que el projecte ha tingut en compte la perspectiva de gènere i es garanteix que els serveis i productes resultants són aplicables tant amb homes com amb dones, sense introduir cap biaix. Ni referit al gènere ni tampoc a l'edat o altres factors com la raça, diversitat funcional o mobilitat reduïda. S'ha realitzat proves del prototip amb usuaris d'ambdós gèneres i dels diferents col·lectius enunciats i els resultats han estat del tot satisfactoris.

16. Planificació

16.1. Planificació de l'avantprojecte

En aquest apartat s'exposa la planificació i la dedicació a l'elaboració de l'avantprojecte.

Per a aquesta planificació s'ha tingut en compte que:

- El primer trimestre (període temporal que inclou els mesos de setembre fins el desembre 2021):

Tot i que no estava contemplat, dins de la planificació acadèmica del Treball de Final de Grau, començar aquest projecte durant aquest període temporal, en aquest cas sí que es van aprofitar aquests mesos per anar desenvolupant algunes parts o fer algunes proves que incidien sobre l'avantprojecte:

- Les primeres reunions amb el departament de Neurologia de l'Hospital de Mataró tenen lloc el 23 de setembre de 2021.
 - Les primeres proves amb el software Axis Neuron s'esdevenen entre el 4 i el 13 d'octubre de 2021.
- El segon trimestre (període temporal que inclou els mesos de gener fins el març de 2022):

En aquest cas, el calendari acadèmic preveu que, des de l'inici de les classes el dia 10 de gener de 2022, fins el mes de juny (inclou el segon i el tercer trimestre) l'alumnat dediqui a l'elaboració del Treball de Final de Grau l'equivalent a 16 ECTS.

- La data d'inici és l'1 de gener de 2022.
- La data del lliurament de l'avantprojecte és l'11 de febrer de 2022.
- S'ha fet i es continuarà fent reunions de seguiment setmanals amb el tutor

Dit això, a la Taula 22 es mostra la distribució d'hores per a cadascuna de les tasques realitzades per a l'avantprojecte.

PLANIFICACIÓ AVANTPROJECTE	
Nom de l'activitat	Duració (h)
Reunions amb personal sanitari de l'Hospital de Mataró	2,50
Reunions de seguiment amb el tutor	2,00
Objectius i planificació inicial. Abast i elaboració de l'índex preliminar.	9,50
Introducció a la malaltia del Parkinson	10,50
Marc conceptual	5,00
Revisió d'antecedents	6,50
Normativa i patents	11,00
Objectius de detall i especificacions tècniques	5,00
Proposta de solucions alternatives	5,00
Proves experimentals amb Perception Neuron	16,00
Estudi de viabilitat (tècnica, econòmica i mediambiental)	10,00
Definició de les línies d'actuació imminents	4,00
Preparació de la documentació	22,00
Hores totals dedicades a l'avantprojecte	109

Taula 22. Dedicació a l'avantprojecte

Font: elaboració pròpia

16.2. Planificació inicial del projecte de detall

En el moment de lliurar l'avantprojecte s'elabora una taula resum de la previsió de tasques pendents fins a la finalització del projecte. Es pot consultar a la Taula 23, on cada dia correspon a una jornada de treball de 6 hores.

PLANIFICACIÓ DE LA FEINA PENDENT DE POST-AVANTPROJECTE			
	Nom de l'activitat	Duració (DIES)	Precedents
1	Assajos, cerca i investigació dels sensors i tecnologies de les solucions. Inclou redacció.	2	--
2	Valoració de les alternatives de solució i elecció de la millor solució	0,5	1
3	Càlculs	1	2
4	Elaboració dels plànols del dispositiu	1	3
5	Elaboració del BOM	0,25	4
6	Validació del BOM, llançament de la comanda a proveïdor i espera per l'arribada del material.	5	5
7	Re-valoració de la viabilitat tècnica	1	5
8	Re-valoració de la viabilitat econòmica	1,25	5
9	Re-valoració de la viabilitat mediambiental	0,5	7
10	Proves Leap Motion. Experimentació i anàlisi de resultats	1,75	--
11	Conclusions sobre la parametrització de moviments	0,25	10
12	Muntatge / fase de fabricació del dispositiu	1	6
13	Validació i assaig del dispositiu fabricat	1	12
14	Primers enregistraments de persones sanes i anàlisi dels resultats obtinguts.	5	13
15	Primera recollida de dades amb una mostra petita de malalts de Parkinson	3	14
16	Anàlisi de resultats de la 1a mostra de malalts de Parkinson. Diferències amb la població sana i observacions de millora.	5	15
17	Comprovació de les millores aplicades?	1	16
18	Recollida de dades definitiva ("massiva") amb malalts PD	3	17
19	Anàlisi i tractament de les dades registrades	3	18
20	Avaluació dels resultats i conclusions extretes	3	19
21	Possibilitat de generar una escala de gravetat de la malaltia?	5	20
22	Redacció de la fase de recollida de dades i anàlisi de resultats	3	21 fins 14
23	Redacció del software emprat i sistema d'interfície d'usuari	0,5	16
24	Ampliació Marc Conceptual	2	23
25	Revisió de tots els apartats del projecte que no han estat modificats.	2	24 fins 1
26	Redacció de conclusions	1	FINAL
27	Revisió i format documentació	2	26
Dies totals en futur dedicats al projecte		55	

Taula 23. Planificació de la feina pendent de fer post-avantprojecte

Font: elaboració pròpia

Des de la data del lliurament de l'Avantprojecte fins a dia 22 d'abril de 2022, on es fa el lliurament de la memòria intermèdia, la distribució d'hores per a cadascuna de les tasques realitzades es mostra a la Taula 24.

PLANIFICACIÓ MEMÒRIA INTERMÈDIA	
Nom de l'activitat	Duració (h)
Reunions amb personal sanitari de l'Hospital de Mataró	1,50
Reunions de seguiment	2,00
Revisió de l'avantprojecte	5,00
Experimentació amb Axis Neuron com a alternativa de solució	4,50
Proves Leap Motion. Experimentació i anàlisi i presentació de resultats.	20,00
Valoració de les solucions i elecció de la millor	8,00
Implementació de la millor solució per l'Exercici A	21,00
Implementació de la millor solució per l'Exercici B i C	42,00
Planificació	2,00
Preparació de la documentació	22,50
Hores totals dedicades a la memòria intermèdia	128,5

Taula 24. Dedicació a la memòria intermèdia

Font: elaboració pròpia

16.3. Planificació final del projecte de detall

La planificació de les darreres tasques i activitats del projecte ve recollida a la

Taula 25, on hi figuren les hores dedicades a cadascuna de les parts.

PLANIFICACIÓ MEMÒRIA FINAL	
Nom de l'activitat	Duració (h)
Reunions amb personal sanitari de l'Hospital de Mataró	2,50
Reunions de seguiment	5,00
Jornada de formació sobre l'estat de l'art de sensors de reconeixement de gestos	2,00
Fabricació, calibració, validació i assaig del primer prototip	9,00
Re-disseny, fabricació, calibració, validació i assaig del segon prototip	15,00
Calibració, validació i assaig del controlador Leap Motion	3,00
Posada en marxa i validació inicial del programa i software que s'implementa	6,00
Proves amb usuaris sans	8,50
Proves amb usuaris amb Parkinson	10,00
Implementació de canvis o millores al prototip i software utilitzat (entre les primeres i les segones proves amb usuaris de l'hospital)	23,00
Elaboració dels plànols	6,00
Elaboració de l'estudi econòmic del projecte	8,00
Re-avaluació de la viabilitat mediambiental del projecte	4,00
Perspectiva de gènere	3,00
Conclusions finals del projecte i àmbits d'ampliació/millora	13,00
Planificació	2,50
Preparació de la documentació	45,00
Hores totals dedicades a la memòria final	165,50

Taula 25. Dedicació a la memòria final

Font: elaboració pròpia

El Diagrama de Gantt final del projecte es pot consultar Figura 155.

En total, s'ha dedicat un total de 403 hores a la realització d'aquest projecte, des del dia 23 de setembre de 2021, en el qual van tenir lloc les primeres reunions amb el personal de l'Hospital de Mataró, fins el dia 15 de juny de 2022, data de finalització i lliurament de la memòria final.

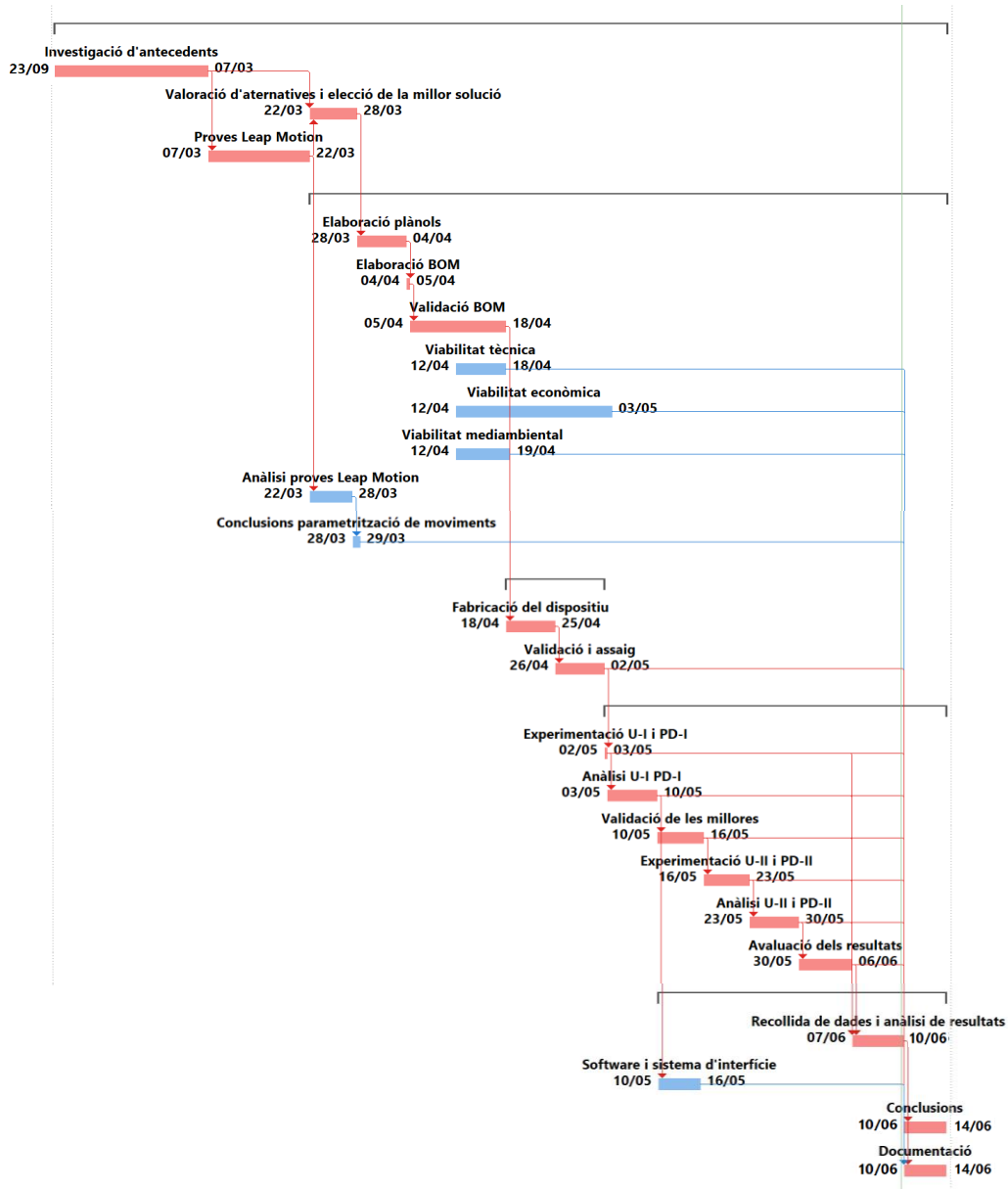


Figura 155. Diagrama de Gantt final del projecte

Font: elaboració pròpia

16.4. Desviacions respecte la planificació

Durant el projecte, en concret, en la data del lliurament de la memòria intermèdia, s'havia previst haver iniciat les proves amb usuaris de Parkinson. Tot i que finalment, com s'ha mostrat en diferents apartats del projecte, sí que ha estat possible posar a prova la solució amb aquest col·lectiu, hi va haver un retard en els experiments. El motiu del retard fou el fet que es va dedicar molt més temps del previst a la fase d'implementació de la solució perquè es va trobar diversos entrebancs pel camí.

Amb tot, el pla de contingència establert ha permès absorbir totes les desviacions que han anat apareixent, de manera que s'ha assolit la data de finalització del projecte.

Una eina molt útil durant tot el desenvolupament del projecte han estat les reunions setmanals de seguiment amb el tutor, on s'ha pogut anar comprovant setmana a setmana l'evolució del projecte.

17. Conclusions

En aquest darrer capítol de la memòria s'exposaran les conclusions del projecte. Per fer-ho, es partirà de la valoració del compliment dels objectius de detall establerts a l'inici del mateix.

L'objectiu 1: *“Cerca d'un sistema de monitorització del pacient durant l'Exercici A”* s'ha assolit en la seva totalitat. Inicialment s'ha analitzat i experimentat amb els sistemes de Perception Neuron i Leap Motion, tal com en deixa constància l'apartat 8 de la memòria. Això ha permès la seva valoració en base a una sèrie de criteris, després de la qual s'ha seleccionat l'alternativa òptima, que en aquest cas ha estat el controlador Leap Motion. Finalment s'ha implementat la solució escollida, seguint els passos exposats a l'apartat 11, i s'ha conclòs i validat el seu bon funcionament amb les proves amb usuaris sans i malalts, tal com es desenvolupa a l'apartat 14 del document.

L'objectiu 2: *“Disseny d'un dispositiu mecànic per a la parametrització dels Exercicis B i C”* també s'ha aconseguit. Després de la cerca de tecnologies disponibles al mercat, s'ha proposat diverses alternatives de solució, tal com es descriu a l'apartat 7 del document. S'ha comparat i valorat les diferents possibilitats, i finalment s'ha implementat un dispositiu que utilitza els avantatges d'un sensor d'ultrasò. Es verifica amb la implementació exposada a l'apartat 12 de la memòria, juntament amb els plànols del conjunt i les taules BOM.

L'objectiu 3: *“Muntatge del dispositiu mecànic dissenyat”* es veu efectuat satisfactòriament a l'apartat 13 de la memòria.

L'objectiu 4: *“Verificació pràctica i anàlisi dels resultats recollits”* s'ha assolit parcialment. Es pot verificar que s'ha dut a terme un tractament i anàlisi dels resultats obtinguts en l'aplicació del dispositiu en dues mostres d'usuaris sans i dues de pacients de Parkinson de l'Hospital de Mataró. Addicionalment, s'ha fet una comparació dels resultats d'ambdues mostres, tal com s'exposa a l'apartat 14 de la memòria.

No obstant això, no ha estat possible elaborar una escala comparativa de la gravetat de la malaltia a partir dels resultats recollits. Per fer-ho, cal implementar la solució dissenyada de manera massiva, és a dir, amb una mostra molt més gran de pacients. Per restriccions de l'Hospital de Mataró, això no ha estat possible. De tota manera, l'Hospital de Mataró

està interessat en poder implementar aquesta solució de manera massiva properament. Si això es duu a terme, amb les eines desenvolupades en aquest projecte, sí que es podrà elaborar aquesta escala comparativa.

Finalment, l'objectiu 5: "*Procés d'optimització del dispositiu*" s'ha atès exitosament. Si bé és veritat que durant tot el projecte el procés de millora ha estat una realimentació constant, tal com es pot veure en tot el desenvolupament de la memòria, l'apartat 14 exposa clarament determinades modificacions que ha calgut fer arran de la implementació i posada en marxa de la solució.

Segons afirma la Dra. Sanz [52], aquest projecte dota de qualitat el diagnòstic que efectua el neuròleg amb els pacients de Parkinson. Poder veure la evolució de cada usuari, inclús mentre es pot comparar l'actuació costat dret i l'esquerra, permet als experts extreure conclusions quant a l'ajustament i l'efecte de la medicació dels pacients, i la degeneració de la malaltia.

Tanmateix, un dels reptes del projecte ha estat convertir els requeriments de la idea del personal mèdic en una solució tangible, que complís exactament amb la necessitat que tenien. Han estat nombrosos els canvis en la idea final i el software implementat, a mesura que el projectista s'anava reunint amb els metges i li exposaven la seva realitat. En aquest sentit, fins que no s'ha atès la consulta del neuròleg i s'ha observat el desenvolupament de la visita i els trets distintius d'una persona amb la malaltia del Parkinson, no s'ha pogut definir amb correcció els detalls més petits del software i hardware implementat. Com a exemple, ha estat precisament en una d'aquestes visites quan s'ha comprès la importància de parametritzar el ritme del moviment, i no només el ritme sinó les pèrdues o el trencament del ritme, fet que s'ha observat que és inclús més determinant.

Un dels riscos inicials del projecte era el fet que no es poguessin dur a terme les proves a l'hospital, en cas que per motius derivats de la pandèmia la direcció canviés la normativa. Tot i que sí que és veritat que el seu inici es va endarrerir, els plans de contingència previstos van permetre absorbir aquesta desviació satisfactòriament.

En general, ha estat un projecte molt enriquidor a nivell acadèmic i personal. En concret, pel que fa a la seva aplicació pràctica amb usuaris de l'Hospital de Mataró, quant a que la implementació d'aquest projecte aporta una millora clara en el diagnòstic dels pacients en una realitat que han d'afrontar en el seu dia a dia.

18. Accions de millora i ampliació a futur

Com a proposta de millora es creu que el fet de poder implementar la solució desenvolupada amb una mostra de pacients de Parkinson prou gran aportarà grans millores al global del projecte.

Cal tenir en compte que la privadesa en la recollida de dades és un aspecte que no es pot descuidar. Amb pocs pacients no resulta tan complicat, però si es duu a terme una recollida massiva es poden dificultar les proves.

Per a poder fer-ho, la manera més fàcil es creu que és dissenyar una aplicació o executable que el neuròleg es pugui instal·lar al seu ordinador, i que li permeti a ell mateix registrar les dades dels seus pacients, que d'aquesta manera no hauran de sortir de l'hospital. L'aplicació permetria, com a punt addicional, crear un expedient per a cada pacient, de manera que quedés guardada la seva evolució. Addicionalment, es podrien comparar els gràfics del moviment i extreure'n patrons que fossin una ajuda per al metge.

S'ha comentat aquesta idea amb la Dra. Pilar Sanz, que la ha validat, i resta com a futur projecte d'ampliació, més enfocat a l'àmbit d'informàtica. Amb les estadístiques que s'ha presentat a la introducció del projecte, tenint en compte que aquesta malaltia és la segona neurodegenerativa més comuna a nivell mundial, tot plegat ressalta el fet que una solució útil per al diagnòstic del Parkinson per part dels metges, com pot ser aquesta, té un *target* potencial molt gran.

19. Bibliografia

- [1] Sociedad Española de Neurología, «Día Mundial del Cerebro 2020 – “Juntos para acabar con la enfermedad de Parkinson ”,» 2020.
- [2] «Parkinson's News Today,» Bionews, 31 Maig 2017. [En línia]. Available: <https://parkinsonsnewstoday.com/parkinsons-disease-statistics/>.
- [3] «Parkinson's Foundation,» 2018. [En línia]. Available: <https://www.parkinson.org/Understanding-Parkinsons/Statistics> .
- [4] Parkinson Society Southwestern Ontario, «About Parkinson's,» [En línia]. Available: <https://pssso.ca/about/parkinsons/>.
- [5] «geriatricarea,» Maig 2019. [En línia]. Available: <https://www.geriatricarea.com/2019/05/22/stat-on-un-nuevo-dispositivo-para-la-monitorizacion-de-los-sintomas-del-parkinson/>.
- [6] «Mayo Clinic,» [En línia]. Available: <https://www.mayoclinic.org/diseases-conditions/parkinsons-disease/diagnosis-treatment/drc-20376062>.
- [7] «Johns Hopkins Medicine,» [En línia]. Available: <https://www.hopkinsmedicine.org/health/treatment-tests-and-therapies/how-parkinson-disease-is-diagnosed>.
- [8] D. P. S. Cartagena, Interviewee, *Introducció i contextualització de la malaltia del Parkinson*. [Entrevista]. 18 Gener 2022.
- [9] A. J. Hughes, S. E. Daniel, L. Kilford i A. J. Lees, «Accuracy of clinical diagnosis of idiopathic Parkinson's disease: a clinico-pathological study of 100 cases,» *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*, vol. 55, pp. 181-184, 1 Març 1992.
- [10] A. J. Hughes, S. E. Daniel i A. J. Lees, «Improved accuracy of clinical diagnosis of Lewy body Parkinson's disease,» *Neurology*, vol. 57 (8), 23 Octubre 2001.
- [11] International Parkinson and Movement Disorder Society, «MDS-UPDRS. The MDS-sponsored Revision of the Unified Parkinson's Disease Rating Scale,» 2008.
- [12] E. Team, «ParkinsonsDisease.net,» 8 Març 2017. [En línia]. Available: <https://parkinsonsdisease.net/diagnosis/rating-scales-staging>.
- [13] VA, «U.S. Department of Veterans Affairs,» Juny 2015. [En línia].
- [14] «VAM - Vibraciones Mecánicas. Capítulo 1 Vibraciones,» 2021.

- [15] D. P. S. Cartagena, Interviewee, *Necessitats i objectius en la parametrització de la malaltia del Parkinson.* [Entrevista]. 23 setembre 2021.
- [16] Sense4Care, *Introduction to STAT-ON. The Holter for Parkinson*, 2021.
- [17] «geriatricarea,» Maig 2019. [En línia]. Available: <https://www.geriatricarea.com/2019/05/22/stat-on-un-nuevo-dispositivo-para-la-monitorizacion-de-los-sintomas-del-parkinson/>.
- [18] STMicroelectronics, *Discover the new Gesture Recognition feature for VL53L5CX Time-Of-Flight sensor opening new interaction possibilities.*, Webinar - EMEA session, 26 abril 2022.
- [19] *DIRECTIVA 2006/42/CE DEL PARLAMENTO EUROPEO Y DEL CONSEJO*, Diario Oficial de la Unión Europea, 17 de mayo de 2006.
- [20] *REGLAMENTO (UE) 2017/745 DEL PARLAMENTO EUROPEO Y DEL CONSEJO*, Diario Oficial de la Unión Europea, 5 de abril de 2017.
- [21] *Reglamento (UE) 2017/745 sobre Dispositivos Médicos (MDR)*.
- [22] «Real Decreto 1849/2000,» de núm. 289, «BOE», 2 de diciembre de 2000, p. 42320 a 42320 (1 pàg.).
- [23] «Real Decreto 1495/1986,» Boletín Oficial del Estado (BOE), 26 de mayo.
- [24] «NQA,» [En línia]. Available: <https://www.nqa.com/es-es/certification/sectors/medical-devices-services>.
- [25] «Oficina Española de Patentes y Marcas (OEPM),» [En línia]. Available: https://www.oepm.es/ca/invenciones/patentes_nacionales/.
- [26] «OEPM. Publicación de la CIP.,» [En línia]. Available: <http://pubcip.oepm.es/classifications/ipc/ipcpub/?notion=scheme&version=20220101&symbol=A61B0005110000&menulang=es&lang=es&viewmode=f&fipcp=no&showdeleted=yes&indexes=no&headings=yes¬es=yes&direction=o2n&initial=A&cwid=none&tree=no&searchmode=smart> .
- [27] S. C. [JP], «MEDICAL SYSTEM, INFORMATION PROCESSING APPARATUS, AND INFORMATION PROCESSING METHOD». Patent US2021321887A1, octubre 2021.
- [28] M. K. Horne, «Method and System for Assessing Motion Symptoms». Patent US20170079597A1, 2015.
- [29] J. P. Giuffrida, D. A. Heldman i T. O. Mera, «Movement disorder therapy system, devices and methods of tuning». Patent US9393418B2, 2013 US · 2016 US US.

- [30] Lockhart, A. John i e. al., «TREMOR DETECTING AND RENDERING IN VIRTUAL REALITY». US Patent 20220035452, 22 Juliol 2021.
- [31] «chc energía,» juny 2019. [En línia]. Available: <https://chcenergia.es/blog/cuanto-consume-un-ordenador-o-pc/>.
- [32] K. T. Ulrich i S. D. Eppinger, *Diseño y desarrollo de productos*, Quinta edición ed., Mc Graw Hill Education.
- [33] C. Riba i Roma, *Diseño concurrente*, Edicions UPC.
- [34] «GooglePlay,» [En línia]. Available: https://play.google.com/store/apps/details?id=pt.acoelhosantos.android.acc&hl=en_US&gl=US.
- [35] Ultraleap, «Ultraleap,» Setembre 2020. [En línia]. Available: <https://www.ultraleap.com/company/news/blog/how-hand-tracking-works/>.
- [36] BITMAKERS, *Productos: Sensores láser*.
- [37] «Los 10 mejores telémetros láser,» Febrer 2022. [En línia]. Available: <https://acortar.link/PGhIvf>
- [38] «knittingnoodles.es,» 2022. [En línia]. Available: <http://knittingnoodles.es/mejor/sensores-de-proximidad-ultrasonicos/>.
- [39] «Metron Medical Supplies S.L,» [En línia]. Available: <http://metron-ms.com/productos/analisis-del-movimiento/about-the-company/>.
- [40] «Digi-Key,» [En línia]. Available: <https://www.digikey.es/es/products/filter/sensores-de-movimiento-imu-unidades-de-medici%C3%B3n-inercial/567>.
- [41] «Mouser Electronics,» [En línia]. Available: <https://www.mouser.es/ProductDetail/485-3317>.
- [42] A. Industries, «Adafruit VL53L0X Time of Flight MicroLIDAR Distance Sensor Breakout,» 2021.
- [43] «Mouser Electronics,» [En línia]. Available: <https://www.mouser.es/new/adafruit/adafruit-distance-sensors/>.
- [44] L. Del Valle Hernández, «Programarfacil.com,» [En línia]. Available: <https://programarfacil.com/blog/arduino-blog/sensor-ultrasonico-arduino-medir-distancia/>.
- [45] Sensores e Instrumentación Guemisa S.L., [En línia]. Available: <https://www.guemisa.com/articulos/como-mide-laser.pdf>.

- [46] «EOSHD,» Juny 2021. [En línia]. Available: <https://www.eoshd.com/comments/topic/54847-fs-qualysis-motion-capture-system/>.
- [47] «Qualisys,» [En línia]. Available: <https://www.qualisys.com/cameras/miquis/#!#tech-specs>.
- [48] Í. Sanz Peña, «Sistema portable de sensores integrados para la adquisición de datos hacia el diseño de exoesqueletos,» 2019.
- [49] H. Montalvo Ruiz, «Análisis y calibrado de sensores de movimiento 3D para las manos,» 2020.
- [50] I. U. Rehman, S. Ullah, D. Khan, S. Khal, S. Khan i N. Ali, «Fingertip Gestures Recognition Using Leap Motion,» *Electronics. MDPI.*, 2020.
- [51] D. P. S. Cartagena, Interviewee, *Entrevista. Presentació del primer esborrany de solució.* [Entrevista]. 3 maig 2022.
- [52] D. P. S. Cartagena, Interviewee, *Comentaris, anàlisi i tancament de la part pràctica del projecte.* [Entrevista]. 7 juny 2022.
- [53] Elec Freaks, «Ultrasonic Ranging Module HC - SR04».
- [54] «Arduino,» [En línia]. Available: <https://www.arduino.cc/reference/en/language/functions/advanced-io/pulsein/>.
- [55] «Viquipèdia,» novembre 2020. [En línia]. Available: <https://ca.wikipedia.org/wiki/Interrupci%C3%B3>.
- [56] I. PE, «ComoHacer,» agost 2021. [En línia]. Available: <https://www.comohacer.eu/analisis-comparativo-placas-arduino-oficiales-compatibles/>.
- [57] «Microsoft,» abril 2021. [En línia]. Available: <https://docs.microsoft.com/en-us/microsoft-365/education/data-streamer/>.
- [58] «Wikipedia,» abril 2022. [En línia]. Available: https://en.wikipedia.org/wiki/Bill_of_materials.
- [59] Agència per a la Qualitat del Sistema Universitari de Catalunya, «Marc general per a la INCORPORACIÓ DE LA PERSPECTIVA DE GÈNERE EN LA DOCÈNCIA UNIVERSITÀRIA,» 2018.
- [60] «Plantillas Coimbra,» 2014. [En línia]. Available: http://www.plantillascoimbra.com/blog/en_US/iguales-pies-hombres-mujeres.
- [61] National Geographic, «National Geographic. Ciencia,» octubre 2012. [En línia]. Available: <https://www.nationalgeographic.es/ciencia/por-que-los-dedos-anulares-de-los-hombres-son-mas-largos>.

- [62] «Parkinson's Foundation,» Gener 2021. [En línea]. Available: <https://www.parkinson.org/Understanding-Parkinsons/Statistics>.
- [64] BOE, Ed., *Directiva 2006/42/CE del Parlamento Europeo y del Consejo, de 17 de mayo de 2006, relativa a las máquinas y por la que se modifica la Directiva 95/16/CE (refundición)*.
- [65] «Reglamento (UE) 2017/745 del Parlamento Europeo y del Consejo,» 2017.