

UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE MADRID

**ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR
DE INGENIEROS DE TELECOMUNICACIÓN**



GRADO EN INGENIERÍA BIOMÉDICA

TRABAJO FIN DE GRADO

**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA
PARA EL ANÁLISIS DEL MOVIMIENTO DE LA
MANO EN PACIENTES CON INFARTO CEREBRAL
MEDIANTE EL DISPOSITIVO LEAP MOTION**

ÁLVARO GARCÍA CASADO

2021

UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE MADRID

**ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR
DE INGENIEROS DE TELECOMUNICACIÓN**



GRADO EN INGENIERÍA BIOMÉDICA

TRABAJO FIN DE GRADO

**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA
PARA EL ANÁLISIS DEL MOVIMIENTO DE LA
MANO EN PACIENTES CON INFARTO CEREBRAL
MEDIANTE EL DISPOSITIVO LEAP MOTION**

Autor

ÁLVARO GARCÍA CASADO

Tutores

**ÁLVARO GUTIÉRREZ MARTÍN
MARÍA ALONSO DE LECIÑANA CASES**

2021

Resumen

El propósito de este TFG es el diseño de un sistema para la medición objetiva de los patrones del movimiento de la mano en pacientes con ictus mediante el dispositivo Leap Motion. De manera adicional, se pretende que el entorno diseñado sirva como una plataforma de rehabilitación virtual en la que los pacientes puedan realizar ejercicios que mejoren su recuperación.

En primer lugar, se elige la batería de ejercicios que conformarán el sistema. A continuación, se desarrolla una aplicación en Unity, llamada Leap Motion Data Tracker, que permite visualizar el modelo tridimensional de las manos generado por el Leap Motion, realizar los ejercicios elegidos y monitorizar su ejecución. Tras esto, se diseña un soporte para las manos que permite que los pacientes de ictus puedan utilizar la aplicación sin dificultad, además de reducir la variabilidad de los datos recogidos. Se recluta entonces a una serie de sujetos control y pacientes que realicen la ejecución de los ejercicios y cuando se finaliza esa toma de los datos, se crean en Python una serie de scripts para el posterior procesado. Finalmente, se realiza un análisis de los datos de los sujetos control obtenidos, con lo que se obtienen los valores de normalidad del sistema.

Palabras clave: Ictus, rehabilitación, medición objetiva, realidad virtual, Leap Motion, Unity.

Abstract

The purpose of this BSc Thesis is to design a system for the objective measurement of the movement patterns of the hand in stroke patients using the Leap Motion device. Additionally, the designed environment is intended to serve as a virtual rehabilitation platform where patients can perform exercises to improve their recovery.

First, the battery of exercises that will make up the system is chosen. Next, an application is developed in Unity, called Leap Motion Data Tracker, which allows the three-dimensional model of the hands generated by the Leap Motion to be visualised, the chosen exercises to be performed and their execution to be monitored. After this, a hand support is designed to allow stroke patients to use the application without difficulty, as well as reducing the variability of the data collected. A series of control subjects and patients are then recruited to perform the exercises and when the data collection is completed, a series of scripts are created in Python for subsequent processing. Finally, an analysis of the data obtained from the control subjects is carried out to obtain the normality values of the system.

Keywords: Stroke, rehabilitation, objective measurement, virtual reality, Leap Motion, Unity.

Agradecimientos

En primer lugar, me gustaría agradecer a Álvaro Gutiérrez y a María Alonso, por haberme brindado la oportunidad de realizar el TFG desarrollando un proyecto que pueda llegar a mejorar la vida de las personas. Ha sido muy gratificante comprobar de primera mano que mis conocimientos pueden servir para tales fines. Quiero agradecer además a mis tutores el esfuerzo y tiempo que han dedicado para que el resultado del TFG fuera lo mejor posible.

Asimismo, me gustaría también agradecer a toda mi familia, en especial a mis padres y abuelos. Me han apoyado siempre, especialmente cuando las cosas no funcionaban, y su ayuda ha sido muy importante para haber podido conseguir la finalización de este trabajo.

Índice general

Resumen	V
Abstract	VII
Agradecimientos	IX
Índice General	XI
Índice de Figuras	XIII
Índice de Tablas	XV
Lista de Acrónimos	XVII
1. Introducción y objetivos	1
1.1. Introducción	1
1.2. Objetivos	2
1.3. Organización del documento	3
2. Estado del arte	5
2.1. Enfermedades cerebrovasculares	5
2.1.1. Tipos de ictus	5
2.1.2. Sintomatología	7
2.1.3. Manejo del paciente con ictus	7
2.1.3.1. Manejo en fase aguda	8
2.1.3.2. Diagnóstico etiológico	9
2.1.3.3. Tratamiento en prevención	10
2.1.4. Tratamiento de rehabilitación	10
2.2. Tecnologías de medición objetiva	11
3. Metodología	15
3.1. Materiales y métodos	15
3.1.1. Leap Motion	15
3.1.2. Unity	18
3.1.3. Python	20
3.2. Elección de ejercicios	21
3.3. Implementación en Unity	23
3.4. Pantallas y funcionamiento de Leap Motion Data Tracker	23

3.5. Soporte para las manos	28
3.5.1. Necesidades para la creación del soporte	28
3.5.2. Diseño y montaje del soporte	29
3.6. Recogida de datos	31
3.6.1. Sujetos control	31
3.6.2. Pacientes	32
3.6.2.1. Opinión de los pacientes	32
3.7. Procesado de los datos	33
3.7.1. Procesado del ejercicio 1	33
3.7.2. Procesado del ejercicio 2	34
3.7.3. Procesado del ejercicio 3	35
3.7.4. Procesado del ejercicio 4	36
3.8. Obtención de valores de normalidad	36
4. Resultados	37
4.1. Resultado final de la aplicación	37
4.2. Resultados de la recogida de datos	38
4.2.1. Características de la muestra estudiada	38
4.2.2. Resultados del proceso de recogida	38
4.3. Opinión de los pacientes	39
4.4. Resultados del procesado de los datos	39
4.4.1. Valores de normalidad	40
4.4.1.1. Valores de normalidad del ejercicio 1	40
4.4.1.2. Valores de normalidad del ejercicio 2	42
4.4.1.3. Valores de normalidad del ejercicio 3	44
4.4.1.4. Valores de normalidad del ejercicio 4	45
4.5. Discusión de resultados	48
5. Conclusiones y líneas futuras	49
5.1. Conclusiones	49
5.2. Líneas futuras	50
Referencias	51
A. Aspectos éticos, económicos, sociales y ambientales	55
B. Presupuesto económico	57
C. Manual de usuario	59
C.1. Instalación del sistema	59
C.2. Uso del sistema	60

Índice de figuras

2.1. Clasificación de la enfermedad cerebrovascular (ECV) según su naturaleza [1].	6
2.2. Escala de ictus del Instituto Nacional de la Salud (NIHSS).	9
2.3. Kinarm Labs. (a) Kinarm Exoskeleton Lab and (b) Kinarm End-Point Lab.	12
2.4. Modelo creado mediante Kelvin-PD.	13
3.1. Dispositivo Leap Motion [2].	16
3.2. (a) Modelo tridimensional de las manos creado por el dispositivo Leap Motion (b) Leap Motion Paint [3].	16
3.3. Sistema de coordenadas del dispositivo Leap Motion [4].	17
3.4. Modelo anatómico del Leap Motion para los huesos de la mano [4].	18
3.5. Posiciones de las manos ejercicio 1 (a) Posición 1(b) Posición 2	21
3.6. Posiciones de las manos ejercicio 2 (a) Posición 1(b) Posición 2	22
3.7. Posiciones de las manos ejercicio 3 (a) Posición 1(b) Posición 2	22
3.8. Posiciones de las manos ejercicio 4 (a) Posición 1(b) Posición 2	23
3.9. Menú principal	24
3.10. Pantalla de configuración	25
3.11. (a) Preparación ejercicio 1 (b) Preparación ejercicio 2 (c) Preparación ejercicio 3 (d) Preparación ejercicio 4	25
3.12. (a) Ejecución del ejercicio 1 (b) Ejecución del ejercicio 2 (c) Ejecución del ejercicio 3 (d) Ejecución del ejercicio 4	26
3.13. (a) Confirmación del ejercicio 1 (b) Confirmación del ejercicio 2 (c) Confirmación del ejercicio 3 (d) Confirmación del ejercicio 4	26
3.14. Pantalla final	27
3.15. (a) Temporizador previo al ejercicio 1 (b) Temporizador previo al ejercicio 2 (c) Temporizador previo al ejercicio 3 (d) Temporizador previo al ejercicio 4	28
3.16. Base del soporte	30
3.17. Soportes laterales para el apoyo de los brazos (a) Soporte izquierdo desmontado (b) Soporte derecho desmontado (c) Soporte izquierdo montado (d) Soporte derecho montado	30
3.18. (a) Soporte montado (b) Ejemplo de uso del soporte	31

3.19. Representación gráfica de los datos analizados en el ejercicio 1. (a) Mano izquierda en el dominio del tiempo (b) Mano derecha en el dominio del tiempo (c) Mano izquierda en el dominio de la frecuencia (d) Mano derecha en el dominio de la frecuencia	34
3.20. Representación gráfica de los datos analizados en el ejercicio 2. (a) Mano izquierda (b) Mano derecha	35
3.21. Representación gráfica de los datos analizados en el ejercicio 3. (a) Mano izquierda (b) Mano derecha	35
3.22. Representación gráfica de los datos analizados en el ejercicio 4. (a) Mano izquierda (b) Mano derecha	36
4.1. Diagramas de caja del ejercicio 1. (a) Variables del vector normal a la palma(1) (b) Variables del vector normal a la palma(2) (c) Variables de amplitud de la FFT (d) Variables de frecuencia de la FFT	42
4.2. Diagramas de caja del ejercicio 2. (a) Variables de distancia(2D) (b) Variables de distancia(3D) (c) Variables de área (d) Variables de volumen	44
4.3. Diagramas de caja del ejercicio 3.	45
4.4. Diagramas de caja del ejercicio 4. (a) Variables de distancia(2D) (b) Variables de distancia(3D) (c) Variables de distancia (perímetros) (d) Variables de área (e) Variables de volumen	47

Índice de tablas

3.1. Magnitudes físicas registradas por el Leap Motion.	17
4.1. Valores de normalidad de las variables del ejercicio 1	41
4.2. Valores de normalidad de las variables del ejercicio 2	43
4.3. Valores de normalidad de las variables del ejercicio 3	45
4.4. Valores de normalidad de las variables del ejercicio 4	46
B.1. Costes de personal.	57
B.2. Costes de recursos materiales.	58
B.3. Costes del soporte.	58
B.4. Costes totales.	58

Lista de Acrónimos

ECV: Enfermedades cerebrovasculares.

AIT: Ataque isquémico transitorio.

ECG: Electrocardiograma.

TC: Tomografía computarizada.

Angio-RM: Angiografía por resonancia magnética.

Angio-TC: Angiotac.

NIHSS: Escala de ictus del Instituto Nacional de Salud.

TIC: Tecnologías de la información y la comunicación.

UPDRS: Escala unificada para la evaluación de la Enfermedad de Parkinson.

OMS: Organización Mundial de la Salud.

OOP: Programación orientada a objetos (del inglés Object oriented programming).

HULP: Hospital Universitario La Paz.

ETSIT: Escuela Técnica Superior de Ingenieros de Telecomunicación.

FFT: Transformada rápida de Fourier (del inglés Fast Fourier transform).

SD: Desviación típica.

Capítulo 1

Introducción y objetivos

1.1. Introducción

Las enfermedades cerebrovasculares o ictus son trastornos producidos por una alteración en el flujo sanguíneo del encéfalo, provocando la pérdida de la viabilidad celular y derivando en alteraciones fisiológicas y funcionales. Cuando estas células encefálicas se encuentran en esta situación de déficit de riego durante demasiado tiempo, dejan de ser capaces de mantener la integridad de la membrana y el resultado es la necrosis o muerte celular. Alcanzado ese punto, el daño ocasionado es irreparable, y se producen secuelas en el paciente que varían dependiendo del área cerebral afectada [5].

Las enfermedades cerebrovasculares son la principal causa de ingreso en las unidades de neurología, constituyendo entre el 65 y el 70 % de los ingresos totales. Estas patologías son también la causa más frecuente de urgencia neurológica [6] y de discapacidad adquirida en adulto, ya que hasta 2/3 de los pacientes quedan con secuelas que en muchos casos son invalidantes, lo que deriva en un importante coste sanitario y social.

Debido a que para funcionar normalmente, el cerebro depende del aporte directo de oxígeno y glucosa que llegan con el flujo sanguíneo, es muy sensible al déficit de este. Esto ocasiona que los tratamientos específicos agudos según el tipo de ictus deban ser aplicados de forma muy precoz y urgente para minimizar el daño ocasionado [7].

Una vez pasada la fase aguda, es necesario realizar el diagnóstico de la causa del ictus para poner el tratamiento preventivo. A lo largo de todo el proceso, tanto en la fase aguda, para planificar la rehabilitación y valorar la evolución, como en la fase crónica para establecer el grado de secuelas, es necesario realizar una adecuada valoración del déficit ocasionado [8]. Con este propósito se utilizan las escalas clínicas. Estas son baterías de pruebas y ejercicios puntuados que permiten clasificar a los pacientes en distintos niveles de daño neurológico según la puntuación obtenida. Las escalas clínicas tienen una enorme utilidad, pero en el caso de la evaluación de la mano son poco sensibles, poco discriminativas y están además sujetas a la subjetividad del explorador, lo que deriva en una falta de precisión.

Debido a esta problemática, el Laboratorio de Robótica y Control (Robolabo) de la Escuela Técnica Superior de Ingenieros de Telecomunicación de la Universidad

Politécnica de Madrid y el Servicio de Neurología del Hospital Universitario La Paz, colaboran para el desarrollo de una herramienta que permita medir los déficits funcionales de la mano de manera objetiva mientras los pacientes realizan ejercicios en un entorno de realidad virtual.

En este TFG se propone el desarrollo de un sistema para la parametrización de la cinemática de los movimientos de una batería de ejercicios mediante el dispositivo Leap Motion [2]. Este dispositivo desarrollado por la empresa Ultraleap, permite la captura en tiempo real de los movimientos de las manos mediante un sistema de cámaras y sin necesidad de utilizar marcadores o mandos controladores accesorios. Esta última característica fue diferencial a la hora de decidir el dispositivo, ya que evita posibles alteraciones en los patrones de movimiento reales y aporta una facilidad de uso que posibilita su utilización en la práctica clínica cotidiana.

1.2. Objetivos

Este TFG tiene como objetivo final el desarrollar un sistema que sea capaz de medir de manera objetiva los patrones del movimiento de la mano en pacientes de infarto cerebral. Esto aportará a los neurólogos una nueva herramienta para valorar los déficits ocasionados después de un ictus y les permitirá tener datos objetivos del estado real de los pacientes. De esta manera, el sistema aportaría información complementaria a la obtenida de las escalas clínicas. Se pretende también que el sistema creado actúe como un entorno de rehabilitación virtual en el que los pacientes puedan hacer ejercicios que estimulen su recuperación a la vez que se monitoriza su ejecución. Para la consecución de estos objetivos finales se establecen una serie de objetivos concretos:

1. Desarrollo de un entorno de realidad virtual en Unity en el que realizar los ejercicios.
2. Enlazar el dispositivo Leap Motion con el entorno virtual Unity.
3. Definición de la batería de ejercicios para el estudio de los patrones de movimiento.
4. Definición de las variables a registrar en cada uno de los ejercicios.
5. Validación del software desarrollado.
6. Diseño de un soporte para las manos que reduzca la variabilidad de los datos registrados.
7. Toma de datos de sujetos control.
8. Toma de datos de pacientes de ictus.
9. Desarrollo de scripts en Python para la obtención de variables caracterizables a partir de las variables registradas en los distintos ejercicios.

10. Análisis estadístico de las variables caracterizables de los distintos sujetos estudiados.

1.3. Organización del documento

El documento sigue la siguiente organización:

- En el Capítulo 2 se expone el estado del arte. En el primer apartado se realiza una explicación teórica de las enfermedades cerebrovasculares y en el segundo apartado se comentan otras técnicas de medición objetivas que existen actualmente.
- En el Capítulo 3 se detalla la metodología del TFG. Se detallan los softwares utilizados, los ejercicios elegidos, la implementación en el entorno Unity, el proceso de la toma de datos y el análisis de esos datos.
- En el Capítulo 4 se exponen y analizan los resultados obtenidos.
- En el Capítulo 5 se exponen las conclusiones extraídas del proyecto y se proponen líneas futuras.
- En el anexo A se valora el impacto social, económico, ético y medioambiental.
- En el anexo B se estima el presupuesto económico.
- En el anexo C hay un manual de usuario para la instalación y utilización del software desarrollado.

Capítulo 2

Estado del arte

2.1. Enfermedades cerebrovasculares

Las enfermedades cerebrovasculares (ECV) o ictus se definen como trastornos circulatorios que alteran de manera transitoria o definitiva el funcionamiento de una o varias partes del encéfalo [1]. Son patologías con una elevada prevalencia e incidencia. Según el estudio IBERICTUS, en España se estimaron 186 casos por cada 100.000 habitantes al año [9]. A nivel mundial, se considera que la incidencia promedio se encuentra en 200 casos por cada 100.000 habitantes al año, y la prevalencia en 600 por 100.000 habitantes. Estas cifras aumentan considerablemente en edades más avanzadas, llegando en personas mayores de 65 años a una incidencia de hasta 7.500 casos por cada 100.000 habitantes al año, suponiendo estos más del 70 % de los ictus totales [10]. Además de la elevada incidencia y prevalencia, las ECV tienen también una elevada morbimortalidad, y conllevan graves secuelas en gran parte de las personas que las superan. El 29 % de los pacientes de ECV fallecen en el primer año, más del 30 % dejan de poder vivir de manera independiente y hasta el 16 % permanecen ingresados en centros de larga estancia [11]. Cabe destacar además que 7 de cada 8 muertes por ECV se producen en personas mayores de 65 años [10].

En España, según datos del Grupo de Estudio de Enfermedades Cerebrovasculares de la Sociedad Española de Neurología (GEECV-SEN), el ictus es la primera causa de mortalidad en mujeres y la segunda en hombres [12]. A nivel global, los ictus son responsables de hasta el 10 % de muertes y una de las principales causas de hospitalización y gasto de recursos económicos de los sistemas sanitarios [13]. La Organización Mundial de la Salud (OMS) considera que en 2019 las ECV fueron la segunda causa de muerte en el mundo, solo por detrás de las cardiopatías isquémicas [14]. Además, estima que, teniendo en cuenta que en el año 2050 la población mayor a 65 años representará el 46 % de la población total, la incidencia y prevalencia de estas enfermedades aumentarán entorno a un 30 %.

2.1.1. Tipos de ictus

Según la naturaleza de la lesión producida, los ictus se clasifican en dos tipos principales, los isquémicos y los hemorrágicos. Estos se clasifican a su vez en diferentes

subtipos dependiendo de la etiología y/o localización de los mismos [15].

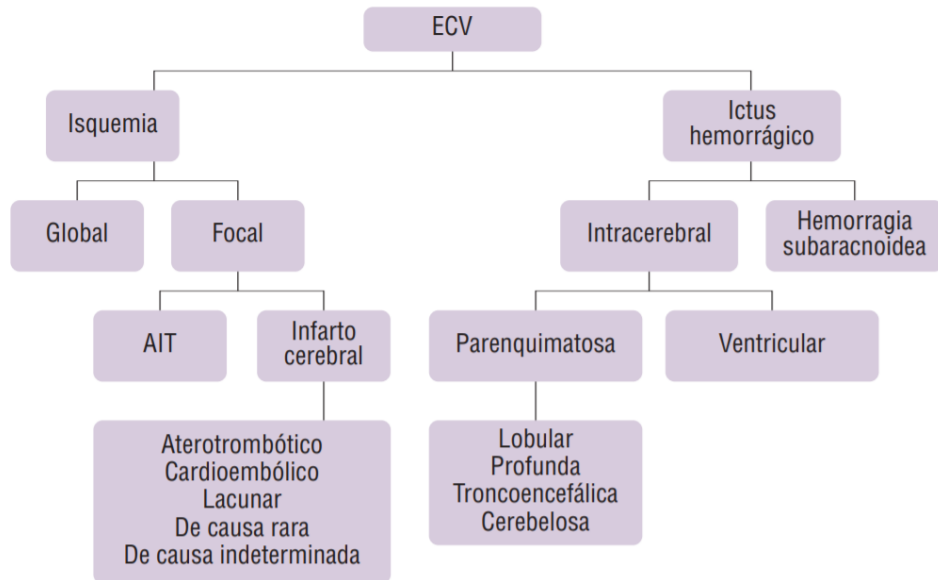


Figura 2.1: Clasificación de la enfermedad cerebrovascular (ECV) según su naturaleza [1].

Los **ictus isquémicos** son ECV causadas por una interrupción del flujo sanguíneo del cerebro, generalmente causada por un trombo que ocluye una arteria, provocando un trastorno del aporte circulatorio del encéfalo. Representan entre el 80 y el 85 % del total de los ictus [15] [16]. Los ictus isquémicos se subdividen en dos grupos, los ataques isquémicos transitorios (AIT) y los infartos cerebrales. Los AITs son episodios breves de disfunción neurológica causados por una interrupción transitoria del flujo sanguíneo cerebral focal que no llega a producir la necrosis tisular, mientras que los infartos cerebrales son aquellos episodios isquémicos focales que presentan una duración mayor, conllevando así un déficit neurológico más prolongado y resultando en necrosis tisular. Los infartos cerebrales se subdividen además en cinco tipos principales según su etiología. Estos tipos son: infarto aterotrombótico (causado por la aterosclerosis de una arteria grande), infarto cardioembólico (causado por una cardiopatía embolígena), infarto lacunar (causado por una enfermedad oclusiva en vasos arteriales pequeños), infarto cerebral de causa rara (causado por trastornos sistémicos u otras enfermedades) e infarto cerebral de causa indeterminada [1].

Los **ictus hemorrágicos** son ECV causadas por una extravasación de sangre dentro de la cavidad craneal, producidas por la rotura de un vaso sanguíneo. Los ictus hemorrágicos se subdividen en dos grupos según su localización. Se consideran hemorragias subaracnoideas si se producen en el espacio subaracnoideo y hemorragias intracerebrales si se producen dentro del encéfalo [17]. Dentro de las hemorragias intracerebrales se distinguen las hemorragias intraventriculares y las hemorragias parenquimatosas, dependiendo de si la hemorragia se produce en el espacio ventricular

o en el parénquima cerebral. Las hemorragias parenquimatosas se subdividen en cuatro tipos principales según su localización. Estos tipos son: hemorragia profunda (subcortical, afecta principalmente los ganglios basales y el tálamo), hemorragia lobular (cortical o subcortical, afecta a cualquier parte de los hemisferios), hemorragia troncoencefálica (afecta al tronco o al bulbo raquídeo) y hemorragia cerebelosa (afecta al cerebelo) [1].

En la Figura 2.1 está representada la clasificación de las ECV.

2.1.2. Sintomatología

Los síntomas y signos del ictus dependen de la localización de este. Además, estos serán permanentes o no dependiendo de si se llega a producir la necrosis tisular. Es por esto, por lo que no todos los pacientes de ictus experimentan la misma sintomatología. Sin embargo, se ha definido una serie de síntomas fundamentales de las ECV que permiten identificar estas patologías [18]:

- Pérdida súbita de fuerza y/o sensibilidad en un lado del cuerpo, afectando de forma aislada o en combinación a cara, brazo y/o pierna.
- Pérdida súbita de la capacidad para el habla o la comprensión del lenguaje.
- Pérdida súbita de la visión de un ojo o de parte del campo visual por los dos ojos.
- Pérdida súbita del equilibrio y la estabilidad.
- Dolor de cabeza súbito, muy intenso o inhabitual.

Esta sintomatología se puede presentar en su totalidad o solo de forma parcial, y evolucionará dependiendo de la zona y gravedad de la afección. Esto se debe a la división funcional del encéfalo, que hace que las distintas zonas de este controlen diferentes órganos, sentidos y funciones corporales. De esta forma, si por ejemplo se presentan problemas en el habla y/o en la comprensión del lenguaje será porque se encuentran comprometidas las áreas de Broca y/o de Wernicke, respectivamente. Ambas se encuentran situadas en la parte izquierda de la corteza cerebral [19]. Cabe destacar también que debido al funcionamiento contralateral de los hemisferios del cerebro, si se produce sintomatología en el lado izquierdo del cuerpo esto indicará que el hemisferio afectado será el hemisferio derecho, y viceversa.

2.1.3. Manejo del paciente con ictus

El manejo de pacientes se puede subdividir en tres grandes bloques: el manejo en fase aguda, el diagnóstico etiológico y la aplicación de tratamientos de prevención de recurrencias.

2.1.3.1. Manejo en fase aguda

El manejo de los pacientes en la fase aguda tiene como objetivo frenar el daño celular y minimizar los daños neurológicos que se puedan ocasionar en el paciente. Cuanto antes se actúe mayor será la probabilidad de recuperación [7]. Es por esto por lo que es imprescindible que se realice una identificación rápida de la patología y un pronto diagnóstico de la tipología del ictus, que permita aplicar, a la mayor brevedad posible, el tratamiento correspondiente. Por estos motivos, tiene una enorme importancia el conocimiento de la hora de inicio de los síntomas [16].

La fase diagnóstica debe permitir realizar una clasificación del ictus de manera que se puedan decidir los tratamientos tempranos que se han de aplicar. Se realiza una exploración neurológica mediante el uso de la escala de ictus del Instituto Nacional de Salud (NIHSS) [20], que ayuda a establecer la topografía y gravedad del ictus. Esta escala es realizada por el personal sanitario puntuando una serie de comprobaciones físicas del paciente agrupadas en diferentes categorías y sumando los resultados obtenidos en cada categoría. Según el resultado final, se clasifica al paciente en distintos niveles de gravedad de afección neurológica [21]. En la Figura 2.2 aparece la NIHSS.

Además de esta exploración neurológica, se realiza un TC cerebral dirigida a identificar la tipología del ictus, diferenciando entre los casos de ictus isquémicos y los casos de ictus hemorrágicos [16].

La fase de tratamiento temprano parte de la fase diagnóstica previa, de manera que según la tipología de ictus, se aplican diferentes tratamientos. Si se trata de un ictus isquémico, las medidas aplicadas son de tipo revasculizador o recanalizador, buscando reestablecer el flujo sanguíneo normal, pues es posible salvar parte del tejido afectado, siempre que no se haya producido aún la muerte celular. Este área de tejido potencialmente viable se conoce como área de penumbra isquémica y engloba al tejido encefálico que se encuentra perfundido con unos niveles de flujo sanguíneo cerebral inferior a los 20 mL/ 100g/min, pero superior al umbral de agotamiento de la membrana (10 mL/100 g/min) [22]. Si en un umbral de tiempo reducido desde el inicio del ictus se realiza la restauración del flujo sanguíneo en esta zona de penumbra, se puede conseguir una recuperación y minimizar las secuelas. Las medidas revasculizadoras para reestablecer el flujo sanguíneo se dividen en dos tratamientos: los tratamientos trombolíticos farmacológicos y las trombectomías mecánicas. Los tratamientos trombolíticos farmacológicos permiten la disolución de los coágulos mediante la administración de sustancias denominadas activadores tisulares del plasminógeno [16]. En las trombectomías mecánicas se realiza la eliminación del trombo mediante la introducción de un catéter. Son utilizadas para desobstruir vasos cerebrales de gran tamaño [23].

Tanto los casos de ictus isquémico como los de ictus hemorrágico, se benefician del manejo especializado en Unidades específicas (Las Unidades de Ictus).

ESCALA DE ICTUS DEL NATIONAL INSTITUTE OF HEALTH (NIH STROKE SCALE) NIHSS		
1 a. Nivel de conciencia	0	Alerta
	1	Somnolencia: reacciona con una estimulación mínima
	2	Obnubilado-Estuporoso: precisa estimulación repetida para reaccionar
	3	Coma
1 b. Preguntas verbales	0	Ambas preguntas correctas
¿En qué mes estamos?	1	Una respuesta correcta (También si disartría severa o barrera lingüística)
¿Qué edad tienes?	2	Ninguna respuesta correcta (afásicos o estuporosos)
1c. Órdenes motoras	0	Ambos movimientos correctos
Cierre y abra los ojos	1	Un movimiento correcto
Cierre y abra la mano	2	Ambos movimientos incorrectos
2. Movimiento ocular	0	Normal
Movimientos horizontales: voluntarios o reflejos oculocefálicos	1	Parálisis parcial (también si paresia de un oculomotor: III, IV, VI)
	2	Desviación forzada o parálisis total de la mirada que no vence con maniobras oculocefálicas
3. Campo visual	0	Normal
	1	Hemianopsia parcial (cuadrantanopsia o extinción visual)
	2	Hemianopsia completa homónima
	3	Hemianopsia bilateral (incluye ceguera de cualquier causa)
4. Parálisis facial	0	Normal
	1	Paresia leve (borramiento surco nasogeniano, asimetría al sonreír)
	2	Parálisis parcial: parálisis casi total de la parte inferior de la cara
	3	Parálisis completa (superior e inferior) en un lado o ambos
5. Motor brazos	0	Normal. Mantiene la posición 10 segundos
5a: derecho, 5b: izquierdo	1	Claudica en menos de 10 seg sin llegar a caer del todo
Extensión del brazo (45° en decúbito, 90° en sedestación)	2	Cae del todo. Se observa cierto esfuerzo contra gravedad
9: no computa	3	Hay movimiento pero no vence la gravedad
	4	Parálisis completa. No hay movimiento
	9	Extremidad amputada o inmovilizada
6. Motor piernas	0	Normal. Mantiene la posición 5 segundos
6a: derecho, 6b: izquierdo	1	Claudica en menos de 5 seg sin llegar a caer del todo
En posición supina, pierna elevada 30°	2	Cae del todo. Se observa cierto esfuerzo contra gravedad
9: no computa	3	Hay movimiento pero no vence la gravedad
	4	Parálisis completa. No hay movimiento
	9	Extremidad amputada o inmovilizada
7. Ataxia miembros	0	No hay ataxia. Normal, pleja de la extremidad, o afasia comprensión
Dedo nariz y talón rodilla	1	Ataxia de una extremidad
9: no computa	2	Ataxia de dos extremidades
	9	Amputación de la extremidad o inmovilización
8. Sensibilidad	0	Normal
Si obnubilado: evaluar la retirada al dolor	1	Leve o moderada hipoestesia
	2	Pérdida total de sensibilidad (déficit bilateral o coma)
9. Lenguaje	0	Normal
Coma: 3	1	Afasia leve o moderada: dificultades en el habla y/o comprensión, pero se identifica lo que quiere decir
Si intubado o anartria: explorar escritura	2	Afasia severa: comunicación mínima. (Afasia de Broca, de Wernicke, transcortical..)
	3	Afasia global, mutismo (o coma): no hay posibilidad de hablar ni de comprender
10. Disartria	0	Articulación normal
9: no computa	1	Disartria leve-moderada: se le puede entender
	2	Disartria severa: ininteligible o anartria (también si no responde y en coma)
	9	Intubado
11. Extinción y negligencia	0	Normal
Se valora la reacción ante estímulo doloroso bilateral y simétrico (extinción) y reacción ante estímulos visuales... (negligencia)	1	Inatención/extinción en una modalidad sensorial
	2	Hemi-extinción severa o negligencia frente a más de un estímulo (también asomatognosia)
PUNTUACIÓN TOTAL		

Figura 2.2: Escala de ictus del Instituto Nacional de la Salud (NIHSS).

2.1.3.2. Diagnóstico etiológico

El diagnóstico etiológico se dirige a conocer las causas del ictus y poder aplicar los tratamientos preventivos adecuados. Para esto, en primer lugar se realiza una revisión de la historia clínica del paciente. En esta revisión se debe prestar especial atención a los antecedentes vasculares, tanto personales como familiares. Además de esto, se llevan a cabo una serie de exploraciones complementarias que ayuden a confirmar el diagnóstico. Estas se componen de analíticas, ECG, radiografías de tórax, tomografías computarizadas, dúplex/Doppler de los troncos supraaórticos y transcraneal, angio-TC, angio-RM y ecocardiogramas, entre otras [16].

2.1.3.3. Tratamiento en prevención

Los tratamientos en prevención se dirigen a reducir la probabilidad de que el paciente sufra otro evento ictal en el futuro. Algunos de estos tratamientos son específicos para cada tipología de ictus, como la medicación con antiagregantes plaquetarios en caso de que se haya sufrido un ictus aterotrombótico o la medicación con anticoagulantes en caso de que se haya sufrido un ictus cardioembólico. Por otro lado, en todos los casos deben controlarse los factores de riesgo vascular [16]:

- Control de la hipertensión.
- Control de la hiperlipemia.
- Control de la diabetes mellitus.
- Cirugía de la estenosis carotídea sintomática.
- Dejar de fumar y consumir bebidas alcohólicas.
- Hacer ejercicio físico y evitar el sedentarismo.
- Control de la obesidad.
- Tratamiento de otras enfermedades sistémicas que pueden causar ictus.

2.1.4. Tratamiento de rehabilitación

Dentro del tratamiento de las ECV, un aspecto muy importante es la rehabilitación. Esta busca la recuperación de los posibles déficits, secuelas o discapacidades que pueda sufrir el paciente tras haber superado un ictus, adaptarle a convivir con los que sean irrecuperables y permitir su reintegración social. Este proceso es complejo y requiere de la colaboración del paciente y sus familiares [24].

La rehabilitación debe comenzar lo antes posible, ya que la recuperación funcional es mayor cuanto antes se realice. Se estima que esta recuperación es máxima durante el primer mes, llegándose a mantener ese periodo de máxima recuperación hasta el tercer mes. Pasado este tiempo, la posibilidad de recuperación se va reduciendo progresivamente. Por regla general, se considera que el cuadro lesivo se estabiliza alrededor de los seis meses y es difícil la mejora a partir de ese momento [24]. El lenguaje y el equilibrio tienen un periodo de recuperación más amplio y se pueden recuperar hasta los dos años.

Los programas de rehabilitación se componen principalmente de sesiones de fisioterapia, terapia ocupacional y logopedia, dependiendo del déficit concreto que presente cada paciente. Actualmente no existe ninguna evidencia científica de que unas técnicas de fisioterapia puedan tener mayor efectividad que otras [24]. Por otra parte, la valoración del progreso del déficit neurológico y funcional, se mide haciendo uso de escalas clínicas. La más utilizada en la fase rehabilitadora es la escala Fugl-Meyer [8] [25], aunque existen otras muy utilizadas como la escala

ARAT [26]. Las escalas son muy útiles, pero presentan una serie de problemas y limitaciones importantes. Por un lado, tienen una pobre sensibilidad y capacidad de discriminación, que provoca que no sean capaces de graduar suficientemente el déficit, especialmente en los casos menos graves. Además, la puntuación otorgada a las distintas pruebas y ejercicios que las componen, está sujeta a la subjetividad del explorador [8]. Estas limitaciones son especialmente ciertas y adquieren gran relevancia en el caso de los déficits funcionales de la mano, que no son adecuadamente cuantificados y clasificados con las escalas clínicas. Esto puede dar lugar a que algunos déficits se infraestimen y por tanto no se traten, repercutiendo en dificultades ejecutivas que impactarán negativamente en la calidad de vida del paciente, generando además un sentimiento de frustración.

2.2. Tecnologías de medición objetiva

En las últimas décadas se ha producido una expansión a nivel global de las tecnologías de la información y las comunicaciones (TIC), debido a la mejora de la accesibilidad de los ordenadores personales y al auge de internet. Esto no solo ha provocado que cada vez más gente tenga acceso a las TIC en su vida personal, sino también ha repercutido en numerosos ámbitos profesionales. La medicina ha sido uno de ellos, surgiendo la denominada salud electrónica o *eHealth* [27]. Esta, según la OMS, se define como “el apoyo que la utilización costoeficaz y segura de las tecnologías de la información y las comunicaciones ofrece a la salud y a los ámbitos relacionados con ella, con inclusión de los servicios de atención de salud, la vigilancia y la documentación sanitarias, así como la educación, los conocimientos y las investigaciones en materia de salud”. Esta utilización de las TIC en el entorno de la salud ha permitido desarrollar nuevas técnicas de diagnóstico y tratamiento de enfermedades [27].

Con la llegada de estas nuevas tecnologías, se facilita la creación de nuevas técnicas y sistemas para la medición objetiva de los déficits neurológicos en pacientes que han sufrido un ictus, que mejoren a las que existen actualmente. De esta manera, desde la llegada de las TIC han comenzado diversos estudios y programas que, al igual que este TFG, tienen ese propósito:

KINARM [28] es un instrumento kinesiológico que permite medir patrones del movimiento corporales mediante un sistema robótico de realidad virtual. El primer prototipo fue creado en 1998 por el Dr. Stephen Scott de la Queen's University, y desde entonces el dispositivo ha evolucionado mucho. Actualmente, la empresa cuenta con un catálogo de sistemas conocidos como Kinarm Labs. Estos sistemas cuentan con una configuración robótica común que permite al sujeto interactuar con un sistema de realidad virtual 2D mediante sus brazos y manos. El sistema Kinarm Exoskeleton Lab se compone de soportes en los que se fijan los brazos a modo de exoesqueleto, y el sistema Kinarm End-Point Lab de dos agarraderas para las manos. Independientemente del modo de interacción con el sistema, ambos son capaces de monitorizar los movimientos del sujeto y presentar una realimentación háptica. Ambos permiten medir de manera objetiva y cuantitativa el daño neurológico causado por



Figura 2.3: Kinarm Labs. (a) Kinarm Exoskeleton Lab and (b) Kinarm End-Point Lab.

enfermedades como los ictus, enfermedad de Parkinson, etc. Estos sistemas cuentan además con los Kinarm Standard Tests, una serie de tests validados diseñados para estos Kinarm Labs en los que el sujeto debe realizar tareas como interactuar con objetos del entorno virtual o mover la mano a un determinado punto. Duran de 2 a 4 minutos y cuando la tarea termina el software de Kinarm Labs produce un informe comparando los resultados obtenidos con los de una base de datos de sujetos control.

La empresa MachineMedicine [29] ha desarrollado también un sistema de medición objetiva de los movimientos corporales. Su herramienta, conocida como Kelvin-PD, se dirige a pacientes con enfermedad de Parkinson y busca la obtención de la gradación del déficit según escalas de evaluación (UPDRS) [30], a través de algoritmos inteligencia artificial. Esta plataforma funciona en cualquier teléfono móvil que disponga de una cámara y acceso a internet. Se basa en la grabación de vídeos del sujeto mientras este realiza ejercicios guiados. Posteriormente, la herramienta Kelvin Analytics analiza los vídeos y es capaz de determinar el movimiento de las partes corporales del paciente, con una precisión suficiente para detectar los movimientos de la punta de los dedos. Aunque actualmente esta aplicación esté dirigida a los pacientes con enfermedad de Parkinson, esta podría ser utilizada también para la medición de los déficits neurológicos de pacientes de infarto cerebral. En la Figura 2.4 aparece un ejemplo de modelo generado mediante esta aplicación.

En la Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial RIAI, encontramos un artículo en el que se realiza la valoración de un sistema de seguimiento robótico para el estudio de pacientes con ictus en fase crónica [31]. Este sistema, presentado previamente en otro estudio en el que se realizó además su prueba con sujetos sanos [32], es un entorno de rehabilitación robótica autoadaptativa basado en software de machine learning y técnicas de realimentación del sistema. La realimentación está compuesta por señales fisiológicas del paciente (frecuencia cardíaca, frecuencia respiratoria, nivel de conductancia de la piel, respuesta electrodérmica y temperatura de la piel) medidas en tiempo real, mientras este realiza actividades de neurorehabilitación en el entorno de realidad virtual diseñado. Estas actividades cuentan a su vez con distintos niveles de dificultad, que son adaptados automáticamente por el entorno. Mediante este sistema se crean clasificadores de

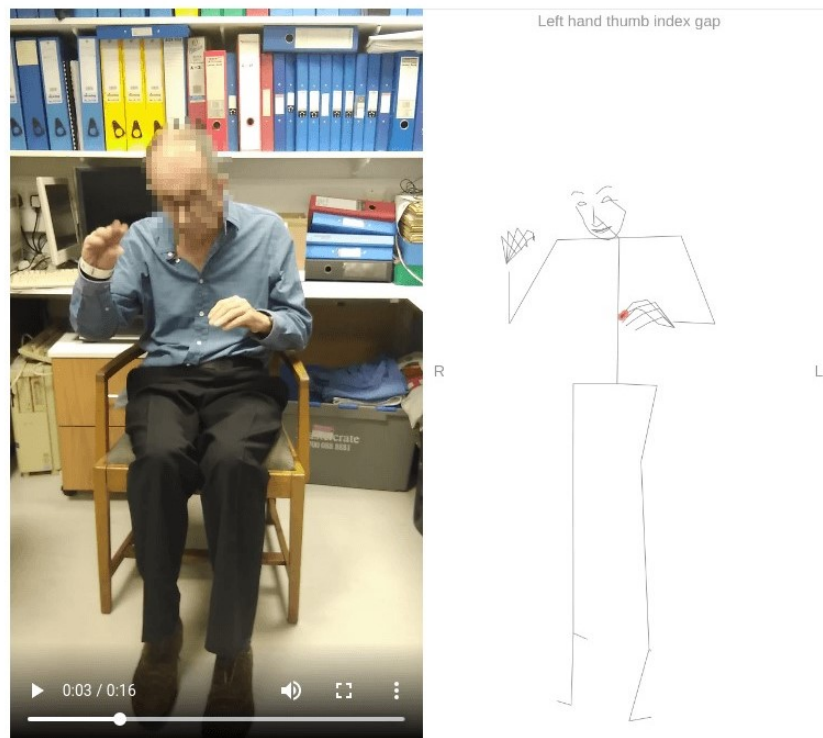


Figura 2.4: Modelo creado mediante Kelvin-PD.

aprendizaje supervisado y se pretende que sean capaces de aprender a clasificar correctamente a los sujetos de estudio. El resultado del estudio fue un clasificador con un 67,57 % de acierto por lo que continuaciones futuras de esta línea pueden dar lugar a técnicas muy prometedoras.

Capítulo 3

Metodología

3.1. Materiales y métodos

Para comenzar el desarrollo del sistema de medición objetiva de los patrones de movimiento de la mano en pacientes con infarto cerebral, lo primero que se debe realizar es la elección de las tecnologías que se van a utilizar. En primer lugar, se decide utilizar es el dispositivo Leap Motion, que realizará el seguimiento de las manos y el registro de los datos. La siguiente tecnología que se decide utilizar es el motor gráfico Unity, que se utilizará para crear el entorno gráfico de rehabilitación virtual en el que se realizarán los ejercicios y los archivos de almacenamiento donde se almacenarán los datos registrados. Por último, se utilizará el lenguaje de programación Python para realizar el acondicionamiento de los datos recopilados y el posterior estudio de estos.

3.1.1. Leap Motion

El Leap Motion [2] es un dispositivo USB de pequeño tamaño (80mm longitud x 30mm anchura x 11,3mm altura) y bajo coste (precio alrededor de 90€ en tiendas online) creado por la empresa Ultraleap. Este dispositivo permite realizar un seguimiento de los dedos y manos en tiempo real y sin necesidad de utilizar marcadores o controladores accesorios. Este último detalle es diferencial a la hora de la elección del dispositivo, ya que al funcionar con las manos desnudas y sin necesidad de elementos accesorios, no introducía ningún artefacto en los patrones del movimiento de los sujetos, maximizando así la viabilidad del proyecto. El dispositivo se basa en un sistema de tres luces LED y dos cámaras ópticas que funcionan en el espectro infrarrojo cercano, a 850nm, protegidas por una ventana transparente en esas longitudes de onda. Habitualmente funciona a una frecuencia de muestreo de 120Hz. El campo de visión del dispositivo es de 140x120° y el área óptima de interacción comienza a los 2,5cm y alcanza hasta los 60cm, pudiendo funcionar a distancias de hasta 80cm, pero conllevando un coste de precisión y estabilidad. En la Figura 3.1 se muestra una imagen del Leap Motion.

Haciendo uso de estas cámaras, el dispositivo es capaz de detectar a tiempo real 27 elementos distintos de las manos, incluyendo huesos y articulaciones, y generar un modelo virtual y tridimensional de estas. Este modelo se puede visualizar y

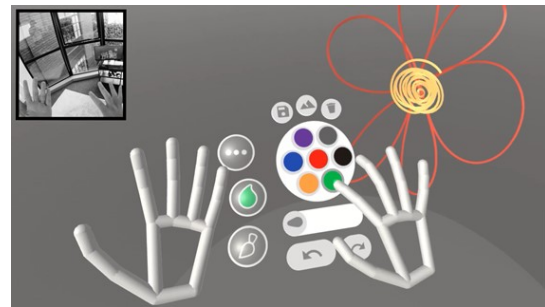


Figura 3.1: Dispositivo Leap Motion [2].

presentar por la pantalla del ordenador a la que se encuentre conectado, haciendo que el dispositivo sea no solamente funcional, sino también muy atractivo visualmente. En la Figura 3.2(a) se muestra un ejemplo del modelo tridimensional de las manos generado por el dispositivo. Debido a esta última funcionalidad, el uso más habitual del dispositivo es el control de juegos de realidad virtual. Un ejemplo de esto es el presentado en la Figura 3.2(b), llamado Leap Motion Paint, y en el que se pueden hacer dibujos en el aire con las puntas de los dedos.



(a)



(b)

Figura 3.2: (a) Modelo tridimensional de las manos creado por el dispositivo Leap Motion (b) Leap Motion Paint [3].

El Leap Motion utiliza un sistema de coordenadas cartesiano, con el origen de coordenadas situado en el centro de la parte superior del dispositivo. Los ejes X y Z se encuentran en el plano horizontal, el X paralelo al lado más largo del dispositivo y el Z perpendicular a este. El eje Y es el eje vertical. En la Figura 3.3 se muestra una representación del sistema de coordenadas. Cabe destacar que la cara con la luz verde es la que se sitúa mirando al usuario.

Las variables registradas por el Leap Motion son correspondientes a 4 magnitudes

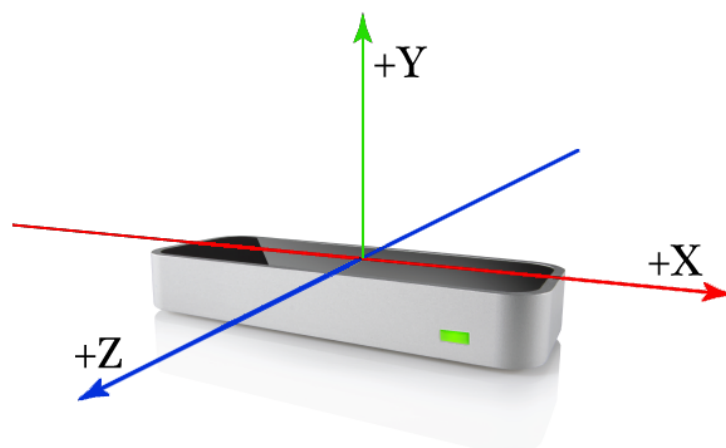


Figura 3.3: Sistema de coordenadas del dispositivo Leap Motion [4].

físicas distintas, que aparecen detalladas en la Tabla 3.1, junto con las unidades en las que se registran.

Magnitud	Unidad
Distancia	Milímetros
Tiempo	Microsegundos
Velocidad	Milímetros/Segundo
Ángulo	Radianes

Tabla 3.1: Magnitudes físicas registradas por el Leap Motion.

El seguimiento de las manos realizado por el Leap Motion funciona de manera jerarquizada. En cada muestra registrada, el dispositivo actualiza los datos de un objeto llamado Frame. Cada objeto Frame es la raíz del sistema jerarquizado de registro y contiene todos los datos registrados por el Leap Motion en ese instante de tiempo. Dentro del objeto Frame se encuentran los objetos Hand, que representan el modelo de cada una de las manos. Estos objetos Hand contienen información acerca de la identidad y posición de la mano en concreto, el brazo al que corresponden y una lista con los dedos asociados a esa mano. Cabe destacar que en un objeto Frame puede haber más de dos objetos Hand, cosa que ocurre si en el campo de visión del dispositivo se encuentran las manos de más de una persona, aunque esto no se recomienda pues empeora el rendimiento. Dentro de los objetos Hand encontramos los objetos Finger. Estos contienen información de cada uno de los dedos y se identifican por su nombre en inglés (thumb, index, middle, ring y pinky). Cada objeto Finger contiene a su vez cuatro objetos Bone, que hacen referencia a cada uno de los huesos de los dedos y describen su posición y orientación anatómica. Los huesos se identifican por su nombre en inglés (metacarpal, proximal phalanx, intermediate phalanx y distal phalanx). En el modelo anatómico real de la mano humana, el pulgar tiene un hueso menos que el resto de los dedos. Para facilitar la programación del dispositivo, se crea

el mismo número de objetos Bone para cada uno de los objetos Finger y se hace que el metacarpal del pulgar tenga una longitud 0, de manera que los tres objetos Bone restantes son los que hacen referencia a los tres huesos reales presentes en el pulgar. En la Figura 3.4 aparece detallado el modelo anatómico final resultante de hacer esta consideración. Asociado también a los objetos Frame encontramos los objetos Arm, que representan cada uno de los brazos y registran información de su orientación, longitud, anchura y posición.

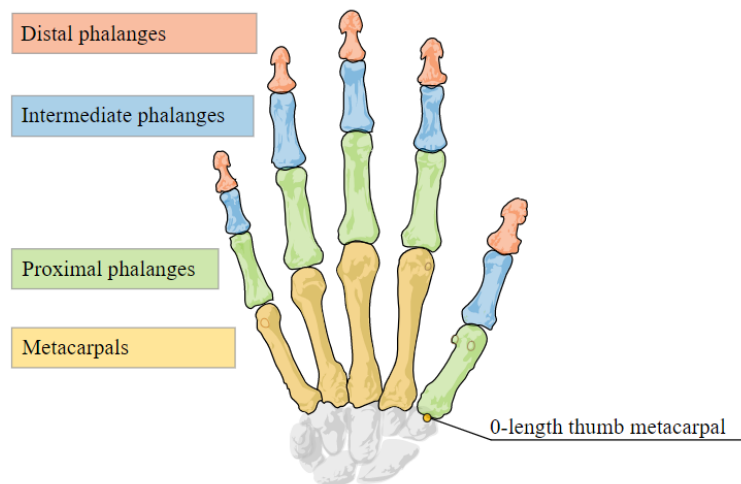


Figura 3.4: Modelo anatómico del Leap Motion para los huesos de la mano [4].

Por último, es importante destacar que el software del dispositivo Leap Motion posee un modelo anatómico interno que le permite realizar un seguimiento predictivo cuando algunas de las partes de las manos desaparecen del campo de visión. Así, aunque es recomendable que todos los elementos de la mano permanezcan visibles en todo momento, si alguno desaparece del campo de visión, el Leap Motion utiliza los datos del resto de los elementos, los de su modelo anatómico interno y los de los Frames anteriores para calcular los valores más probables de las variables correspondientes a los elementos no visibles.

3.1.2. Unity

Unity [33] es un motor de desarrollo gráfico o motor de videojuegos multiplataforma, creado por la empresa Unity Software Inc. Esta empresa fue creada en 1988 como una desarrolladora de videojuegos, pero no tuvo una buena acogida. Sin embargo, vieron potencial en el motor gráfico que habían desarrollado y decidieron dejar de lado el sector de los videojuegos y enfocar la empresa en mejorar y comercializar este motor gráfico. El primer lanzamiento de Unity fue en 2005, en la Conferencia Mundial de Desarrolladores de Apple. En un primer momento, fue diseñado para la creación de proyectos únicamente en la plataforma Mac, y obtuvo mucho éxito. En el año 2010, se lanzó Unity 3, una versión mejorada que incluía un mayor número de

herramientas a las que solo solían tener acceso en los estudios de alta gama y que permitieran a los equipos de desarrollo independientes contar con un motor gráfico asequible y de calidad. En el año 2015, se lanzó Unity 5, con numerosas mejoras y añadidos como Mecanim Animation y soporte para DirectX 11. En el año 2017, la nomenclatura de Unity cambió y empezaron a denominar sus distintas versiones según el año en el que son lanzadas (seguido de una serie de números separados por puntos que hacen referencia a las distintas actualizaciones de una misma versión), siendo la última versión Unity 2021.1.0, lanzada el 23 de marzo de 2021. En este TFG, la versión de Unity utilizada es la 2019.4.13f1, que era la versión estable más reciente en el momento del comienzo.

El software de Unity se adquiere directamente desde su página oficial y cuenta con diferentes planes y precios, dependiendo del uso que se le vaya a dar. Los planes para su utilización en equipos de desarrollo tienen un coste mínimo de 399\$/año por puesto, pero para desarrollo personal como el realizado en este TFG, se puede asquirir una versión personal gratuita. Esto tiene como requisito que si se han alcanzado los 100.000\$ de beneficio en los últimos 12 meses se debe pasar a la versión premium.

Unity es un entorno de desarrollo muy popularizado en los últimos años, con una enorme y creciente cantidad de usuarios y desarrolladores. Esto hace que cada vez haya una mayor cantidad y diversidad de documentación, haciendo que sea más y más sencillo su aprendizaje y utilización. Esto es un gran atractivo de este software, ya que hace que la curva de aprendizaje sea fácilmente sobrellevable y lo convierte en una muy buena elección para adentrarse en el mundo del desarrollo gráfico.

Las principales características de Unity son:

- Posibilidad de desarrollo de contenido tanto 2D como 3D.
- Desarrollo de scripts para el control de la funcionalidad del proyecto, otorgando una enorme libertad de personalización. Unity tiene un sistema de scripts basado en MonoDevelop y soporta la creación de scripts en el lenguaje C#, similar a Java o C++ (el más popular), o en UnityScript, un lenguaje específico creado para Unity y basado en JavaScript.
- Compatibilidad con Blender, 3ds Max, Maya, Softimage, Modo, ZBrush, Cinema 4D, Cheetah3D, Adobe Photoshop, Adobe Fireworks y Allegorithmic Substance, posibilitando crear objetos, modelos y animaciones en estos softwares y posteriormente importarlos al proyecto creado con Unity.
- La última versión de Unity cuenta con soporte para su utilización en Windows 7 SP1+, 8, 10; macOS 10.12+; Ubuntu 16.04, 18.04 y CentOS 7.
- Posibilidad de crear proyectos multiplataforma, entre las que se encuentran plataformas web, Windows, Mac, Linux, Android, iOS u Oculus Rift, entre otras.
- Soporte integrado para Nvidia y el motor de física PhysX.
- Cuenta con una AssetStore, en la que los usuarios pueden subir sus modelos, texturas, sistemas de partículas, etc y compartirlos con el resto de usuarios,

ya sea de forma gratuita o de pago. Estos assets adquiridos pueden integrarse fácilmente en los proyectos de Unity.

- Permite la creación de proyectos de realidad virtual y realidad extendida.

Una característica añadida de vital importancia de cara a la elección del uso de Unity para este TFG, es que cuenta con una librería para el desarrollo de proyectos haciendo uso del dispositivo Leap Motion.

3.1.3. Python

Python [34] es un lenguaje de programación administrado por la Python Software Foundation. Cuenta con una licencia de código abierto. Fue creado por Guido van Rossum a finales de los ochenta, aunque no fue publicado por primera vez hasta 1991, cuando el código de su versión 0.9.0 fue publicado en alt.sources. Desde entonces se han publicado numerosas versiones, clasificadas dentro de tres grandes familias: Python 1, Python 2 y Python 3. Python 1 fue lanzado en 1994 y recibió numerosas versiones hasta que fue descontinuado, en favor de Python 2, en el año 2000. Fue en este momento cuando Python adquirió una gran popularidad, más concretamente con las versiones Python 2.7.x. Python 2 fue descontinuado en favor de Python 3 en 2020, siendo actualmente la última versión estable Python 3.9.5. En este TFG se utiliza la versión Python 3.8.5.

Python es un lenguaje de programación interpretado (no se compila el código fuente a código máquina, sino que un intérprete ejecuta directamente el código escrito en el programa), multiplataforma (existe la posibilidad de desarrollar programas en Python en distintos dispositivos y sistemas operativos, ya que existen intérpretes para Windows, Mac Os, Linux y Unix), multiparadigma (permite crear código con distintos paradigmas de programación, soportando la programación orientada a objetos (OOP), la programación imperativa y la programación funcional), de tipado dinámico (cuando se declara una variable no es necesario indicar el tipo de datos que va a contener, las variables se adaptan dinámicamente al tipo de datos que contenga) y fuertemente tipado (aunque las variables adaptan su tipado dinámicamente a los datos que contienen, no se permite operar entre variables de distinto tipo).

La filosofía del lenguaje Python está basada en la sencillez. Tim Peters, uno de los desarrolladores de Python, describió en El Zen de Python [35] una serie de 19 principios a seguir para el desarrollo del lenguaje Python. Entre ellos se encuentra que “Bello es mejor que feo”, que “Simple es mejor que complejo” o que “La legibilidad es importante”. Este lenguaje se crea por tanto, haciendo especial hincapié en que su sintaxis sea lo más simple y legible posible. Debido a esto, es un lenguaje más sencillo de aprender que la mayoría, lo que ha hecho que adquiriera una enorme popularidad. Además, a raíz de esta popularidad, cada vez existen más y más librerías creadas en este lenguaje, lo que provoca que para la mayoría de las necesidades que se tenga en un programa, exista una librería ya creada que facilite su implementación.

De cara al análisis de datos, objetivo para el cual se utiliza el lenguaje en este TFG, existen diversas librerías muy extendidas, como son: NumPy (librería

que optimiza enormemente la computación numérica de Python y sobre la que se asientan numerosas otras librerías), pandas (librería destinada al manejo y análisis de estructuras de datos), Matplotlib (librería destinada a la creación de visualizaciones gráficas de los datos), scikit-learn (librería que permite implementar distintos algoritmos de machine learning) o SciPy (librería que implementa numerosas funciones y algoritmos matemáticos).

3.2. Elección de ejercicios

El primer paso para el diseño del sistema es la decisión de los ejercicios que lo conforman. Se seleccionan una serie de ejercicios similares a los recogidos en alguna escala clínica, para poder hacer la validación de la información recogida. Se tiene también en cuenta que sean ejercicios que involucren movimientos relevantes para la actividad cotidiana del paciente, para que la información obtenida sea de interés clínico; y que sean ejercicios que puedan ser recogidos correctamente por el dispositivo Leap Motion, ya que hay algunos movimientos que causan en este una pérdida de precisión y estabilidad (movimientos en los que parte de las manos queden fuera de su campo de visión), e implementar ejercicios que impliquen esos movimientos reduciría la viabilidad del sistema. La batería de ejercicios se selecciona siguiendo estos criterios, con el asesoramiento de la Dra María Alonso de Leciñana, cotutora de este TFG, del Servicio de Neurología del Hospital Universitario La Paz. Se crea una primera interfaz básica del sistema en Unity con la que poder probar si los ejercicios son detectados correctamente y se realiza la comprobación. Se llega así a la batería de ejercicios definitiva, compuesta por:

- Ejercicio 1: Extensión de muñeca. Se comienza con los brazos estirados, las manos en posición horizontal y los dedos extendidos. Se elevan las manos el máximo rango posible, extendiendo las muñecas por completo. Tras esto, se vuelve a llevar las manos a la posición horizontal de partida. Estos dos movimientos se repiten de manera cíclica a lo largo de toda la duración del ejercicio. En la Figura 3.5 se muestran las dos posiciones de las manos entre las que se alterna en este ejercicio.



Figura 3.5: Posiciones de las manos ejercicio 1 (a) Posición 1 (b) Posición 2

- Ejercicio 2: Pinza índice pulgar. Se comienza con los brazos estirados, las manos en posición horizontal y los dedos extendidos y separados. Se hace un movimiento de pinza entre los índices y los pulgares de cada mano. Tras esto, se vuelve a extender los dedos. Estos dos movimientos se repiten de manera cíclica a lo largo de toda la duración del ejercicio. En la Figura 3.6 se muestran las dos posiciones de las manos entre las que se alterna en este ejercicio.



Figura 3.6: Posiciones de las manos ejercicio 2 (a) Posición 1 (b) Posición 2

- Ejercicio 3: Separación de dedos. Se comienza con los brazos estirados, las manos en posición horizontal y los dedos juntos y extendidos. Se separan los dedos lo máximo posible, manteniendo las manos en posición horizontal. Tras esto, se vuelve a juntar los dedos. Estos dos movimientos se repiten de manera cíclica a lo largo de toda la duración del ejercicio. En la Figura 3.7 se muestran las dos posiciones de las manos entre las que se alterna en este ejercicio.



Figura 3.7: Posiciones de las manos ejercicio 3 (a) Posición 1 (b) Posición 2

- Ejercicio 4: Apertura y cierre de puño. Se comienza con los brazos estirados, las manos en posición horizontal y los dedos extendidos y separados. Se hace un puño con todos los dedos, incluyendo los pulgares. Tras esto, se vuelve a extender los dedos. Estos dos movimientos se repiten de manera cíclica a lo largo de toda la duración del ejercicio. En la Figura 3.8 se muestran las dos posiciones de las manos entre las que se altera en este ejercicio.



Figura 3.8: Posiciones de las manos ejercicio 4 (a) Posición 1 (b) Posición 2

3.3. Implementación en Unity

Tras completar el proceso de decisión de los ejercicios, se realiza la implementación del sistema. Se crea una aplicación, llamada Leap Motion Data Tracker, en la que los pacientes pueden realizar los ejercicios propuestos mientras se realiza un registro a lo largo del tiempo de una serie de variables dinámicas de sus manos, de manera automática. Estas variables se recogen con una frecuencia de muestreo de 50Hz y se almacenan para su posterior procesamiento. Las distintas variables dinámicas recogidas por el sistema son las mismas para todos los ejercicios, concretamente:

- Posición de la punta de cada uno de los dedos.
- Posición del centro de las palmas de las manos.
- Vector de velocidad del centro de las palmas de las manos.
- Vector normal al centro de las palmas de las manos.

Todas estas variables se recogen divididas en sus componentes X, Y y Z, según los ejes del sistema de coordenadas utilizado por el dispositivo Leap Motion, explicado previamente.

El almacenamiento de las variables se realiza mediante archivos csv. Para cada ejercicio se crea un archivo csv en el que se recogen todas las variables mencionadas. Los distintos archivos csv se nombran siguiendo la siguiente nomenclatura: AAAAMMDD-hhmmss-ID-EX.csv, donde AAAA es el año de ejecución del ejercicio, MM el mes, DD el día, hh la hora, mm el minuto, ss el segundo, ID el identificador que se guarde en la pantalla de configuración y EX el número de ejercicio. Estos archivos csv se almacenan automáticamente en la ruta relativa \Leap Motion Data Tracker_Data\StreamingAssets\LeapData, situada dentro de la propia carpeta del programa.

3.4. Pantallas y funcionamiento de Leap Motion Data Tracker

La aplicación, creada en Unity, cuenta con una interfaz gráfica que permite al usuario alternar entre pantallas, establecer los parámetros de configuración, elegir el

modo de ejecución y visualizar el modelo tridimensional de las manos generado por el Leap Motion. En esta aplicación, se realizan los 4 ejercicios expuestos previamente, de manera consecutiva, y acompañados de distintas pantallas auxiliares que dependen del modo de ejecución elegido. Existen dos modos de ejecución: el modo de ejecución normal, diseñado para ser utilizado acompañado por otra persona, que cuenta con pantallas de preparación y pantallas de confirmación antes y después de cada ejercicio, respectivamente; y el modo de ejecución solo, diseñado para utilizar la aplicación en solitario, que cuenta con pantallas temporizadas previas a cada ejercicio.

La primera pantalla de la aplicación es el menú principal, una pantalla con tres botones que permiten acceder a la configuración de la aplicación, comenzar la ejecución o salir de la aplicación, respectivamente. Si se pulsa en Comenzar sin antes haber establecido ninguna configuración, se ejecuta la aplicación con la configuración predeterminada, que es con una duración de ejercicio de 5 segundos, el modo de ejecución normal y sin identificador. En la Figura 3.9 aparece la pantalla del menú principal.

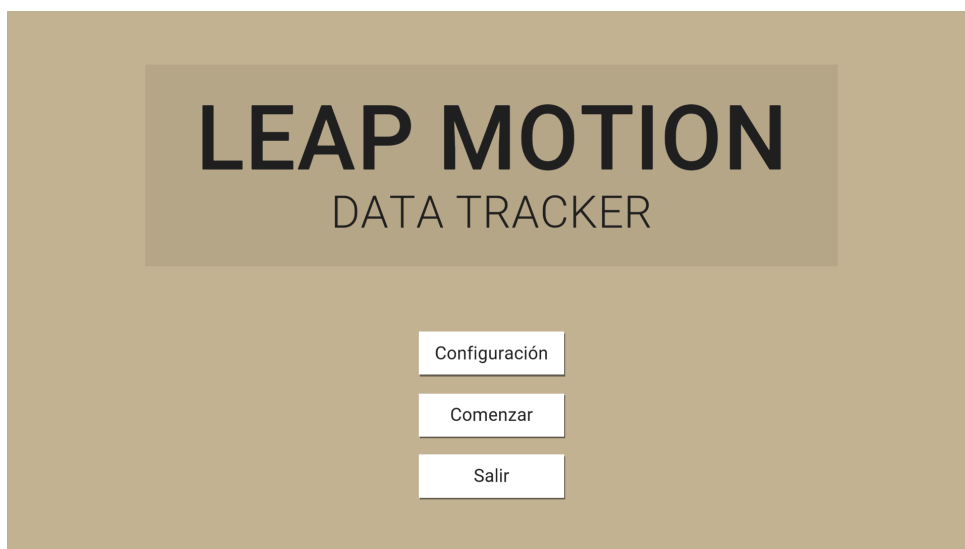


Figura 3.9: Menú principal

Pulsando en Configuración se accede a la pantalla de configuración. En esta pantalla hay dos cuadros de texto en los que introducir la duración del ejercicio en segundos (si se escribe un valor no válido, la aplicación muestra un mensaje de error) y el identificador del sujeto, que se utiliza en el nombre de los archivos de datos generados. Debajo de estos cuadros de texto hay dos botones, Normal y Solo, que permiten elegir el modo en el que se desea ejecutar la aplicación. En la parte inferior hay un botón de Guardar, para guardar la configuración y el modo elegidos y el botón de Volver, que lleva de vuelta al menú principal. En la Figura 3.10 aparece la pantalla de configuración.



Figura 3.10: Pantalla de configuración

Tras guardar la configuración y volver al menú principal, se debe pulsar en Comenzar para que empiece la ejecución.

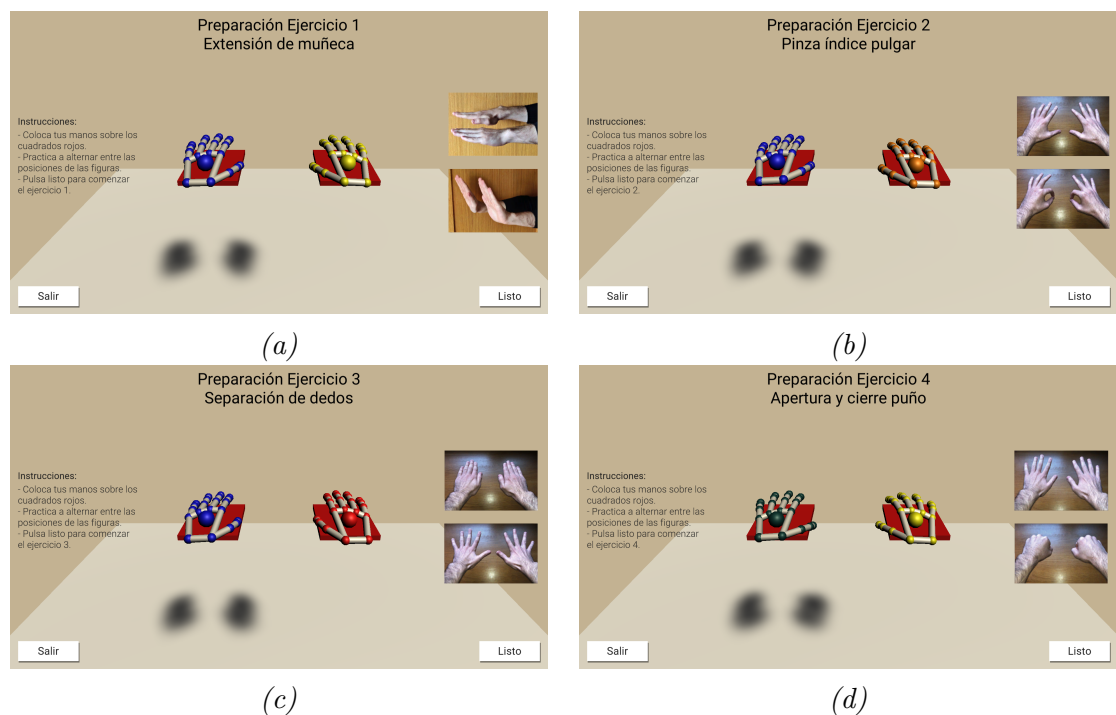


Figura 3.11: (a) Preparación ejercicio 1 (b) Preparación ejercicio 2 (c) Preparación ejercicio 3 (d) Preparación ejercicio 4

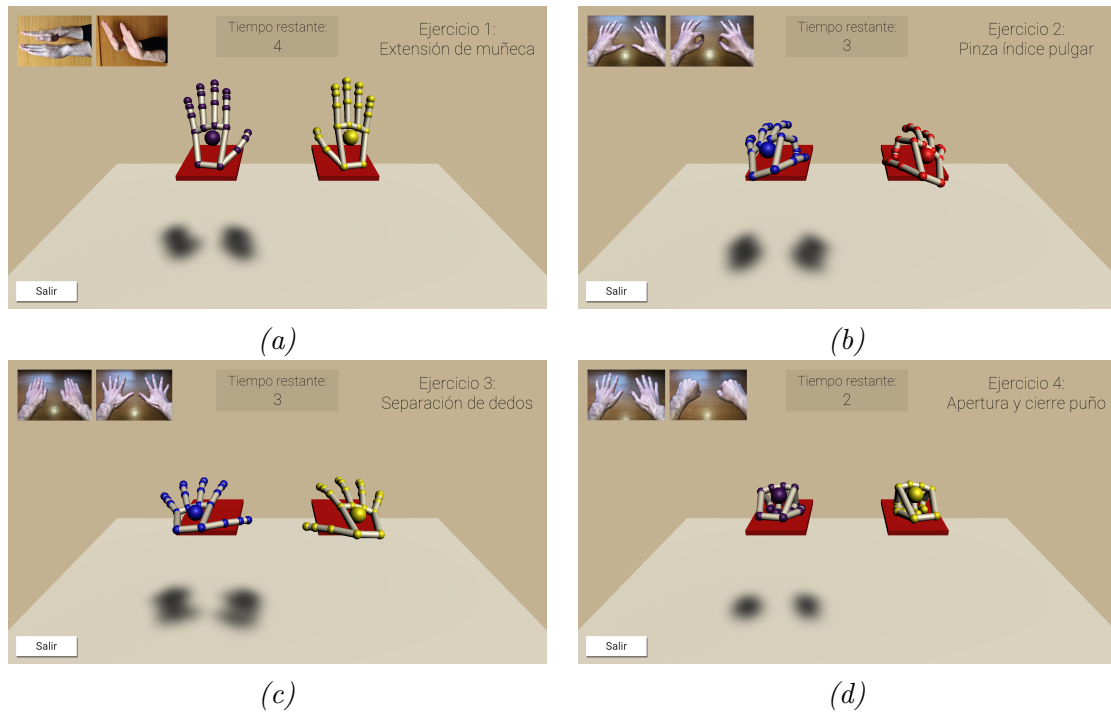


Figura 3.12: (a) Ejecución del ejercicio 1 (b) Ejecución del ejercicio 2 (c) Ejecución del ejercicio 3 (d) Ejecución del ejercicio 4



Figura 3.13: (a) Confirmación del ejercicio 1 (b) Confirmación del ejercicio 2 (c) Confirmación del ejercicio 3 (d) Confirmación del ejercicio 4

Si se ha elegido el modo de ejecución normal, en primer lugar aparece la pantalla de preparación del ejercicio 1. Esta pantalla permite practicar los movimientos del ejercicio 1 antes de su ejecución. Cuando se está preparado, el explorador debe pulsar en Listo y se pasa a la pantalla de ejecución del ejercicio 1. En esta pantalla hay que realizar los movimientos del ejercicio de manera cíclica, durante la duración que se haya establecido en la configuración. Cabe mencionar que es en esta pantalla donde se realiza el registro de los datos. Cuando se termina el tiempo, la aplicación pasa automáticamente a la pantalla de confirmación del ejercicio 1. En esta pantalla se ha de confirmar que la ejecución del ejercicio ha sido correcta. Si la ejecución no ha sido correcta, se pulsa en No, la aplicación elimina el fichero de datos generado en el ejercicio y se vuelve a la pantalla de preparación del ejercicio 1, permitiendo repetir la preparación y ejecución del ejercicio. Si la ejecución es correcta, se pulsa en Sí y se pasa a las pantallas correspondientes al ejercicio 2, que tienen el mismo funcionamiento y flujo de ejecución que las del ejercicio 1. Seguido a esto vienen las pantallas del ejercicio 3 y del ejercicio 4 respectivamente. Tras finalizar el ejercicio 4 y confirmar su correcta ejecución, se pasa a la pantalla final, en la que se puede volver al menú principal o cerrar la aplicación, pulsando los correspondientes botones. En la Figura 3.11 aparecen las pantallas de preparación de los distintos ejercicios, en la Figura 3.12 aparecen las pantallas de ejecución de los ejercicios, en la Figura 3.13 aparecen las pantallas de confirmación y en la Figura 3.14 aparece la pantalla final.



Figura 3.14: Pantalla final

Si se ha elegido el modo de ejecución solo, todos los cambios entre pantallas se realizan de forma automática temporizada. En primer lugar, se pasa a la pantalla del temporizador previo al ejercicio 1, en la que se dispone de 3,5 segundos para prepararse para el ejercicio 1. Tras estos segundos, se pasa automáticamente a la pantalla de ejecución del ejercicio 1, que es la misma que si se eligiera el modo normal. Cuando se completa la ejecución del ejercicio 1 se pasa a las pantallas correspondientes al

ejercicio 2, posteriormente a las del 3 y finalmente a las del 4. Cuando se termina la ejecución del ejercicio 4 se pasa a la pantalla final, con el mismo funcionamiento que en el modo normal. Este modo de ejecución posibilita realizar los ejercicios estando solo sin tener que quitar las manos del campo de visión del soporte para cambiar de pantallas. En la Figura 3.15 aparecen las pantallas de los temporizadores previos a los ejercicios.



Figura 3.15: (a) Temporizador previo al ejercicio 1 (b) Temporizador previo al ejercicio 2 (c) Temporizador previo al ejercicio 3 (d) Temporizador previo al ejercicio 4

3.5. Soporte para las manos

Tras finalizar el desarrollo de la aplicación, se procede a la creación de un soporte para las manos, con el fin de mejorar la usabilidad de la aplicación y estandarizar los datos recogidos.

3.5.1. Necesidades para la creación del soporte

El sistema creado en este TFG se enfoca a ser utilizado en pacientes con ictus, por lo que en su desarrollo se deben tener en cuenta las posibles limitaciones motoras con las que pueden contar estos pacientes. Se realizan diversas visitas a la Unidad de Neurología del HULP para estudiar la necesidad del soporte. En ellas se comprueba que, debido a la enfermedad, numerosos pacientes experimentan una pérdida de fuerza

y/o control de los brazos y manos. Esto hace que tengan dificultad para levantar los brazos o para mantenerlos elevados por sí mismos y les imposibilita la correcta utilización de la aplicación sin ayuda externa.

La otra necesidad que obliga a la creación del soporte es la disminución de los errores en la toma de los datos. Para que con esta aplicación se obtengan datos con la menor variabilidad posible, es necesario que la posición relativa de las manos respecto al Leap Motion sea la misma para los distintos usuarios. Además, esta posición no solo varía entre usuarios, sino que también lo hace en un mismo usuario con el transcurso del tiempo, debido a movimientos involuntarios de caída o levantamiento de los brazos. Esto puede derivar en que, por ejemplo en el ejercicio 1, se detecte una caída de los brazos como una flexión de la muñeca, dando lugar a artefactos y provocando errores en la toma de los datos.

3.5.2. Diseño y montaje del soporte

En consecuencia, se diseña el soporte para las manos que permita la correcta utilización del sistema por parte de los pacientes con ictus y reduzca la variabilidad de los datos obtenidos con el dispositivo. El diseño debe ser cómodo de usar y debe fijar tanto la posición en la que se colocan las manos y el Leap Motion, de tal manera que la distancia relativa entre ambos sea siempre la misma para todas las personas que utilicen el sistema, así como la altura a la que se encuentran las manos respecto al Leap Motion.

El proceso de diseño comienza con la creación de un boceto a papel, en el que se incluye tanto la forma como las distintas medidas que ha de tener el soporte. A continuación, se valoran posibles modificaciones al boceto inicial y se crea un diseño final basado en estas. Se crea un modelo 3D del diseño final del soporte y finalmente se realiza su fabricación mediante una máquina de impresión 3D.

El diseño final del soporte se compone de: una base en la que se anclan los dos soportes laterales para las manos y se encaja el Leap Motion; y los dos soportes para las manos, cada uno compuesto por dos elementos separables y una tela vaquera donde se apoyan los antebrazos. En la Figura 3.17 aparecen las estructuras laterales de soporte de las manos, montadas y desmontadas. En la Figura 3.16 aparece la base del soporte. En los puntos de las plataformas grises de la base es donde se anclan los soportes para las manos, teniendo dos posiciones distintas para cada soporte lateral, y en el hueco de la parte superior de la plataforma negra es donde se encaja el Leap Motion. En la Figura 3.18 aparece el soporte una vez montado y con el Leap Motion colocado, además de un ejemplo de su utilización.

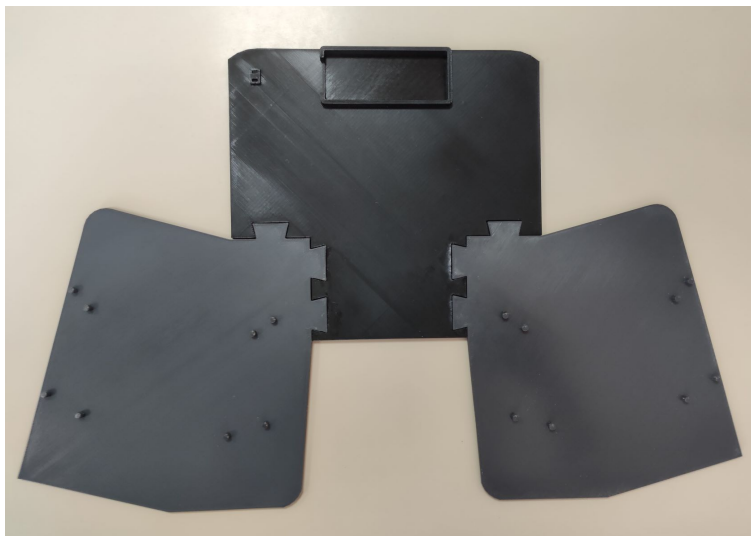
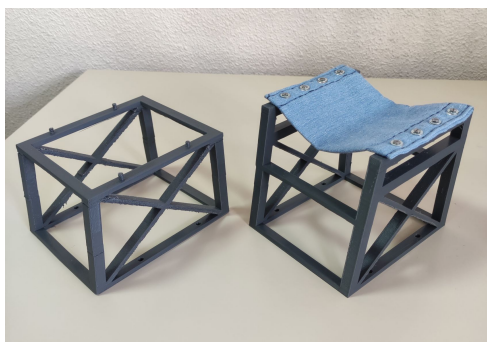
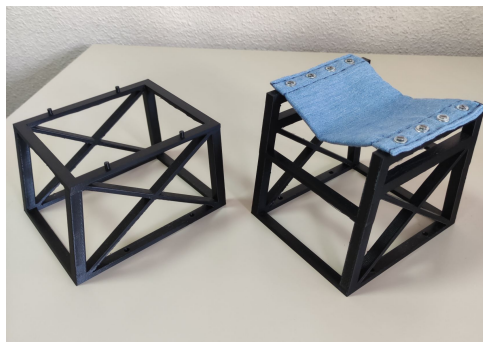


Figura 3.16: Base del soporte



(a)



(b)



(c)



(d)

Figura 3.17: Soportes laterales para el apoyo de los brazos (a) Soporte izquierdo desmontado (b) Soporte derecho desmontado (c) Soporte izquierdo montado (d) Soporte derecho montado

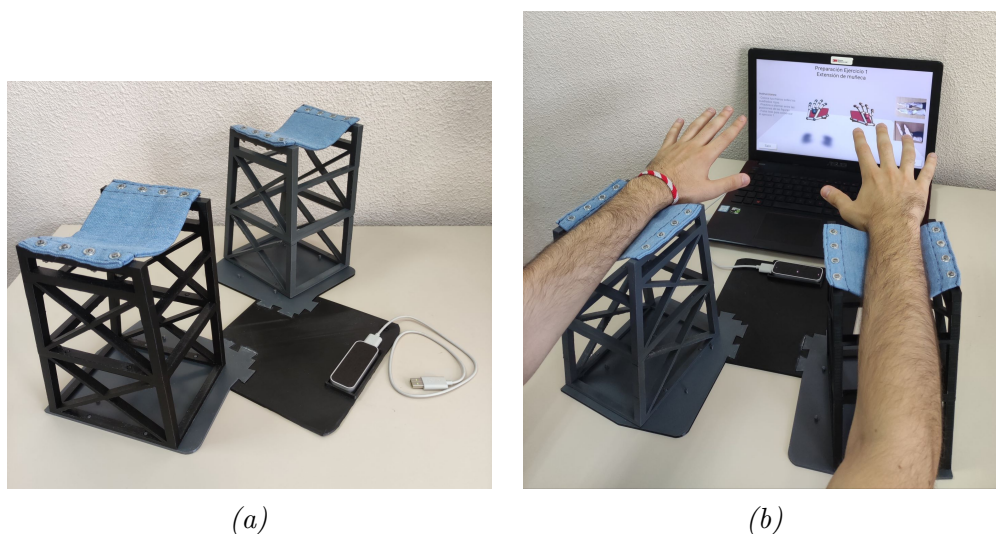


Figura 3.18: (a) Soporte montado (b) Ejemplo de uso del soporte

3.6. Recogida de datos

Una vez finalizado el diseño, montaje y validación del soporte, se comienza la toma de los datos. Se recogen tanto datos de sujetos control, como datos de pacientes.

Para llevar a cabo el estudio, siguiendo las normas de buena práctica clínica, se obtuvo la autorización del Comité de Ética e Investigación Médica del Hospital Universitario La Paz. Todos los participantes en el estudio otorgaron su consentimiento informado para participar, tanto los sujetos control como los pacientes.

El estudio comienza por una toma de datos de la persona, ya sea un sujeto control o un paciente. En esta se registra: nombre, código de estudio, fecha del estudio, edad, sexo, mano dominante, tabaquismo, consumición de bebidas alcohólicas, si padece hipertensión arterial, diabetes, dislipemia o fibrilación auricular y si sufre o ha sufrido alguna patología o evento que le provoque problemas de movilidad articular en las manos. Si es un paciente, se recogen de manera adicional: el NIHSS en el momento de la exploración y la lateralidad de la lesión.

Tras esto se procede a la realización del estudio, siguiendo el mismo procedimiento independientemente de si se trata de un sujeto control o un paciente. Cabe mencionar también que en ambos casos se establece una duración de los ejercicios de 5 segundos.

3.6.1. Sujetos control

En primer lugar, se realiza la toma de datos de sujetos control. Estos sujetos control deben ser personas sanas sin ningún déficit motor, ya que se utilizarán para determinar los valores de normalidad del sistema.

El estudio de los sujetos control se divide en dos fases: una primera fase previa a la creación del soporte y una segunda fase haciendo uso del soporte ya creado.

La primera fase, previa a la creación del soporte, se realiza para comprobar si

los sujetos control pueden hacer uso de la herramienta sin necesidad del soporte. Se confirma que no tienen dificultad para utilizarla pero, sin embargo, se comprueba que al tener los brazos en el aire sin ningún tipo de apoyo, la posición de estos oscila mucho durante la ejecución de los ejercicios. Se producen ligeras caídas o levantamientos involuntarios de los brazos que provocarán que aparezcan artefactos en los datos recogidos. Por este motivo, se decide deshechar los datos recogidos sin soporte y realizar la toma de datos control cuando el soporte diseñado esté terminado. La segunda fase, se realiza cuando el soporte está terminado. En ella se toman los datos de los sujetos control haciendo uso del soporte, lo que elimina las variaciones de posición de los brazos a lo largo de los ejercicios. En esta fase se recluta nuevamente a los sujetos que se estudió previamente sin el soporte.

El código de estudio de los sujetos control está formado por la letra c (de control) y un número de orden ascendente, empezando por c1 y continuando con c2, c3, etc. A los sujetos control que se estudió previamente sin el soporte se les asignó también los códigos de estudio siguiendo esta nomenclatura. Cuando se les repite el estudio haciendo uso del soporte, su código identificador es el asignado previamente añadiendo .2 al final, es decir, c1.2, c2.2, c3.2, etc.

3.6.2. Pacientes

Para la recogida de datos de pacientes se establece una serie de criterios de inclusión para poder ser considerado para el estudio. Estos criterios son: presentar un déficit motor leve o leve-moderado (se excluye a aquellos que tengan déficits mayores, ya que no cuentan con un control completo de sus manos y, en consecuencia, no son capaces de realizar correctamente los ejercicios) y no sufrir déficits cognitivos ni trastornos del lenguaje que les impidan comprender o colaborar con el estudio.

El código de estudio es similar al de los sujetos control. En este caso, se nombra con la letra p (de paciente) seguido de un número de orden ascendente, comenzando por p1 y seguido de p2, p3, etc.

3.6.2.1. Opinión de los pacientes

El sistema desarrollado en este TFG se crea con el objetivo principal de ser una herramienta de medición objetiva de patrones del movimiento de la mano. Sin embargo, de manera adicional, se crea también con la intención de que pueda ser utilizado como un entorno de rehabilitación virtual, en el que los pacientes de ictus puedan ejercitarse y estimular su recuperación. Tiene por tanto un enorme interés el conocer la opinión de los pacientes sobre el sistema, ya que cuanto más atractivo sea para ellos, mayor será su interés por utilizarlo, y en consecuencia, mayor será la cantidad de rehabilitación que realicen, pudiendo derivar en una mejora de su recuperación.

Por este motivo, a los pacientes estudiados en este TFG se les realiza al final del estudio una serie de preguntas para conocer su opinión personal acerca del sistema. Estas preguntas fueron:

- ¿Cree que actualmente realiza suficiente rehabilitación o le gustaría hacer más?
- ¿Qué le ha parecido este sistema de rehabilitación?
- ¿Le ha parecido cómodo el soporte?
- ¿Ha tenido dificultades a la hora de hacer los ejercicios?
- ¿Siente que la utilización de este sistema puede ser beneficiosa para su correcta rehabilitación?
- Si tuviera este sistema a su alcance, ¿lo utilizaría de manera habitual?

3.7. Procesado de los datos

Una vez terminada la toma de datos se procede a su posterior procesado. Con la ayuda de diversas representaciones gráficas de las variables registradas, se realiza un estudio de la naturaleza de los datos obtenidos.

3.7.1. Procesado del ejercicio 1

El análisis del ejercicio 1 se basa en el estudio de los vectores unitarios normales a las palmas de las manos. Estos vectores se encuentran divididos en sus componentes X, Y y Z, tomando valores de -1 a 1 en cada una de ellas. Debido a la colocación de los ejes del sistema de coordenadas del Leap Motion, la componente Z de estos vectores se hace 0 cuando las palmas se encuentran completamente horizontales, tiene valores positivos cuando las muñecas se encuentran flexionadas y tiene valores negativos cuando las muñecas se encuentran extendidas, por lo que el procesado de este ejercicio se restringe al estudio de la componente Z de estos vectores. En primer lugar, se realiza un análisis a lo largo del tiempo de estos vectores, en el que se calculan: los máximos y los mínimos locales y absolutos, el rango total (diferencia entre el máximo absoluto y el mínimo absoluto), el rango de extensión (el valor absoluto del mínimo absoluto) y el rango de flexión (si el vector no contiene ningún valor positivo este rango es igual a 0, sino es el máximo absoluto). A continuación, se realiza un análisis frecuencial en el que se calcula la transformada rápida de Fourier (FFT) de estos vectores, que al ser funciones reales dan lugar a FFT conjugadas simétricas. Por este motivo, se restringen a únicamente sus valores positivos y se obtienen las 3 frecuencias dominantes, las amplitudes de cada una de ellas (normalizadas) y la diferencia entre la amplitud de la primera y la segunda frecuencia dominante. En la Figura 3.19 se muestra la representación gráfica de los datos de uno de los archivos procesados de esta manera, tanto en el dominio del tiempo, como en el dominio de la frecuencia.

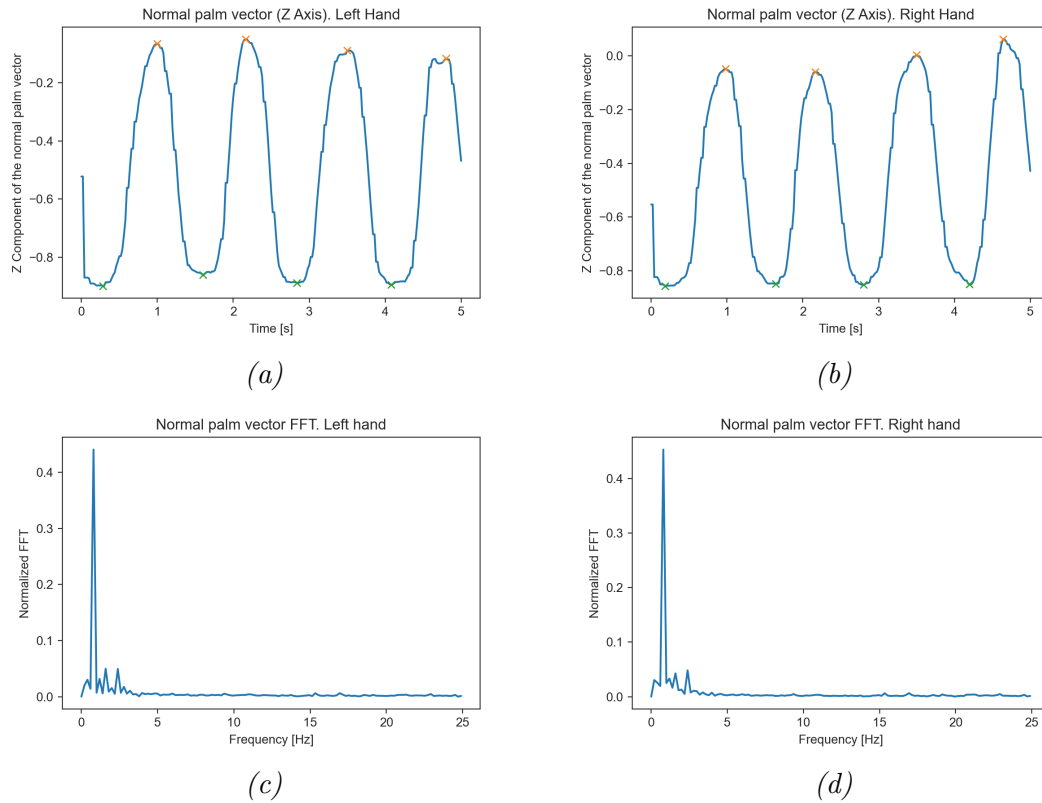


Figura 3.19: Representación gráfica de los datos analizados en el ejercicio 1. (a) Mano izquierda en el dominio del tiempo (b) Mano derecha en el dominio del tiempo (c) Mano izquierda en el dominio de la frecuencia (d) Mano derecha en el dominio de la frecuencia

3.7.2. Procesado del ejercicio 2

El análisis del ejercicio 2 se basa en el estudio de la posición de la punta de los dedos a lo largo del tiempo. Se realiza tanto un análisis bidimensional de la proyección de los puntos en el plano X-Z, como un análisis tridimensional. En el análisis bidimensional se calculan: el rango de movimiento del pulgar y del índice, el perímetro y el área de la envolvente convexa de los valores de las posiciones del corazón, del anular y del meñique. En el análisis tridimensional se calculan: la máxima y mínima distancia entre la posición de la punta de los dedos índice y pulgar (distancia de pinza), el rango de movimiento del pulgar y del índice y el volumen de la envolvente convexa de los valores de las posiciones del corazón, del anular y del meñique. En la Figura 3.20 se muestra la representación gráfica de los datos de uno de los archivos procesados de esta manera.

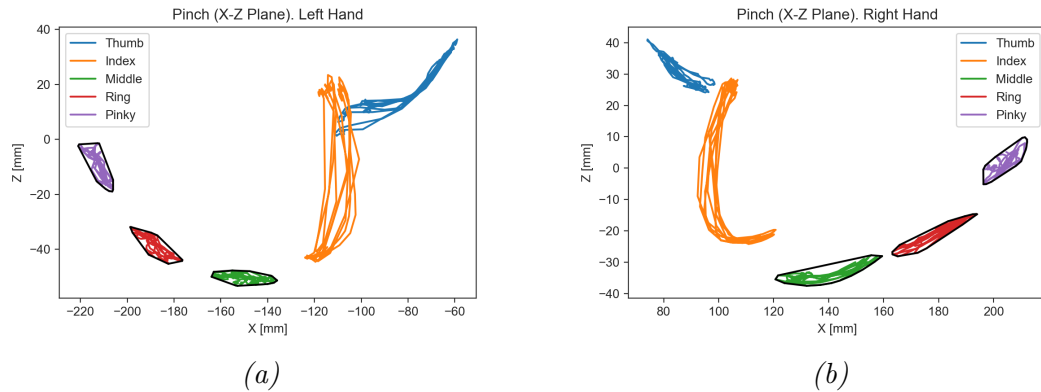


Figura 3.20: Representación gráfica de los datos analizados en el ejercicio 2. (a) Mano izquierda (b) Mano derecha

3.7.3. Procesado del ejercicio 3

El análisis del ejercicio 3 se basa en el estudio de la posición de la punta de los dedos a lo largo del tiempo. Se realiza únicamente un análisis bidimensional de la proyección de los puntos en el plano X-Z, ya que el movimiento de apertura y cierre de dedos es un movimiento en el plano horizontal, por lo que no es necesario un análisis tridimensional. En este análisis se calculan: los rangos de movimiento del pulgar, del índice, del corazón, del anular y del meñique. En la Figura 3.21 se muestra la representación gráfica de los datos de uno de los archivos procesados de esta manera.

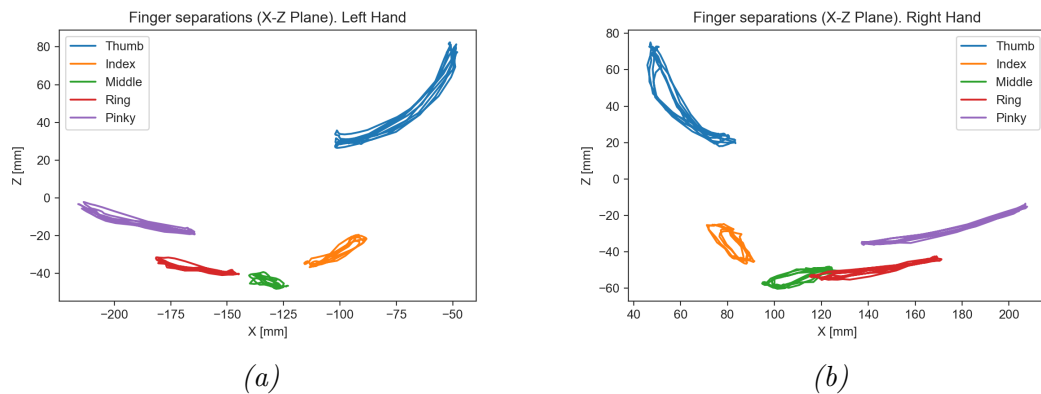


Figura 3.21: Representación gráfica de los datos analizados en el ejercicio 3. (a) Mano izquierda (b) Mano derecha

3.7.4. Procesado del ejercicio 4

El análisis del ejercicio 4 se basa en el estudio de la posición de la punta de los dedos a lo largo del tiempo. Se realiza tanto un análisis bidimensional de la proyección de los puntos en el plano X-Z, como un análisis tridimensional. En el análisis bidimensional se calculan: los valores máximos y mínimos absolutos del perímetro y del área de la envolvente convexa de los valores de posición de la punta de cada uno de los dedos en cada instante de tiempo (se crea la envolvente convexa de los valores de posición de los 5 dedos en cada instante de tiempo y se obtienen los valores máximos y mínimos de sus áreas y perímetros) y los rangos de movimiento del pulgar, del índice, del corazón, del anular y del meñique. En el análisis tridimensional se calculan: los valores máximos y mínimos absolutos del volumen de la envolvente convexa de los valores de posición de la punta de cada uno de los dedos en cada instante de tiempo (mismo razonamiento que en el análisis bidimensional) y los rangos de movimiento del pulgar, del índice, del corazón, del anular y del meñique. En la Figura 3.22 se muestra la representación gráfica de los datos de uno de los archivos procesados de esta manera.

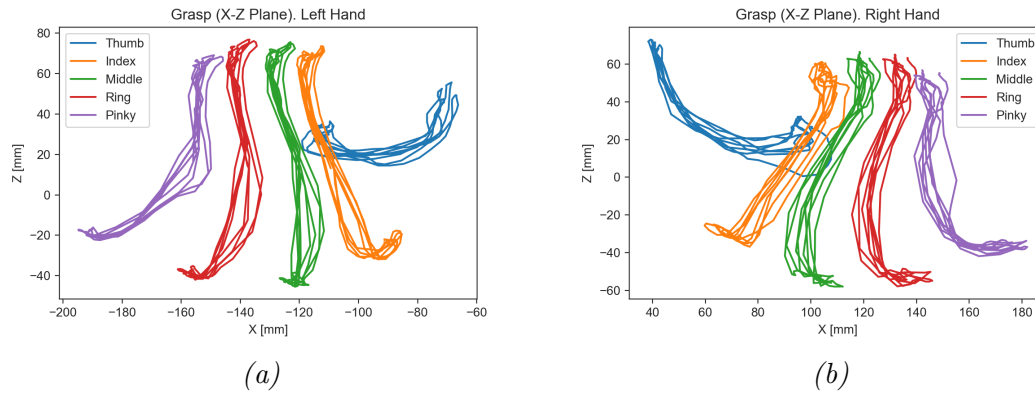


Figura 3.22: Representación gráfica de los datos analizados en el ejercicio 4. (a) Mano izquierda (b) Mano derecha

3.8. Obtención de valores de normalidad

Los valores de normalidad para cada ejercicio se obtienen haciendo un análisis estadístico de los archivos resultantes del procesado de los datos, empleando la librería de Python pandas. Para cada variable se calculan tanto la media como la desviación típica (SD). De manera adicional, se representan los datos procesados en diagramas de cajas usando la librería de Python Seaborn. Estas representaciones permiten visualizar la mediana, los rangos intercuartiles y los datos atípicos de las distintas variables.

Capítulo 4

Resultados

4.1. Resultado final de la aplicación

La aplicación desarrollada, Leap Motion Data Tracker, pasa por distintas versiones, desde su creación hasta la versión final, presentada en el apartado Pantallas y funcionamiento de Leap Motion Data Tracker, Capítulo 3.4. En la versión final se incluyen las siguientes características y funcionalidades:

- Se añade la posibilidad de configurar la duración de los ejercicios.
- Se añaden unos rectángulos rojos en las pantallas de preparación y ejecución de los ejercicios, que ayudan al usuario a saber dónde debe colocar las manos.
- Se crea el modo de ejecución solo, que posibilita la toma de datos en solitario, añadiendo en el menú la posibilidad de elegir entre los dos modos de ejecución de la aplicación.
- Se crean las pantallas de preparación previas a la ejecución de los ejercicios en el modo de ejecución normal, que permite practicar la ejecución de los ejercicios antes de su realización.
- Se crean las pantallas de confirmación de la correcta realización de los ejercicios, que permiten repetir la preparación y ejecución de los ejercicios en caso de que esta haya sido errónea.
- Se introducen modificaciones gráficas que mejoran la estabilidad de la aplicación.

De esta manera, la aplicación final cuenta con numerosas funcionalidades añadidas que mejoran la usabilidad, destacando la posibilidad de tomar datos en solitario mediante el modo solo, la posibilidad de descartar ejecuciones erróneas con las pantallas de confirmación y la posibilidad de practicar los ejercicios previo a su ejecución. El resultado final es una aplicación completamente funcional que posibilita la toma correcta de los datos.

4.2. Resultados de la recogida de datos

4.2.1. Características de la muestra estudiada

El estudio de sujetos control comienza con una primera fase sin el soporte, en la que se estudia a 21 sujetos, con edades entre los 25 y los 69 años, siendo un 33,3 % hombres y un 66,6 % mujeres. El 100 % de estos sujetos son diestros. Los datos de estos sujetos tomados sin soporte se descartan, según la explicación expuesta en el Capítulo 3.6. Tras esto, se continúa el estudio de sujetos control tomando datos haciendo uso del soporte. En esta segunda fase, se toman los datos de 41 sujetos, entre los 21 y los 89 años de edad, siendo un 34,15 % hombres y un 65,85 % mujeres. La mayoría de los sujetos estudiados son diestros, siendo 1 sujeto zurdo, 1 ambidiestro y 39 diestros. En general, los sujetos estudiados no presentan hipertensión arterial, diabetes, dislipemia ni fibrilación auricular, realizan un consumo nulo o moderado de alcohol y tabaco y presentan en algunos casos artritis (en sujetos de más avanzada edad). Cabe mencionar que, de los 41 sujetos control estudiados, hay uno que solo es capaz de realizar el ejercicio 1 (extensión de muñeca), debido a su avanzada edad y al cansancio físico que le produce el tener los brazos levantados durante un período de tiempo continuado. Es por esto por lo que, aunque se reclutan 41 sujetos control, solo se cuenta con los datos de 41 sujetos para el ejercicio 1, teniendo 40 para el resto de los ejercicios.

Por otro lado, el estudio de los pacientes se realiza directamente con el soporte. Debido a la limitación en el número de pacientes que cumplen los criterios de inclusión y a la limitación temporal de este TFG, solo se pueden recoger datos de 7 pacientes durante el periodo de ejecución de este trabajo. Estos 7 pacientes estudiados se encuentran entre los 46 y los 93 años de edad, siendo un 57,15 % hombres y un 42,85 % mujeres. De esos pacientes, 6 son diestros y 1 ambidiestro.

4.2.2. Resultados del proceso de recogida

El proceso de recogida de datos permite comprobar la utilidad del sistema y el soporte. En este, se obtienen en total 161 archivos csv del estudio de sujetos control y 28 archivos del estudio de pacientes. Todos estos archivos tienen la misma estructura. Contienen una primera fila que actúa de cabecera, indicando los nombres de las variables registradas, seguida de 251 filas, en las que se recogen los valores de las diferentes variables en cada uno de los 251 instantes temporales registrados. El tiempo va de 0 a 5 segundos (ambos incluidos) con incrementos de 0,02 segundos en cada muestra.

Sin embargo, cabe mencionar que durante la recogida de los datos se encuentran algunos problemas:

- En el ejercicio 1 (extensión de muñeca), se comprueba que el Leap Motion tiene dificultad para detectar correctamente los movimientos efectuados si se realiza

con los dedos juntos. Como la posición de los dedos no es relevante de cara al procesado de este ejercicio, se indica a los sujetos que realicen la ejecución con los dedos ligeramente separados en lugar de con los dedos juntos, lo que soluciona este problema.

- En el ejercicio 2 (pinza índice pulgar), se comprueba que el Leap Motion tiene dificultad para detectar correctamente los movimientos efectuados si se realiza con las manos completamente horizontales. Se indica entonces a los sujetos que para la correcta detección del ejercicio realicen una ligera supinación de los brazos, lo que soluciona este problema.

4.3. Opinión de los pacientes

La breve encuesta realizada para conocer la opinión de los pacientes arroja muy buenos resultados y muestra una enorme aceptación del sistema.

Por un lado, gran parte de ellos afirma que les gustaría tener la oportunidad de realizar más rehabilitación, ya que sienten que no están realizando toda la que podrían. Todos los pacientes coinciden en que les gusta el sistema. Destacan que es muy cómodo de utilizar y que les resulta muy atractiva la realimentación visual aportada, pero sobre todo destacan que la idea de poder realizar la rehabilitación de manera independiente les agrada enormemente. De igual manera, afirman que el soporte es muy cómodo y que les ayuda a poder realizar los ejercicios correctamente y sin molestias. Por otro lado, también destacan que les gustan los ejercicios elegidos, ya que sienten que les ejercitan y no les causan molestias. Finalmente, la totalidad de los pacientes coincide en que la utilización de este sistema puede ser beneficiosa para su correcta rehabilitación y que, por lo tanto, si este sistema estuviera a su disposición, harían uso de él habitualmente.

Además, cabe destacar también que un paciente afirma incluso que el sistema le gusta más que los tratamientos de rehabilitación que está recibiendo actualmente, ya que, a su parecer, el poder realizar la rehabilitación de manera independiente es un gran añadido y el soporte le confiere una gran comodidad a la hora de realizarla.

En conclusión, esta encuesta permite comprobar que existe una aceptación del sistema por parte de los pacientes, dejando claro que les gustaría que este proyecto siguiera adelante y pudieran llegar a utilizarlo.

4.4. Resultados del procesado de los datos

En este TFG, únicamente se analizan los datos obtenidos de los sujetos control. Esto es debido a que el número de datos de pacientes recogido (7) todavía no es estadísticamente relevante, por lo que se pospone su análisis hasta tener un mayor espacio muestral. Actualmente, se está llevando a cabo un estudio clínico exhaustivo en el HULP, en el que se está realizando la toma de datos de numerosos pacientes, de tal manera que en la futura continuación de este proyecto tras la finalización de

este TFG, se realizará el análisis de estos mediante una comparación con los valores de normalidad aquí expuestos.

El procesado de los sujetos control se completa de manera correcta, dando lugar a 4 archivos csv, uno para cada ejercicio. Los 4 archivos tienen la misma estructura. Contienen una fila que actúa de cabecera indicando los nombres de las variables registradas en ese archivo, seguida de N filas, una por cada sujeto, que contienen los valores de cada una de las variables.

Cabe mencionar también que, aunque el estudio se categoriza en mano derecha y mano izquierda, debido a que de las 41 personas estudiadas solo 1 persona es zurda, se puede considerar que los valores estadísticos obtenidos para la mano derecha e izquierda son prácticamente iguales a los que se habrían obtenido para la mano dominante y no dominante respectivamente, en caso de haber categorizado así las manos.

4.4.1. Valores de normalidad

Los valores de normalidad del sistema se obtienen a partir de los datos obtenidos de los sujetos control. Permiten conocer el comportamiento del sistema ante sujetos sin ningún déficit motor. Se componen de medidas estadísticas de las distintas variables, en concreto, la media y la desviación típica, acompañadas de diagramas de caja que permiten conocer mejor la distribución de los datos.

4.4.1.1. Valores de normalidad del ejercicio 1

Las variables del ejercicio 1 se calculan a partir de operaciones sobre los vectores unitarios normales a las palmas de las manos, que son adimensionales. Las variables del estudio en el dominio del tiempo, es decir, los valores correspondientes a máximos, mínimos y rangos, son también adimensionales, debido a que provienen de operaciones con esos vectores unitarios adimensionales. Por otro lado, las variables del dominio de la frecuencia se obtienen realizando la FFT a esos vectores normales a las palmas. Las variables obtenidas correspondientes a frecuencias son medidas en Hz y las de amplitud en valores de amplitud normalizados.

Mano izquierda			Mano derecha		
Variable	Media	SD	Variable	Media	SD
leftMax1	0,0681	0,1138	rightMax1	0,0270	0,1142
leftMax2	0,0817	0,1297	rightMax2	0,0361	0,1149
leftAbsMax	0,1294	0,1304	rightAbsMax	0,0853	0,1139
leftMin1	-0,8596	0,0649	rightMin1	-0,8091	0,0760
leftMin2	-0,8568	0,0688	rightMin2	-0,8082	0,0839
leftAbsMin	-0,8710	0,0662	rightAbsMin	-0,8277	0,0729
leftRange	1,0003	0,1439	rightRange	0,9130	0,1490
leftRangePos	0,8710	0,0662	rightRangePos	0,8277	0,0729
leftRangeNeg	0,1381	0,1169	rightRangeNeg	0,0964	0,1007
leftFFTAmp1	0,4226	0,1131	rightFFTAmp1	0,3691	0,1230
leftFFTAmp2	0,1065	0,1045	rightFFTAmp2	0,1056	0,1096
leftDiffAmp	0,3161	0,1961	rightDiffAmp	0,2635	0,2095
leftFFTFreq1	0,5296	0,1451	rightFFTFreq1	0,5199	0,1535
leftFFTFreq2	1,2973	0,3396	rightFFTFreq2	1,2098	0,3737

Tabla 4.1: Valores de normalidad de las variables del ejercicio 1

Respecto a las variables calculadas en el ejercicio 1, en primer lugar se puede comprobar tanto en la Tabla 4.1 como en la Figura 4.1, que los valores obtenidos para la mano derecha e izquierda son estadísticamente muy similares. Existen ligeras diferencias, teniendo los máximos derechos menores valores medios que los izquierdos y los mínimos derechos mayores valores que los izquierdos, derivando esto en que los rangos de la mano derecha sean inferiores. De manera adicional, cabe destacar que las variables derivadas de las amplitudes de la FFT son las que contienen un mayor número de valores atípicos. En general, en las FFT de los sujetos, el primer pico relevante suele coincidir con el pico de máxima amplitud, seguido de picos de menor amplitud. Sin embargo, hay algunos sujetos cuya FFT tiene una forma distinta. Cuentan con un primer pico relevante de poca amplitud, seguido del pico de máxima amplitud. En estos sujetos, el primer pico detectado de baja amplitud da lugar a valores anormalmente bajos de las variables leftFFTAmp1 y rightFFTAmp1. Por este mismo razonamiento, su segundo pico detectado es el de máxima amplitud y da lugar a valores anormalmente altos de leftFFTAmp2 y rightFFTAmp2. Esto finalmente deriva en que la diferencia entre ambos, que normalmente es positiva, sea negativa, lo que se refleja en los valores de leftDiffAmp y rightDiffAmp. Esto se puede solucionar estableciendo que el procesamiento se realice en valor absoluto, reduciendo los valores atípicos y la desviación típica de esta variable, aumentando probablemente la utilidad de la información aportada por esta. En general, se espera que los valores de los rangos sean los que más información útil aporten, permitiendo estudiar los rangos de movimiento de las muñecas.

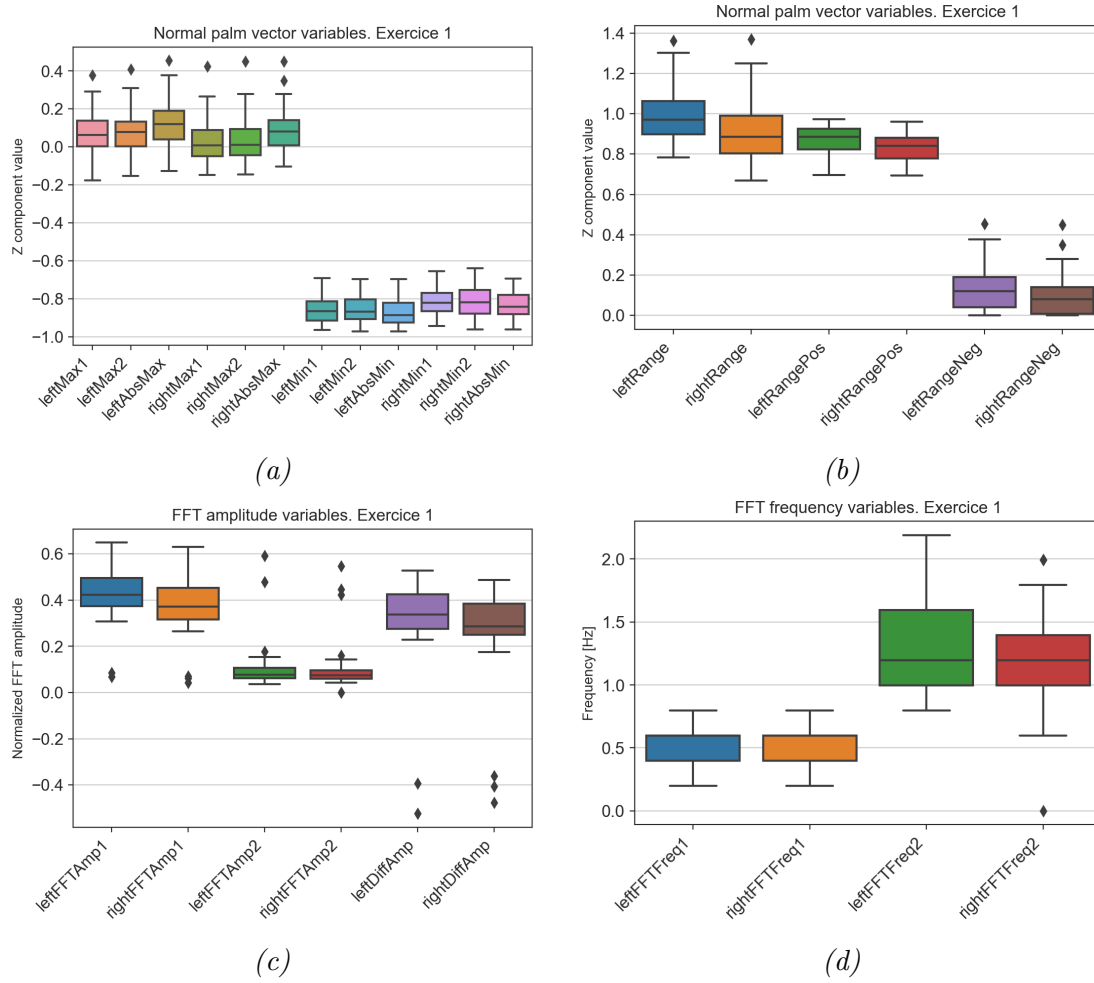


Figura 4.1: Diagramas de caja del ejercicio 1. (a) Variables del vector normal a la palma(1) (b) Variables del vector normal a la palma(2) (c) Variables de amplitud de la FFT (d) Variables de frecuencia de la FFT

4.4.1.2. Valores de normalidad del ejercicio 2

Las variables del ejercicio 2 se calculan a partir de los valores de posición de las puntas de los dedos a lo largo del tiempo. Estas posiciones se miden en mm, por lo que todas las variables correspondientes a distancias, rangos y perímetros se miden en mm. Siguiendo este mismo razonamiento, las variables que hacen referencia a áreas se miden en mm^2 y las que hacen referencia a volúmenes, en mm^3 .

Mano izquierda			Mano derecha		
Variable	Media	SD	Variable	Media	SD
leftPinchDistMax	111,0976	18,6329	rightPinchDistMax	110,7230	19,9370
leftPinchDistMin	11,4179	7,8834	rightPinchDistMin	11,4046	6,6407
leftThumbRange	50,2797	21,8648	rightThumbRange	47,4884	19,2742
leftThumbRange3D	56,7051	20,8191	rightThumbRange3D	52,0108	20,1587
leftIndexRange	64,1368	16,1282	rightIndexRange	59,9735	13,9484
leftIndexRange3D	97,8698	20,6036	rightIndexRange3D	91,4681	18,0239
leftMiddlePerim	100,9259	48,1764	rightMiddlePerim	97,7022	39,4105
leftMiddleArea	483,8803	493,2188	rightMiddleArea	412,4213	354,5404
leftMiddleVolume	8114,7306	11465,5249	rightMiddleVolume	5526,5066	6645,9690
leftRingPerim	87,0741	43,5544	rightRingPerim	79,5779	32,6718
leftRingArea	335,3955	296,5705	rightRingArea	256,5082	194,6412
leftRingVolume	4554,9481	5480,7078	rightRingVolume	2971,2965	3082,4301
leftPinkyPerim	76,5953	38,7001	rightPinkyPerim	70,3856	28,1981
leftPinkyArea	296,8221	322,6801	rightPinkyArea	240,6804	199,1948
leftPinkyVolume	3569,7796	4823,4565	rightPinkyVolume	2514,9788	2660,2189

Tabla 4.2: Valores de normalidad de las variables del ejercicio 2

Respecto a las variables calculadas en el ejercicio 2, en primer lugar se puede comprobar tanto en la Tabla 4.2 como en la Figura 4.2, que los valores obtenidos para la mano derecha e izquierda son estadísticamente muy similares. Existen ligeras diferencias, que varían para cada variable, pero en general los valores obtenidos para la mano derecha son inferiores a los obtenidos en la mano izquierda. Por otro lado, las variables de rangos de movimiento cabe mencionar que son menores en los valores 2D que en los valores 3D, lo cual tiene sentido, ya que el movimiento de pinza se sale del plano horizontal, por lo que puede ser que el estudio del rango en 3D sea más correcto. Sin embargo, cabe mencionar también que los valores de rangos 3D tienen desviaciones típicas generalmente superiores a los 2D. Por otro lado, los valores de perímetros tienen desviaciones típicas bastante superiores a los rangos, existiendo una dispersión superior de los datos. Por último, los valores de áreas y volúmenes tienen valores de desviación demasiado grandes, por lo que se espera que estas variables aporten menos información que las demás. En general, se espera que los valores de los rangos sean los que más información útil aporten, permitiendo estudiar la movilidad de los dedos. Se piensa también que los valores 3D serán más útiles que los 2D, al recoger mejor los movimientos del ejercicio, pero esto queda por demostrar en futuras continuaciones de este trabajo.

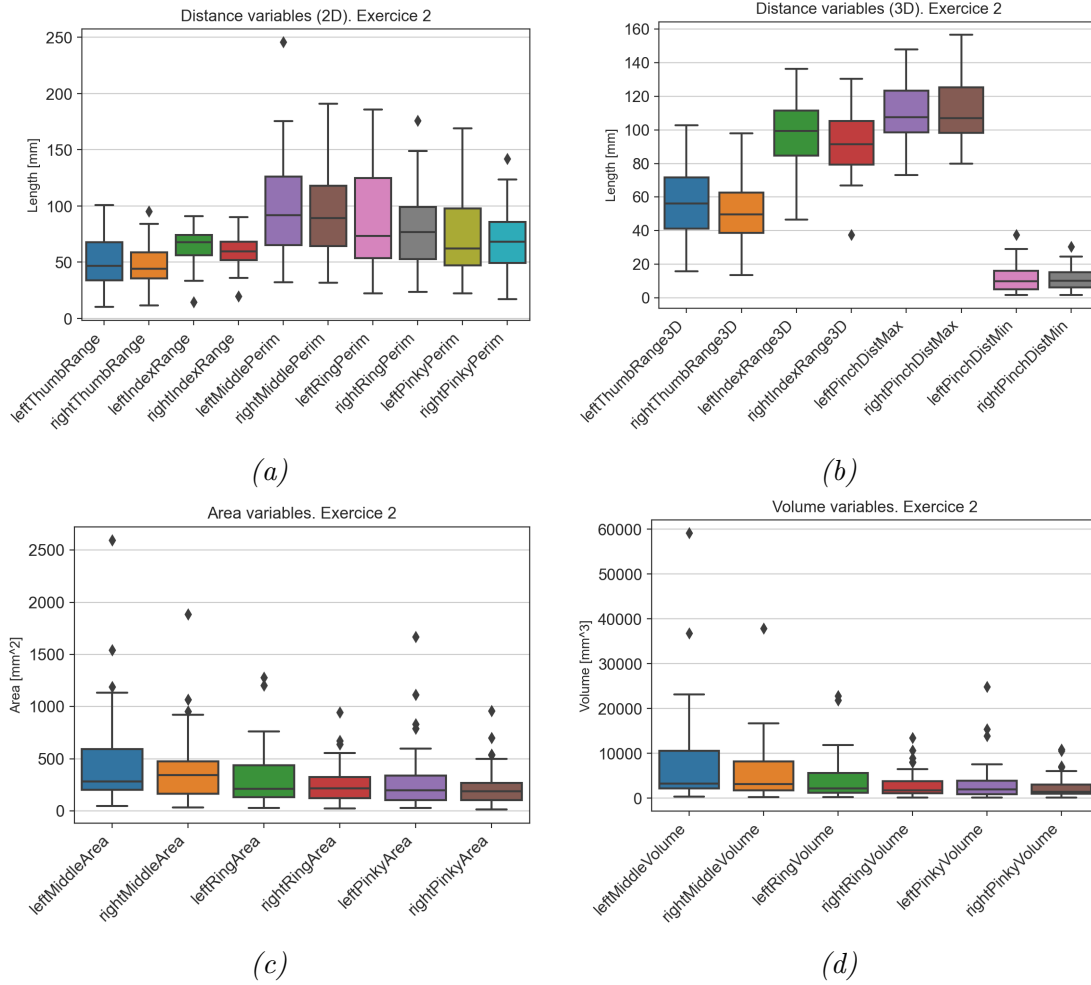


Figura 4.2: Diagramas de caja del ejercicio 2. (a) Variables de distancia(2D) (b) Variables de distancia(3D) (c) Variables de área (d) Variables de volumen

4.4.1.3. Valores de normalidad del ejercicio 3

Las variables del ejercicio 3 se calculan a partir de los valores de posición de las puntas de los dedos a lo largo del tiempo. Estas posiciones se miden en mm, por lo que todos los rangos medidos en este ejercicio se miden en mm.

Mano izquierda			Mano derecha		
Variable	Media	SD	Variable	Media	SD
leftThumbRange	62,2164	16,5220	rightThumbRange	60,1374	15,5957
leftIndexRange	45,6423	17,2957	rightIndexRange	41,5965	18,4264
leftMiddleRange	63,9048	23,3216	rightMiddleRange	57,9589	25,6282
leftRingRange	80,4715	22,2417	rightRingRange	75,9240	26,4206
leftPinkyRange	88,2759	19,0850	rightPinkyRange	85,2483	27,0348

Tabla 4.3: Valores de normalidad de las variables del ejercicio 3

Respecto a las variables calculadas en el ejercicio 3, en primer lugar se puede comprobar tanto en la Tabla 4.3 como en la Figura 4.3, que los valores obtenidos para la mano derecha e izquierda son estadísticamente muy similares. Existen ligeras diferencias, siendo en general los valores de la mano derecha inferiores a los de la mano izquierda. También cabe mencionar, que las variables de la mano derecha tienen un mayor número de valores atípicos que las de la mano izquierda. Los rangos obtenidos en este ejercicio se espera que aporten información útil acerca de la movilidad de los dedos.

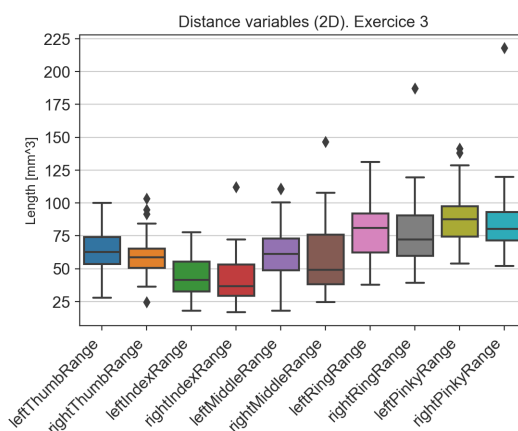


Figura 4.3: Diagramas de caja del ejercicio 3.

4.4.1.4. Valores de normalidad del ejercicio 4

Las variables del ejercicio 4 se calculan a partir de los valores de posición de las puntas de los dedos a lo largo del tiempo. Estas posiciones se miden en mm, por lo que las variables correspondientes a distancias, rangos y perímetros se miden en mm. Siguiendo este mismo razonamiento, las variables que hacen referencia a áreas se miden en mm^2 y las que hacen referencia a volúmenes, en mm^3 .

Mano izquierda			Mano derecha		
Variable	Media	SD	Variable	Media	SD
leftPerimMax	385,7406	45,1383	rightPerimMax	386,0923	38,5176
leftPerimMin	109,8234	20,3168	rightPerimMin	104,3191	30,6629
leftAreaMax	6627,7432	1491,0947	rightAreaMax	6698,1545	1314,6413
leftAreaMin	137,5379	77,4879	rightAreaMin	116,3428	62,4194
leftVolumeMax	25484,1266	9465,8442	rightVolumeMax	23413,7876	7287,6133
leftVolumeMin	145,6791	92,1865	rightVolumeMin	116,6089	105,6934
leftThumbRange	77,5942	16,3692	rightThumbRange	80,0767	17,0632
leftThumbRange3D	81,3277	15,8621	rightThumbRange3D	90,2696	42,9960
leftIndexRange	95,7634	11,1518	rightIndexRange	94,4089	14,8971
leftIndexRange3D	110,1548	14,6236	rightIndexRange3D	114,3092	44,0179
leftMiddleRange	113,9763	10,7522	rightMiddleRange	115,0403	14,8127
leftMiddleRange3D	128,1553	13,9449	rightMiddleRange3D	134,4711	44,4891
leftRingRange	111,5172	10,3830	rightRingRange	114,5988	20,5874
leftRingRange3D	124,1547	12,7217	rightRingRange3D	130,4517	47,3622
leftPinkyRange	93,0474	9,4351	rightPinkyRange	97,8469	29,2930
leftPinkyRange3D	99,9877	10,6700	rightPinkyRange3D	107,7269	52,2296

Tabla 4.4: Valores de normalidad de las variables del ejercicio 4

Respecto a las variables calculadas en el ejercicio 4, en primer lugar se puede comprobar tanto en la Tabla 4.4 como en la Figura 4.4, que los valores obtenidos para la mano derecha e izquierda son estadísticamente muy similares. Existen ligeras diferencias, que varían para cada variable, pero en general los valores obtenidos para la mano izquierda son inferiores a los obtenidos en la mano derecha (al contrario que en los otros 3 ejercicios). Por otro lado, las variables de rangos de movimiento son menores en los valores 2D que en los valores 3D, lo cual tiene sentido ya que, al igual que en el ejercicio 2, los movimientos realizados se salen del plano horizontal, por lo que el estudio del rango en 3D parece más correcto. Cabe mencionar también que, al igual que en ejercicio 2, los valores de rangos 3D tienen en general desviaciones típicas superiores a los 2D. Los valores de perímetros tienen desviaciones típicas no tan elevadas como en otros ejercicios, teniendo por tanto una menor dispersión y una mayor utilidad estadística. Sin embargo, los valores de áreas y volúmenes, al igual que el resto de ejercicios, tienen valores de desviación demasiado elevados, por lo que se espera que estas variables aporten información de menor utilidad que las demás. Cabe mencionar también que las variables de la mano derecha cuentan con un mayor número de valores atípicos que los de la mano izquierda. En general, se espera que los valores de los rangos sean los que más información útil aporten, permitiendo estudiar la movilidad de los dedos. Se piensa también que los valores 3D serán más útiles que los 2D, al recoger mejor los movimientos del ejercicio, pero esto queda por demostrar en futuras continuaciones de este trabajo.

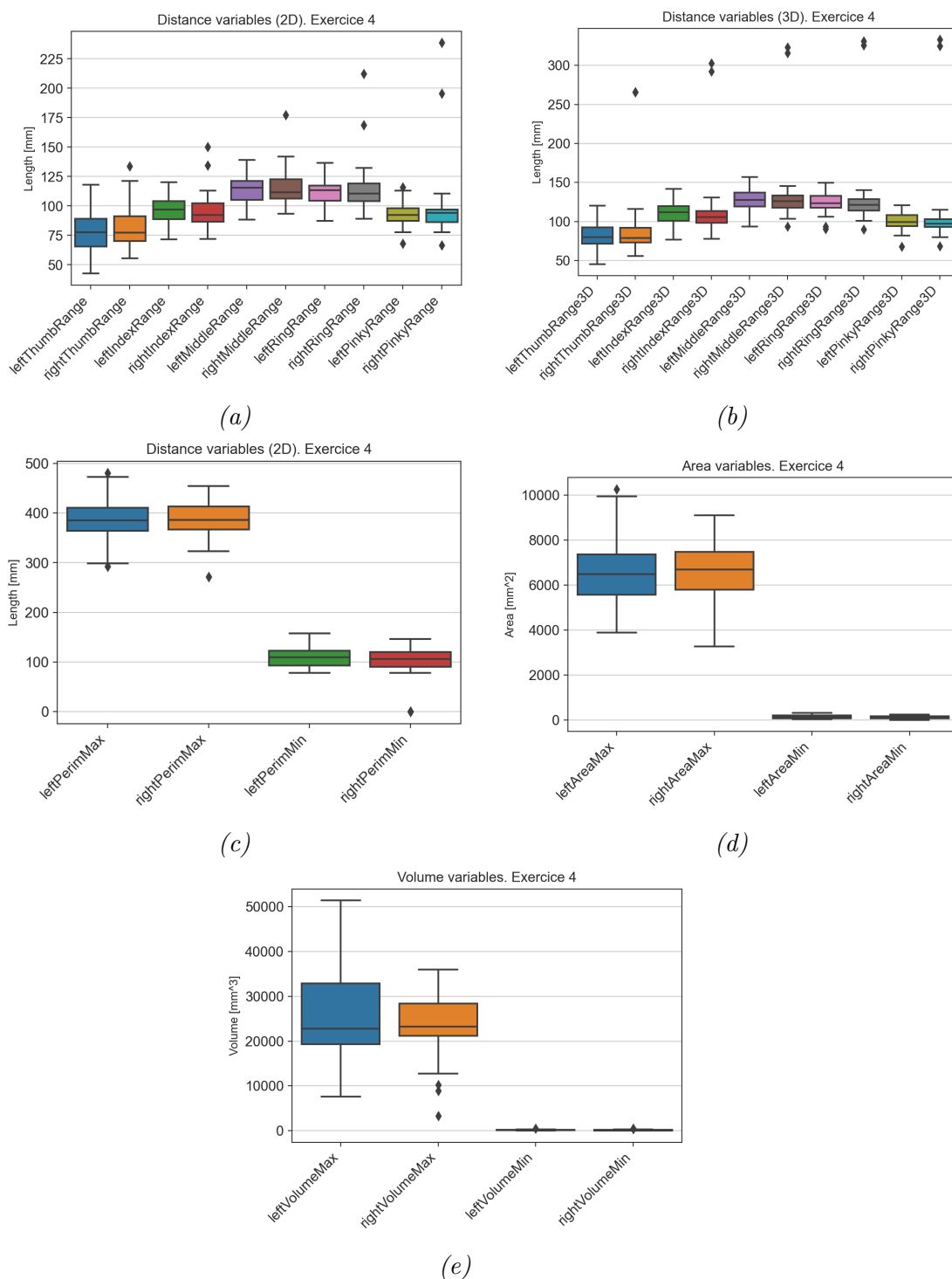


Figura 4.4: Diagramas de caja del ejercicio 4. (a) Variables de distancia(2D) (b) Variables de distancia(3D) (c) Variables de distancia (perímetros) (d) Variables de área (e) Variables de volumen

4.5. Discusión de resultados

Los resultados obtenidos se dividen en dos bloques diferenciados: el bloque del desarrollo técnico y el bloque del análisis de los datos obtenidos.

Por un lado, los resultados del desarrollo técnico del proyecto, compuestos por la aplicación final desarrollada, Leap Motion Data Tracker, el soporte diseñado y los programas creados para el procesamiento de los datos, arrojan unos resultados muy prometedores. La aplicación, se ha probado tanto en un entorno hospitalario como fuera de él, y ha demostrado que cubre las necesidades impuestas para su correcto funcionamiento, recogiendo de manera correcta los datos y siendo cómoda de utilizar tanto para los sujetos estudiados como para los exploradores que la utilizan. De igual manera, el soporte ha mejorado la usabilidad de la aplicación, permitiendo a los pacientes usarla sin molestias, además de conseguir que el proceso de toma de datos sea más uniforme. Por último, los programas creados para el procesamiento de los datos han funcionado correctamente y han permitido realizar el posterior análisis.

Por otro lado, en cuanto al análisis de los datos, se han obtenido correctamente los valores de normalidad para cada ejercicio, lo que completa el primer paso para probar la viabilidad clínica del sistema. Adicionalmente, con la obtención de estos valores de normalidad, se puede observar la distribución de los datos y estimar así qué variables se espera que aporten una mayor información sobre el estado del sujeto. Se comprueban entonces las tablas obtenidas y los diagramas de caja representados, y se valora que las variables correspondientes a rangos se espera que sean las que aporten una información de mayor utilidad. Estos rangos, de variaciones del vector normal en el ejercicio 1 y de variaciones de posición en el resto de ejercicios, tienen valores medios que se encuentran dentro de los órdenes de magnitud esperados, además de contar con desviaciones típicas más reducidas que el resto de las variables. Por este motivo, se espera que al compararlos en un futuro con datos de pacientes, se puedan observar diferencias entre ambos grupos de datos, derivadas de la patología sufrida por los pacientes. Por otro lado, las variables correspondientes a áreas, volúmenes y perímetros, cuentan con desviaciones típicas que parecen demasiado elevadas como para que estas variables aporten información de utilidad clínica al estudio. En definitiva, se espera que todos los ejercicios aporten información útil para la valoración de los déficits motores de los pacientes, aunque esto debe comprobarse en estudios posteriores que continúen este trabajo.

Capítulo 5

Conclusiones y líneas futuras

5.1. Conclusiones

Del desarrollo de este TFG se pueden obtener las siguientes conclusiones finales:

1. Mediante el desarrollo y validación de la aplicación Leap Motion Data Tracker, se ha conseguido cumplir los 5 primeros objetivos planteados en el TFG, desarrollando un entorno de realidad virtual en Unity que permite realizar la batería de ejercicios elegida, mientras el Leap Motion, enlazado a la aplicación, registra en tiempo real las variables cinemáticas definidas para los ejercicios.
2. El diseño y montaje de un soporte ha permitido mejorar la usabilidad de la herramienta en pacientes con ictus. También ha permitido estandarizar la posición relativa de las manos respecto al Leap Motion, reduciendo la variabilidad de los datos recogidos por la aplicación.
3. Los programas creados para el procesado de los datos, permiten obtener correctamente una serie de variables caracterizables para cada uno de los ejercicios a partir de los datos registrados, posibilitando así la realización del análisis posterior.
4. El estudio en sujetos sanos ha concluido con la obtención de los valores de normalidad de los distintos ejercicios que componen el sistema. Además, ha permitido tener una primera aproximación a las variables procesadas, posibilitando realizar una estimación de cuáles de ellas se cree aportarán una información de mayor utilidad de cara a la aplicación clínica de este sistema.
5. El estudio en pacientes ha servido para validar que el sistema puede ser utilizado correctamente por personas con déficits motores leves, además de para comprobar que existe una gran aceptación del sistema por parte de los pacientes.
6. Debido a limitación del número de pacientes que cumplen los criterios de inclusión y a la limitación temporal de este TFG, el número de pacientes estudiados es pequeño. Al no tener todavía una cantidad estadísticamente relevante de muestras, no se han analizado aún las diferencias de esos datos respecto a los datos de normalidad obtenidos del grupo control, y se ha

pospuesto este análisis hasta aumentar el espacio muestral de pacientes en la futura continuación de este proyecto.

En definitiva, el desarrollo de este TFG cumple con éxito la mayoría de los objetivos planteados, dando lugar a un sistema que se espera llegue a tener utilidad real, tanto para el personal sanitario como para los pacientes. Sin embargo, cabe mencionar que la continuación del estudio de pacientes y su posterior análisis es imprescindible para confirmar los buenos resultados expuestos en este TFG.

5.2. Líneas futuras

Esta prometedora línea de investigación de herramientas objetivas de cuantificación del déficit basada en la captura y análisis del movimiento, debe continuar con la recogida de un mayor número de datos de sujetos control y de pacientes, con el fin de poder aplicar las tecnologías de inteligencia artificial para la creación de algoritmos capaces de identificar los déficits, graduarlos y establecer una estimación del pronóstico.

Referencias

References

- [1] E. Díez Tejedor y B. Fuentes. *Guía para el diagnóstico y tratamiento del ictus*. Prous Science, 1 edition, 2006.
- [2] Ultraleap. Leap motion controller. <https://www.ultraleap.com/product/leap-motion-controller/>.
- [3] Leap Motion. Leap motion paint. <https://gallery.leapmotion.com/paint/>.
- [4] Ultraleap. Leap motion api overview. https://developer-archive.leapmotion.com/documentation/csharp/devguide/Leap_Overview.html.
- [5] Sánchez-Chávez JJ. El área de penumbra. *Rev Neurol*, 28(8):810–816, 1999.
- [6] E. Martínez-Vila A. Gómez Ibáñez, P. Irimia. Urgencias neurológicas y guardias de neurología. *Anales Sis San Navarra*, 31(1):7–13, 2008.
- [7] Antonio J. Ruibal León et al. Tratamiento de la enfermedad cerebrovascular en su fase aguda. *Rev cubana med*, 42(2):124–127, 2003.
- [8] Víctor Cruz-Guisado et al. Medición de resultados en el daño cerebral adquirido en una unidad de neurorrehabilitación. estudio a largo plazo. *Rev Neurol*, 64:257—263, 2017.
- [9] Díaz-Guzmán J et al. Incidence of strokes in spain: the iberictus study. data from the pilot study. *Rev Neurol*, 48(2):61–65, 2009.
- [10] Juan Enrique Bender del Busto. Las enfermedades cerebrovasculares como problema de salud. *Revista Cubana de Neurología y Neurocirugía*, 9(2):335–342, 2019.
- [11] Feigin VL et al. Stroke epidemiology: a review of population-based studies of incidence, prevalence, and case-fatality in the late 20th century. *Lancet Neurol*, 2(1):43–53, 2003.
- [12] Quirón Salud. El ictus se sitúa ya como la primera causa de muerte en mujeres y la segunda en hombres. <https://www.quironsalud.es/es/comunicacion/notas-prensa/ictus-situa-primera-causa-muerte-mujeres-segunda-hombres-5f884>.

- [13] Rothwell PM Luengo-Fernandez R, Gray AM. Costs of stroke using patient-level data: a critical review of the literature. *Stroke*, 40(2):18–23, 2009.
- [14] Organización Mundial de la Salud. Las 10 principales causas de defunción en 2019. <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/the-top-10-causes-of-death>.
- [15] P. Martínez-Sánchez y B. Fuentes G. Ruiz-Ares. Enfermedades cerebrovasculares. *Medicine - Programa de Formación Médica Continuada Acreditado*, 11(71):4221–4229, 2015.
- [16] Xavier Ustrell-Roig y Joaquín Serena-Leal. Ictus. diagnóstico y tratamiento de las enfermedades cerebrovasculares. *Revista Española de Cardiología*, 60(7):753–769, 2007.
- [17] M. Rodríguez-Yáñez et al. Guías de actuación clínica en la hemorragia intracerebral. *Neurología*, 28(4):236–249, 2013.
- [18] Federación Española del Ictus. Código Ictus. <https://ictusfederacion.es/infoictus/codigo-ictus/>. [Online; visitado el 3/05/21].
- [19] Guyton y Hall. *Tratado de fisiología médica*. Elsevier, 13 edition, 2016.
- [20] SAMIUC. Escala de ictus del nih. <https://www.samiuc.es/escala-ictus-del-nih/>.
- [21] Pedro Luis Rodríguez García. Examen clínico del paciente con ictus. *Revista cubana de neurología y neurocirugía*, 1(1):74–89, 2011.
- [22] Astrup J et al. Cortical evoked potential and extracellular k⁺, and h⁺ at critical levels of brain ischemia. *Stroke*, 8(1):51–57, 1977.
- [23] M. Alonso de Leciñana et al. Tratamiento endovascular en el ictus isquémico agudo. plan de atención al ictus en la comunidad de madrid. *Neurología*, 28(7):425–434, 2013.
- [24] Federación Española del Ictus. Los aspectos de la rehabilitación. <https://ictusfederacion.es/infoictus/rehabilitacion/>.
- [25] Physiopedia. Fugl-meyer assessment of motor recovery after stroke. https://www.physio-pedia.com/Fugl-Meyer_Assessment_of_Motor_Recovery_after_Stroke.
- [26] Physiopedia. Action research arm test (arat). [https://www.physio-pedia.com/Action_Research_Arm_Test_\(ARAT\)](https://www.physio-pedia.com/Action_Research_Arm_Test_(ARAT)).
- [27] Jordi Altés. Papel de las tecnologías de la información y la comunicación en la medicina actual. *Seminarios de la Fundación Española de Reumatología*, 14(2):31–35, 2013.
- [28] Kinarm. Kinarm. <https://kinarm.com/>.

- [29] MachineMedicine. Kelvin. <https://machinemedicine.com/>.
- [30] GETM. Unified parkinson's disease rating scale (updrs). <https://getm.sen.es/profesionales/escalas-de-valoracion/26-getm/escalas-de-valoracion/88-unified-parkinson-s-disease-rating-scale-updrs>.
- [31] Morales et al. Evaluación en un paciente con ictus en fase crónica de un sistema autoadaptativo de neurorehabilitación robótica. *Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial RIAI*, 12(1):92—98, 2015.
- [32] Badesa et al. Auto-adaptive robot-aided therapy using machine learning techniques. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 116(2):123—130, 2014.
- [33] Unity Software Inc. Unity. <https://unity.com/es>.
- [34] Python Software Foundation. Python. <https://www.python.org>.
- [35] Wikipedia. El zen de python. https://es.wikipedia.org/wiki/Zen_de_Python.

Apéndice A

Aspectos éticos, económicos, sociales y ambientales

Las enfermedades cerebrovasculares (ECV) o ictus son patologías con una elevada prevalencia e incidencia en la sociedad. A nivel mundial, se considera que la incidencia promedio se encuentra en 200 casos por cada 100.000 habitantes al año, aumentando considerablemente en edades más avanzadas. Además, se estima que, debido al envejecimiento de la sociedad que se producirá desde ahora hasta el año 2050, la incidencia y prevalencia de estas enfermedades aumentarán entorno a un 30 %. Por este motivo, este TFG busca crear una herramienta que permita ayudar a los neurólogos a realizar una correcta valoración de estas patologías.

En este apéndice se detallan los impactos éticos, económicos, sociales y ambientales derivados del desarrollo de este TFG.

- **Impacto ético:** El desarrollo de este TFG ha sido aceptado por el Comité de Ética e Investigación Médica del HULP.
- **Impacto económico:** Los ictus son una de las principales causas de gasto de recursos económicos en los sistemas sanitarios a nivel global. Por tanto, el desarrollo de un sistema que mejore el manejo de esta enfermedad puede ser muy beneficioso para la economía. De manera adicional, el sistema desarrollado en este TFG es accesible para la mayor parte de la sociedad, al solo ser necesario para utilizarlo un ordenador y un Leap Motion, dispositivo con un coste muy contenido.
- **Impacto social:** El sistema desarrollado en este TFG tiene un impacto en los pacientes de ictus, en sus familiares y en los profesionales sanitarios. Los pacientes de ictus se benefician del sistema pudiendo repercutir en una mejora de su recuperación; sus familiares reciben el impacto indirecto de que un ser querido mejore su condición de salud; y los profesionales sanitarios reciben una nueva herramienta para utilizar con sus pacientes, pudiendo derivar en una mejora de su desempeño.
- **Impacto medioambiental:** El desarrollo de este TFG no tiene ningún impacto medioambiental.

Apéndice B

Presupuesto económico

En este anexo se detalla el presupuesto económico asociado al desarrollo de este TFG. Este presupuesto se encuentra dividido en dos bloques: el gasto personal y el gasto material. Por último, aparece un presupuesto total derivado de este TFG, obtenido de la combinación de ambos bloques.

- **Personal:** En cuanto al gasto del personal, se cuenta que en este proyecto han estado implicados: dos directores de trabajo y un estudiante de ingeniería. En la Tabla B.1 se muestran el desglose correspondiente al gasto del personal.

	Coste horario (€)	Horas	Total (€)
Director del trabajo 1	60	20	1200
Director del trabajo 2	60	20	1200
Estudiante de ingeniería	30	670	20100
TOTAL			22500

Tabla B.1: Costes de personal.

- **Costes de recursos materiales:** En cuanto al coste de recursos materiales, se incluyen todos los medios necesarios para el desarrollo del TFG, contando el tiempo de uso de cada uno y calculando la depreciación correspondiente que ese tiempo conlleva. Del Leap Motion no se calcula su amortización, sino que se incluye el coste íntegro. En la Tabla B.2 se muestra el desglose correspondiente al gasto en recursos materiales. El coste del soporte se calcula por separado, teniendo en cuenta: el coste de realización del diseño haciendo uso del sistema de Autocad 3D UPM, el coste de los materiales de impresión y el coste del servicio de impresión. Este se detalla en la Tabla B.3. En la Tabla B.4 se detalla el coste total del proyecto.

	Tiempo de vida (años)	Uds.	Coste (€)	Amortización (€/mes)	Uso (meses)	Total (€)
Ordenador personal	5	1	800	13,33	5	66,66
Leap Motion	5	1	90	Íntegro	5	90
Leap Motion SDK	Indefinido	1	0	0	5	0
Licencia Unity	Indefinido	1	0	0	5	0
Python	Indefinido	1	0	0	5	0
TOTAL						156,66

Tabla B.2: Costes de recursos materiales.

	Coste
Diseño del soporte	160€
Coste de material de impresión	22,07€
Coste del servicio de impresión	188,96€
Total	371,03€

Tabla B.3: Costes del soporte.

	Coste
Costes de personal	22500€
Costes de material	527,69€
Subtotal	23027,69€
IVA	4835,81€
Total	27863,50€

Tabla B.4: Costes totales.

Apéndice C

Manual de usuario

C.1. Instalación del sistema

Para poder hacer uso del sistema se ha de contar con un ordenador con sistema operativo Windows 10 y un dispositivo Leap Motion.

Primero se debe realizar la instalación de los controladores del dispositivo Leap Motion. Para ello se deben seguir los siguientes pasos:

1. Entrar en <https://developer.leapmotion.com/sdk-leap-motion-controller/>.
2. Deslizar hacia abajo y pinchar en Windows Download 4.1.0.
3. Iniciar sesión con una cuenta de Ultraleap o crear una cuenta nueva.
4. Tras completar la autenticación, se descargará automáticamente una carpeta comprimida en ZIP, llamada LeapDeveloperKit_4.1.0+52211-win.
5. Descomprimir la carpeta descargada.
6. Ejecutar el instalador que se encuentra dentro de la carpeta.
7. Seguir el proceso de instalación del instalador.

Tras haber completado la instalación de los controladores, el dispositivo Leap Motion ya debe funcionar correctamente en el ordenador. Para comprobarlo se puede conectar el Leap Motion al ordenador mediante el cable USB correspondiente, entrar en el panel de control del Leap Motion, ya sea pulsando en la flecha hacia arriba a la derecha de la barra de tareas y haciendo click derecho en icono correspondiente o abriendo directamente el panel de control de Leap Motion desde el menú de Windows. En este panel de control, pulsando en resolución de problemas, se puede comprobar si el Leap Motion está conectado y funcionando correctamente.

Por último, para instalar la aplicación se debe descargar la carpeta correspondiente a la última versión, llamada x86_v2.3, en la ruta que prefiera. Dentro de esta carpeta se encuentran tanto la aplicación, Leap Motion Data Tracker, como la carpeta Leap Motion Data Tracker_Data, donde se guardan los archivos generados por la aplicación. Estos archivos se guardan en la ruta relativa \Leap Motion Data Tracker_Data\StreamingAssets\LeapData, dentro de la propia carpeta del programa \x86_v2.3.

C.2. Uso del sistema

1. Conectar el dispositivo Leap Motion al ordenador y colocarlo en el soporte.
2. Colocar los brazos del sujeto en el soporte, de manera que en la tela vaquera queden apoyados los antebrazos del sujeto y las manos queden en el borde.
3. Iniciar la aplicación Leap Motion Data Tracker.
4. Pulsar en Configuración.
5. Introducir el tiempo, el identificador del sujeto y el modo de ejecución (se recomienda elegir el modo normal siempre que se realice acompañado).
6. Pulsar en Guardar y posteriormente en Volver.
7. Pulsar en Comenzar.
8. Practicar en la pantalla de preparación del ejercicio 1 los movimientos del ejercicio 1.
9. Cuando el sujeto esté preparado para comenzar la ejecución del ejercicio, y sin que deje de realizar los movimientos, pulsar en Listo.
10. Realizar la ejecución del ejercicio durante el tiempo establecido.
11. Confirmar la correcta ejecución del ejercicio. En caso de denegarla se repiten los 3 pasos anteriores.
12. Repetir los 4 pasos anteriores con los ejercicios 2, 3 y 4.
13. Tras finalizar el ejercicio 4, pulsar en Salir para cerrar la aplicación o en Menú Principal para volver al menú principal.