



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



ESCUELA TÉCNICA
SUPERIOR INGENIEROS
INDUSTRIALES VALENCIA

Curso Académico:

Diseño y desarrollo de un sistema para la valoración de la movilidad articular de la muñeca mediante tecnología inercial

Resumen

La pérdida de la función de la mano, debido a una lesión o una cirugía, es muy incapacitante y requiere una rehabilitación compleja y costosa. Los especialistas clínicos se basan en la capacidad de movimiento de los dedos y la muñeca para guiar el tratamiento y evaluar el progreso del paciente. Sin embargo, algunos de los métodos actuales disponibles no son completamente satisfactorios. Por ejemplo, el uso de un goniómetro, la técnica convencional para evaluar el rango articular de una articulación, como la muñeca, es barata y bastante exacta, pero requiere mucho tiempo y no captura el movimiento de los dedos durante las tareas funcionales. Por otro lado, métodos sofisticados como guantes instrumentados que utilizan sensores resistivos o de fibra óptica son extremadamente caros y no pueden capturar con precisión el movimiento en poblaciones patológicas. A pesar del gran aumento del número de estudios y publicaciones en este campo, las limitaciones tecnológicas han impedido hasta el momento la implementación factible de dispositivos portátiles para medir el movimiento de los dedos en una clínica. Estos estudios ponen de manifiesto la necesidad de nuevas soluciones.

El objetivo principal de este proyecto es describir el estado del arte de los sistemas de valoración instrumentados, y a partir del mismo desarrollar un prototipo de investigación para valorar el movimiento de la muñeca con sensores de bajo coste. En este proyecto se identificará el *hardware* más adecuado, se desarrollará la base electrónica y de programación del sistema y se determinará la viabilidad de las medidas proporcionadas por el mismo.

Diseño y desarrollo de un sistema para la valoración de la movilidad articular de la muñeca mediante tecnología inercial

Abstract

The loss of hand function, because of an injury or a surgery, is very debilitating and requires a complex and expensive rehabilitation. Clinic specialists rely on measurements of finger and wrist motion to guide treatment and assess patient progress. The current methods that can be used are not completely satisfactory. For example, the use of the goniometer, the traditional technique, is cheap and fairly accurate, but is time consuming and does not capture finger motion during functional tasks. On the other hand, sophisticated methods such as instrumented gloves, that utilize either resistive or fiber optic sensors, are extremely expensive and may not accurately assess motion in pathologic populations. Despite the large increase in studies and publications in this field, technological limitations have so far prevented feasibly implementations of wearable devices to measure finger motion in the clinic – placing greater emphasis on the need for new solutions.

The main objective of this project is to describe the state of the art of instrumented assessment systems, and to develop a research prototype to assess the movement of the wrist with low cost sensors. In this project, the most appropriate hardware will be identified, the electronic and programming base of the system will be developed and the feasibility of the measures provided by the system will be determined.

Diseño y desarrollo de un sistema para la valoración de la movilidad articular de la muñeca mediante tecnología inercial

Resum

La pèrdua de la funció de la mà, a causa d'una lesió o una cirurgia, és molt debilitant i requereix una rehabilitació complexa i costosa. Els metges es basen en les avaluacions del moviment dels dits i el canell per a guiar el tractament i avaluar el progrés del pacient. Els mètodes actuals que poden utilitzar-se no són completament satisfactoris. Per exemple, l'ús del goniòmetre, la tècnica tradicional, és barata i prou exacta, però porta molt de temps i no captura el moviment dels dits durant les tasques funcionals. D'altra banda, els mètodes sofisticats com guants instrumentats que utilitzen sensors resistius o de fibra òptica són extremadament cars i no poden capturar amb precisió el moviment en poblacions patològiques. A pesar del gran augment del nombre d'estudis i publicacions en este camp, les limitacions tecnològiques han impedit fins al moment la implementació factible de dispositius portàtils per a mesurar el moviment dels dits en una clínica. Aquests estudis posen en manifest la necessitat de noves solucions.

L'objectiu principal d'este projecte és descriure l'estat de l'art dels sistemes de valoració instrumentats, i a partir del mateix desenvolupar un prototip d'investigació per a valorar el moviment del canell amb sensors de baix cost. En este projecte s'identificarà el *hardware* més adequat, es desenvoluparà la base electrònica i de programació del sistema i es determinarà la viabilitat de les mesures proporcionades pel mateix

Diseño y desarrollo de un sistema para la valoración de la movilidad articular de la muñeca mediante tecnología inercial

Índice general

- Parte I. Memoria
- Parte II. Presupuesto

Diseño y desarrollo de un sistema para la valoración de la movilidad articular de la muñeca mediante tecnología inercial

Parte I. Memoria

Índice Memoria

1.	Introducción	3
1.1	Movimiento y función	3
1.1.1	Anatomía	3
1.1.2	Articulaciones	5
1.1.3	Biomecánica	8
1.1.4	Tabla resumen movimientos de la mano	10
1.2	Estado del arte	11
2.	Hipótesis y objetivos	15
3.	Materiales y métodos	16
3.1	Valoración de la muñeca	16
3.1.1	Ejercicios y medidas con goniómetro.....	16
3.2	Materiales	20
3.2.1	Microcontrolador	20
3.2.2	Unidad de medición inercial.....	24
3.2.3	Material de soporte.....	27
3.3	Implementación	28
3.3.1	Hardware	28
3.3.2	<i>Software</i>	31
3.3.3	Montaje final	34
3.4	Procedimiento	34
4.	Resultados	35
4.1	Ejercicio 1. Flexo-extensión.....	35
4.2	Ejercicio 2. Aducción-abducción	35
4.3	Ejercicio 1. Flexo-extensión. Sin reinicio de la placa	36
4.4	Ejercicio 2. Aducción-Aducción. Sin reinicio de la placa	37
5.	Discusión	38
5.1	Análisis de datos.....	38
5.1.1	Ejercicio 1. Flexo-extensión.....	38
4.5	Ejercicio 2. Aducción-abducción	39
5.1.2	Ejercicio 1. Flexo-extensión. Sin reinicio de la placa	40
4.6	Ejercicio 2. Aducción-Aducción. Sin reinicio de la placa	41
5.2	Funcionalidad de resultados	41
5.3	Justificación de resultados.	42
5.4	Líneas futuras	42

6. Conclusión	43
7. Bibliografía	44

1. Introducción

1.1 Movimiento y función

La estructura biomecánica de la mano representa uno de los sistemas de articulaciones más complejos del cuerpo humano. A pesar de su complejidad, consigue movimientos precisos coordinados sin esfuerzo. Esto la convierte en imprescindible para nuestra vida diaria en diversas funciones, desde mecánicas hasta de comunicación. Por lo tanto, la pérdida de función de la mano es seriamente deshabilitante. Por esta, entre otras razones, es objeto de estudio de este trabajo.

Dentro de la estructura de la mano, los movimientos de la muñeca y la rotación del ante brazo, permiten posicionar la muñeca en el espacio respecto al brazo, permitiendo una posición óptima de prensión. Gracias a ello, la gama de actividades de la mano que abarcan el rango que va desde la hábil manipulación de objetos finos y técnicos hasta la carga de objetos pesados.

La muñeca es una estructura compleja y particularmente propensa a lesiones deportivas y laborales. Aproximadamente una cuarta parte de las lesiones atléticas implica a la muñeca.

1.1.1 Anatomía

Dentro de la estructura de la mano, la muñeca, anatómicamente es la articulación que une los huesos cúbito y radio al carpo, es decir, el antebrazo y la mano.

Como toda articulación, consta de tres capas principales:

- Huesos
- Cápsula y ligamentos
- Tejidos blandos

En la capa ósea, intervienen hasta 15 huesos, divididos en tres grupos: las cinco bases proximales de los metacarpianos, los extremos distales del radio y el cúbito y los ocho huesos del carpo:

El carpo es el conjunto de ocho huesos que constituye el esqueleto de la muñeca, se organizan en dos hileras, proximal y distal.

Los huesos del carpo se disponen en forma de arco en el plano coronal. Esta conformación crea una cavidad, el túnel del carpo, que se ubica en la parte anterior de la muñeca. El conducto se encuentra limitado por un lado por los huesos del carpo, y por otro por el ligamento llamado retináculo flexor. Este ligamento debe su nombre a que contiene los tendones de los flexores de los dedos:

- cuatro tendones del flexor profundo de los dedos,
- cuatro tendones del flexor superficial de los de dos
- el tendón del flexor largo del pulgar

También llegan a la mano otras estructuras vasculares y nerviosas importantes como el nervio mediano.

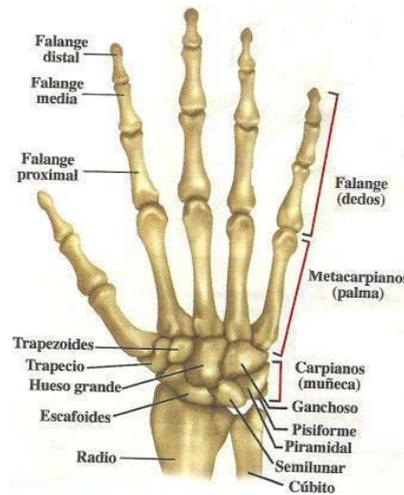


Figura 1. Visión anteroposterior

Primera hilera:

- Trapecio
- Trapezoide
- Grande
- Ganchoso

La fila proximal a partir del lado del pulgar

- Escafoides
- Semilunar
- Piramidal
- Pisciforme

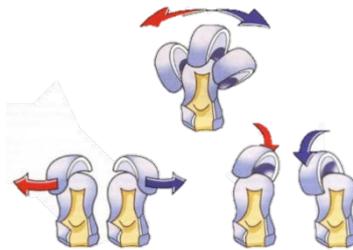


Figura 2. Esquema articulación

La complejidad de la estructura ósea no se queda solo en el número de huesos que forman la articulación (Figura 3), sino que también en el número de estructuras de contacto que permiten los distintos movimientos (Figura 2), que dividen la articulación de la muñeca, a su vez en 3 sub articulaciones, cada una a su vez con sus estructuras de sostén respectivas como:

- Radiocubital
- Radiocarpiana
- Medio carpiana

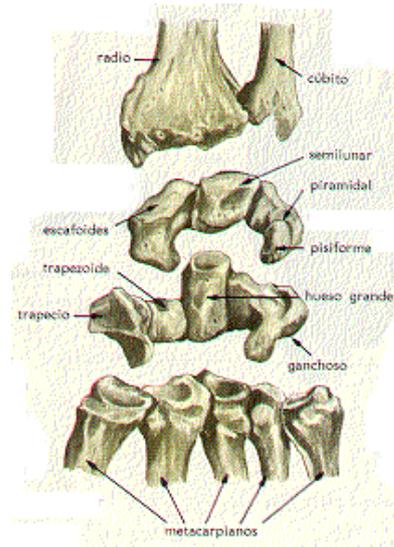


Figura 3. Visión inferior

Los ligamentos principales que encapsulan la articulación son el:

- Ligamento colateral
- Ligamento radial
- Ligamento cubital
- Ligamento caporal palmar
- Ligamento cardiopalmar dorsal
- Ligamento anterior
- Ligamento posterior (radiocarpiano dorsal)

Los músculos que intervienen en el movimiento de la muñeca son:

- Radial corto
- Primer radial
- Cubital posterior
- Cubital anterior
- Palmar menor
- Palmar mayor
- Extensor corto del pulgar
- Abductor largo del pulgar
- Supinador
- Bíceps braquial
- Pronador cuadrado
- Pronador redondo

1.1.2 Articulaciones

A continuación, se analizan anatómicamente las tres articulaciones que intervienen en el movimiento de la muñeca.

Dentro del complejo del carpo, como se puede apreciar en la Figura 4, las dos articulaciones principales son la articulación radio carpiana (1) y la articulación medio carpiana (2).

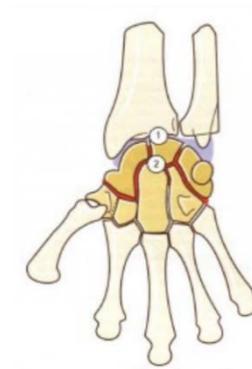


Figura 4. Sub Articulaciones

Radiocarpiana

La articulación radiocarpiana se encuentra entre el extremo distal del radio y los huesos de la hilera superior del carpo.

En todo su conjunto funciona como una articulación condílea o elipsoidal.

Este tipo de articulación se forma donde dos complejos óseos se encuentran unidos de forma irregular y un hueso es cóncavo (acetábulo) y otro convexo (cóndilo). Permite movimientos en dos ejes (biaxial), transversal y en otro antero posterior, es decir, uno perpendicular al otro, como se puede observar en la Figura 5.

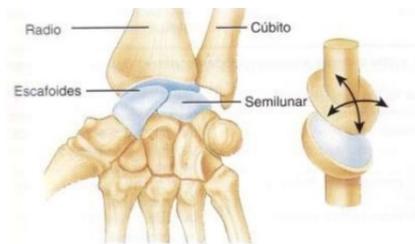


Figura 5. De izquierda a derecha, Articulación radio carpiana y esquema del movimiento de la misma.

El cóndilo carpiano lo compone la yuxtaposición de la cara proximal de los tres huesos de la hilera superior del carpo: escafoides, semilunar y piramidal. Cubiertos por una capsula de cartílago común.

La superficie cóncava la forman la parte inferior del radio que tiene una cara articular cóncava dividida por una cresta en dos carillas para acoplar el escafoides y el semilunar, mientras que el piramidal se asienta en la porción inferior del ligamento triangular

El movimiento en el eje transversal de la articulación se realiza el movimiento de flexo extensión, mientras que en el eje anteroposterior el desviación radial-cubital o aducción-abducción, como se puede observar en la Figura 5, donde aparece señalada la articulación, junto con una imagen esquemática de su movimiento.

Mediocarpiana

La articulación medio carpiana se sitúa entre la hilera superior y la hilera inferior del carpo.

El escafoides tiene dos carillas inferiores (en la Figura 6, 1 y 2) cóncavas donde se acoplan el trapecio (7) y el trapecoide (6), dejando la carilla interna (3) para el hueso grande (8).

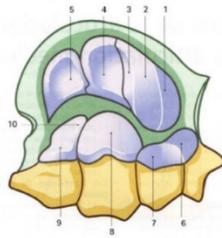


Figura 6. Articulación mediocarpiana

El semilunar (4), cóncavo hacia abajo, se articula con el hueso grande. El piramidal, también cóncavo hacia abajo se acopla con la cara superior del ganchoso (9). El pisiforme (10) solo se articula con la porción anterior del piramidal.

La cabeza del hueso grande actúa de pivote central sobre el cual el semilunar bascula lateralmente y en sentido anteroposterior.

Articulación radiocubital

Fuera del complejo del carpo se encuentra la articulación radiocubital. Dentro de esta articulación se debe separar la articulación radiocubital proximal de la articulación radiocubital distal.

La articulación radiocubital distal se comporta como una articulación trocoide, caracterizada porque la superficie articular tiene una forma parecida a un pivote y sólo permite movimientos en el eje longitudinal como son los movimientos de rotación lateral y rotación medial. En esta, el radio se desplaza alrededor del extremo distal del cúbito. La cabeza del cúbito a su vez acopla con la escotadura cubital del extremo distal del radio.

Por otro lado, la articulación radiocubital superior, que forma parte del codo, se trata también de una articulación trocoide. La superficie articular del radio bordea la cabeza del mismo. La superficie cubital corresponde a la escotadura radial del cúbito, situada en la cara lateral de la cabeza. Este acoplamiento, permite el deslizamiento de un hueso respecto al otro.

Es importante recalcar que los dos huesos del antebrazo (cúbito y radio) en supinación presentan una curvatura de concavidad anterior. La importancia de esta morfología se hace notar cuando durante la pronación, el radio pasa por encima del cúbito y esta doble concavidad posibilita una mayor amplitud de pronación, esta función se ve reflejada en la Figura 7.

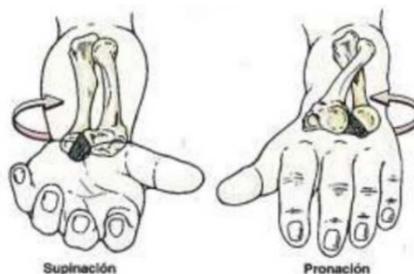


Figura 7. Articulación radiocubital.

1.1.3 Biomecánica

La muñeca tiene 3 grados de libertad. Por parte del carpo, permite dos movimientos básicos a la mano, y la combinación de los mismos: movimiento de extensión (hacia arriba), flexión (hacia abajo), desviación radial (aducción), desviación cubital (abducción) y su combinación (circunducción). El movimiento de pronación-supinación de la mano lo lleva a cabo la articulación radio-cubital, no los huesos del carpo.

Movimiento flexión-extensión

Se realiza en el plano coronal. En posición anatómica, con la cara dorsal como prolongación de la cara posterior del antebrazo.

Para valorar el rango flexo-extensión en grados, se toman dos parámetros del mismo movimiento, flexo-extensión activa y pasiva.

El movimiento activo, es aquel que se realiza únicamente utilizando los músculos asociados a la articulación. La flexión y extensión activa es de en torno a 85° en personas sanas, este movimiento se ejemplifica en la Figura 8.

El movimiento pasivo es aquel en el que el paciente no realiza ningún movimiento voluntario en la zona que hay que tratar, ni tampoco resistencia al mismo, explicado en la Figura 9.

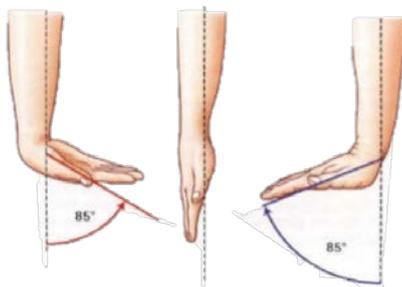


Figura 8. Flexo-extensión activa

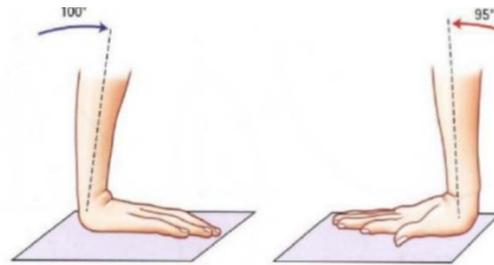


Figura 9. Flexo-extensión pasiva

La flexión pasiva en pronación supera los 100°, mientras que la extensión pasiva es de algo más de 95° en pronación y supinación de media.

Movimiento de aducción-abducción

Este movimiento se realiza en el plano sagital con la mano en posición anatómica. En dicha posición, se utiliza de referencia el eje del antebrazo que continúa por el tercer metacarpiano, como aparece en la Figura 10.

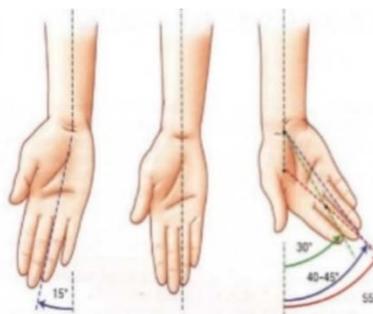


Figura 10. Aducción-abducción

La aducción alcanza de media en sujetos sanos unos 45° con el dedo corazón, y unos 30° con el dedo índice. Por otro lado, la abducción no sobrepasa los 15°.

Movimiento de circunducción

Este movimiento se describe como la combinación de los movimientos de flexo extensión con los movimientos de aducción-abducción explicados anteriormente.

Al realizar este movimiento, el eje de la mano crea una superficie cónica (Figura 11), cono de circunducción, con el eje del ante brazo como vértice. No obstante, esta estructura no es simétrica respecto a su vértice.

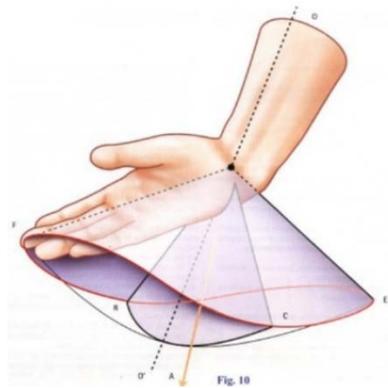


Figura 11. Circunducción

En la Tabla 1 se puede ver como el movimiento de circunducción es la composición de los movimientos básicos. Se aprecia se puede ver como la proyección del cono de circunducción depende de los rangos de movimiento de los movimientos en el plano sagital y coronal.

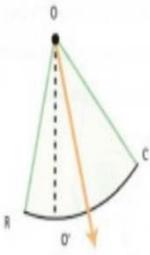
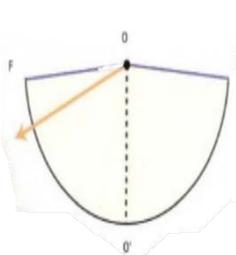
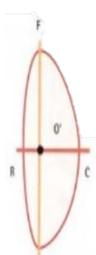
Movimiento	Aducción-Abducción	Flexo extensión	Circunducción
Rango de movilidad			

Tabla 1 Representación rangos de movilidad (R: radio, C: cúbito, E: extensión, F: flexión)

Movimiento de rotación o pronosupinación

Como se ha explicado en apartados anteriores, el movimiento de rotación de la mano respecto al brazo apenas depende del carpo, la articulación que la lleva a cabo es la radio-cubital.

La pronosupinación es el movimiento de rotación del antebrazo respecto a su eje longitudinal. Requiere la participación de las articulaciones tanto radio-cubital distal como radio-cubital proximal. Una perteneciente a la muñeca y otra al codo. El movimiento se comprende la pronación y supinación.

Partiendo de una posición en la que el codo se encuentra flexionado 90° con la mano en posición anatómica, o posición cero como la ejemplificada en la Figura 12 (palma hacia dentro con el dedo pulgar hacia arriba):

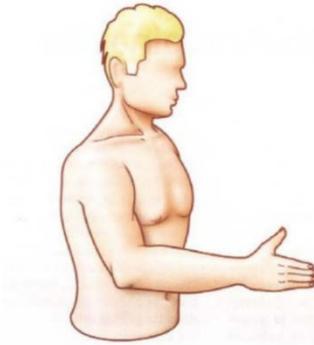


Figura 12. Posición cero

La pronación consiste en la rotación del antebrazo que permite posicionar la mano con la palma hacia abajo y el pulgar hacia dentro. La supinación consiste en el movimiento contrario, situando la palma de la mano hacia arriba con el pulgar hacia fuera. En el movimiento de pronosupinación en el que únicamente interviene la rotación axial del antebrazo, la amplitud es aproximadamente 180°, Figura 13.

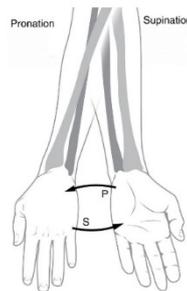


Figura 13. Pronosupinación

1.1.4 Tabla resumen movimientos de la mano

Movimiento	Músculos	Rangos de movimiento	
		Activo	Pasivo
Flexión	Palmar mayor, Cubital anterior	85°	100°
Extensión	Extensor radialcorto, extensor radial largo, Cubital posterior	85°	95°
Desviación Cubital	Flexor cubital del carpo	45°	
Desviación Radial	Extensor corto del pulgar, abductor corto del pulgar	15°	
Pronación	Supinador, Bíceps braquial	95°	
Supinación	Pronador cuadrado, pronador redondo	95°	

Tabla 2. Resumen movimientos de la mano

1.2 Estado del arte

El número de publicaciones relacionadas con métodos y protocolos de monitorización, descripción o captura de los movimientos de la mano se ha incrementado de manera notable en los últimos años a medida que la tecnología ha ido avanzando y evolucionando, reduciendo costes y haciéndola más accesible.

En el Gráfico 1 se puede apreciar los resultados de la búsqueda de “*hand motion capture*” en *Engineering Village*, dentro de la base de datos de *Elsevier* [1].

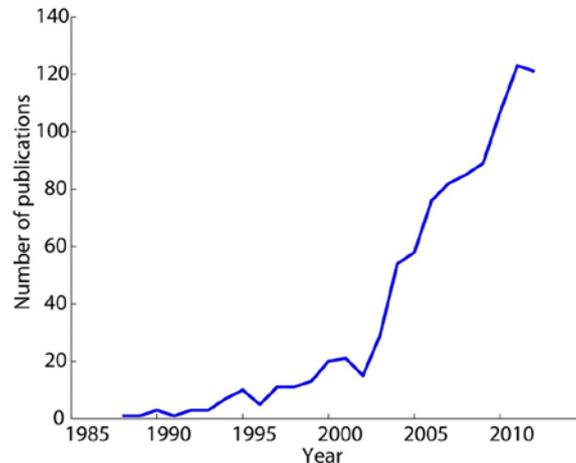


Gráfico 1 publicaciones por cada año desde 1985 a 2014.[1]

A pesar del creciente número de artículos y del incremento del interés en este campo, los resultados de los distintos sistemas, aunque prometedores, no son completamente satisfactorios en precisión.

Diversos problemas de precisión y funcionalidad mantienen alejados estos sistemas de un uso regular en la medicina. Sin embargo, la principal limitación del uso de sistemas con unos mejores resultados son el coste y la complejidad de su instalación, lo cual, impide que estos sistemas se encuentren integrados en la práctica clínica diaria.

Existen distintas implementaciones técnicas para facilitar la captura de movimientos. Entre las más utilizadas se encuentran las técnicas de imagen, que utilizan cámaras infrarrojas para detectar la posición de marcadores reflectantes. El uso de este tipo de técnicas ha sido tema de estudio en numerosas publicaciones que evaluaban las distintas variantes de estas técnicas y la efectividad de las mismas. En ellos se desarrollan distintos modelos buscando la mayor precisión posible. En algunos se intentan caracterizar los movimientos de la mano completa (Miyata, Kouchi, Kmhara, & Mochimaru, 2005.) o en aspectos específicos como los movimientos de la muñeca o partes determinadas de la extremidad [3] o incluso del movimiento 3D de un solo dedo [4]. Otro punto en el que difieren estos artículos es en la colocación de los marcadores en las articulaciones. En cada uno de los artículos mencionados anteriormente, utilizan un modelo diferente, variando así su colocación y tamaño. A la falta de una técnica definida se le suman errores relacionados con el movimiento de la piel y la distinta colocación de los marcadores por los distintos usuarios. Lo que complica una posterior comparación entre distintos sistemas y tecnologías.

En respuesta a esta serie de problemas, Metcalf et al. proponen un sistema de marcadores estándar a partir de los cuales obtener los distintos errores y sus causas. Sin embargo los resultados no fueron completamente satisfactorios. Se obtuvo con este sistema un

error de 5,1º, menor que el obtenido en los artículos citados anteriormente en los que se puede establecer una media de error de unos 8º. Esta precisión es suficiente para ser utilizado en ciertos procedimientos de investigación, pero no hace del sistema lo bastante preciso como para usarlo con propósitos clínicos, como puede ser el seguimiento de la recuperación de la movilidad o la valoración de la funcionalidad de la mano.

A estos inconvenientes hay sumarle la complejidad y el coste elevado de sistemas de captura de movimientos, como el caso del último artículo referido [5] una cámara Vicon 460 6-camera movement analysis system (Vicon, Oxford, UK) y 26 marcadores reflectantes pasivos.

Otro campo en avance, pero también con resultados poco concluyentes es el de los guantes instrumentados basados en circuitos resistivos, sensores de fibra óptica o potenciómetros. Se trata de una opción de implementación y coste normalmente más bajo que un sistema de cámaras de capturas de movimientos y que permite una movilidad más natural lo cual podría llevarse incluso a la valoración durante actividades de la vida diaria.

El primer diseño de un guante basado en potenciómetros es relativamente reciente, 2014 [6]. Se trata de un mecanismo que acciona mediante cables unos potenciómetros que permiten medir la flexión de los dedos de una manera precisa (error de 0,65º). Sin embargo, este guante es elevado en precio, pesado e incómodo, aparte de que solo permite medir el ángulo de flexión de los dedos.

Por todo esto, diseños flexibles de sensores de fibra óptica tienen claras ventajas en este campo. Otorgando un diseño ligero y compacto. El más relevante es el denominado 5DT propuesto por Cheng et al., que consta de cinco grupos de sensores de fibra óptica que permiten medir la flexión de los dedos. Sin embargo, continúa siendo un guante excesivamente costoso en precio y mucho menos preciso que el basado en potenciómetros [7].

Por otro lado, Buffi et al., gracias a un guante instrumentado con sensores resistivos, el Cyberglove II (Cyberglove Systems LLC; San Jose, CA), compararon resultados obtenidos con las imágenes de tomografía computarizada procesada para capturar la cinemática del movimiento de la mano con los resultados obtenidos por el guante [1]. Como se observa en Gráfico 2, los resultados por parte del guante instrumentado tuvieron una baja precisión.

El Gráfico 2 representa la evaluación de los pares medidos con el guante y con las mediciones en las imágenes de tomografía computarizada (CT) de los ángulos de las articulaciones. En el eje vertical se representa la diferencia de las medidas y en la horizontal la media. Las líneas discontinuas marcan el error del 5%. Por lo tanto, tampoco representaría una respuesta a la necesidad de un sistema sencillo y automatizado de captura de movimientos de la mano.

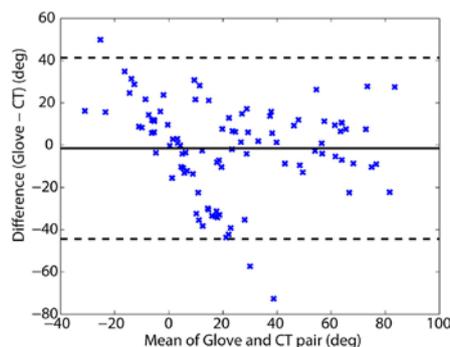


Gráfico 2. Correlación medidas guante CT [1]

El uso de sensores inerciales (IMU), en distintos dispositivos con el objetivo de la monitorización y el estudio del movimiento humano es muy común y se encuentra en fase de crecimiento actualmente. Un IMU, del inglés *inertial measurement unit*, es un dispositivo electrónico que actúa de sensor, informando generalmente sobre la velocidad, orientación, aceleración y fuerzas ejercidas sobre él, aunque pueden incorporar otros parámetros como por ejemplo la temperatura, humedad, presión entre otros. Su uso en ingeniería, actualmente, es común y especialmente amplio en el sector de la automoción y la ingeniería aeroespacial (aviones, vehículos no tripulados, satélites, etc.). Es en esta última rama tecnológica donde se han hecho más avances en su aplicación referidos a su precisión que han permitido aplicar estos dispositivos a otros campos, como en la captura de movimientos humanos.

Este crecimiento en su utilización se debe, entre otras cosas, a la sencillez del uso de dichos sensores, algunos incluso diseñados para uso académico o didáctico. La facilidad para obtenerlos y el amplio abanico de aplicaciones de los mismos, hace que sean altamente demandados y, actualmente, casi todas las compañías de electrónica, de las que se hablará en el apartado de material, ofertan una amplia gama de los mismos. A esto hay que sumarle el bajo coste económico de la mayoría de modelos existentes, en comparación con otros tipos de dispositivos explicados anteriormente.

En lo referido a la captura de movimientos de la mano todavía existe una importante actividad investigadora que persigue la creación un sistema basado en IMUs que no dependa de otras tecnologías como la captura de imágenes para proporcionar una precisión aceptable. En 2015 se llevó a cabo por primera vez la evaluación clínica un sistema instrumentado por IMUs, que también utilizaba sensores resistivos para medir la fuerza de la mano y así conseguir una evaluación completa de la funcionalidad de la misma [8]. Este sistema consta de 17 sensores IMU de nueve ejes (LSM9DS0, ST Microelectronics, Ginebra, Suiza) y cinco resistencias sensibles a la fuerza (FSR400, Interlink Electronics, EE.UU.)

Los resultados obtenidos respecto a funcionalidad fueron buenos, ya que, como se aprecia en Gráfico 3 es posible diferenciar el comportamiento de una persona sana con el de un paciente que ha sufrido un ictus y cuya movilidad se ha visto afectada.

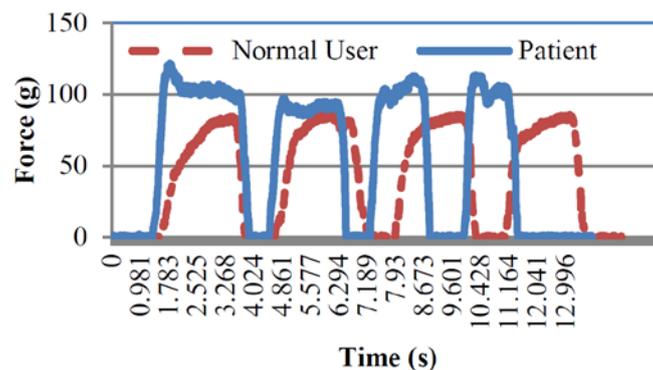


Gráfico 3. Fuerza paciente sano contra paciente afectado por ictus [8]

También, el error medio en la estimación de los ángulos fue de un 0,98%. Se trata de un error bastante aceptable en la flexión de los dedos, comparando el *output* con medidas tomadas con un goniómetro. Es por ello que en esta línea se han realizado numerosas investigaciones acerca del uso de este tipo de guantes en pacientes que, tras sufrir un ictus, han visto afectada la movilidad de la mano.

Por lo reciente de su trabajo es conveniente mencionar el estudio de Lin et al. En este trabajo, buscan validar un sistema parecido al explicado anteriormente, pero usando 16 IMUs 16 IMU (LSM330DLC, STMicroelectronics, Ginebra, Suiza) de seis ejes [9] y como novedad principal una comunicación por *Bluetooth* compatible con los sensores. El sistema fue probado con un número limitado de pacientes, sin embargo, los resultados mostraron una tasa de acierto del 70%, un resultado positivo, que debe la significativa tasa de error principalmente a la limitada muestra de participantes. Este mismo artículo también compara distintos métodos de captura de movimiento de la mano como puede observarse en la Tabla 1.

COMPARISON BETWEEN THE PROPOSED SYSTEM AND OTHER SYSTEMS				
System	S. Allin <i>et al.</i> [4]	Yu <i>et al.</i> [8]	C. Strohrmann <i>et al.</i> [18]	Proposed System
Sensor	Camera	Flex Sensor	ETH orientation sensor (ETHOS)	IMU
Data	Hand velocity, elbow angle	Angle	Acceleration, angular velocity	Acceleration, angular velocity, angle
Portable	No	Yes	Yes	Yes
Modular design	No	No	No	Yes
Grading	No	Yes	No	Yes
Hand function assessment	No	Yes	No	Yes
Transmission interface	USB	ZigBee	Store in microSD	Bluetooth
Applications	Assess stroke's limb function performance	Calculate finger joint angle and assess stroke's limb and hand function	Assess stroke's motor performance in daily life	Assess stroke's hand function performance and Brunnstrom stage classification

Tabla 3. Comparación de los métodos de captura de movimiento

2. Hipótesis y objetivos

Dada la previa introducción al trabajo, se proponen dos hipótesis para validar a lo largo del desarrollo del mismo el mismo. La primera, que es posible evaluar los movimientos de la muñeca usando dispositivos inerciales inalámbricos de bajo coste. Y la segunda, que el sistema desarrollado tiene una precisión comparable con los resultados de otros sistemas ya validado y de amplio uso como el goniómetro.

Por lo tanto, los objetivos que se presentan para este trabajo serán: Primero, determinar la viabilidad de un sistema de valoración mediante dispositivos inerciales de bajo coste inalámbricos de bajo coste. Segundo, validar el sistema mediante la evaluación de una serie de mediciones en comparación con las medidas tomadas por un goniómetro durante la realización del mismo movimiento.

3. Materiales y métodos

3.1 Valoración de la muñeca

En el siguiente apartado se exponen primero los métodos de medida y valoración de la movilidad articular de la muñeca tradicionales, y seguidamente la manera en la que nuestro dispositivo debería trabajar para obtener esas mismas medidas

3.1.1 Ejercicios y medidas con goniómetro

La valoración de la movilidad de la mano y la muñeca se realiza tradicionalmente con un goniómetro.

Para esta tarea, el médico/terapeuta debe medir uno por uno los rangos de flexión de las articulaciones, en todos sus ejes. A continuación, se exponen los ejercicios de medida empleados para la valoración de la movilidad de la articulación acompañados de su medida con goniómetro.

Flexo-extensión

Movimiento a partir de una postura inicial, con el participante sentado, y con el antebrazo en pronación apoyado sobre una mesa o sobre el reposabrazos de una silla.

Posición inicial: Goniómetro universal en 0° con el eje colocado sobre la proyección del hueso piramidal (borde cubital de la muñeca, ligeramente por delante de la apófisis estiloides cubital), alineando el brazo fijo con la línea media longitudinal del cúbito (Imagen 1).



Imagen 1. Posición inicio flexo-extensión

Flexión activa: El paciente baja la mano con dirección hacia el suelo y se acompaña el movimiento con el brazo móvil del goniómetro (Imagen 2).



Imagen 2. Medida flexión activa

Extensión activa: Partiendo de la posición inicial anteriormente explicada, el paciente dobla su mano hacia arriba con los dedos extendidos, acompañando el movimiento con el brazo móvil del goniómetro (Imagen 3).



Imagen 3. Medida extensión activa

Flexión pasiva: El paciente flexiona su mano en dirección palmar en contra de una mesa, llegando a una flexión superior a la conseguida en el ejercicio activo. El goniómetro se alinea con la línea longitudinal del cúbito dejando el eje y el otro brazo apoyado en la mesa como la mano (Imagen 4).



Imagen 4. Medida flexión pasiva

Extensión pasiva: De la misma manera que en el ejercicio anterior, pero en sentido opuesto, el paciente extiende la mano en contra de una mesa. Una vez más el brazo del goniómetro se alinea con el eje longitudinal del cúbito y el otro brazo se apoya en la mesa junto a la mano (Imagen 5).



Imagen 5. Medida extensión pasiva

Aducción-abducción

Movimiento a partir de una postura inicial, con el participante sentado, y con el antebrazo en pronación apoyado sobre una mesa o sobre el reposabrazos de una silla.

Posición inicial: Se coloca el goniómetro en 0° con el eje en la proyección superficial del hueso grande (palpable entre la base del tercer metacarpiano y el radio). El brazo fijo se alinea con la línea media longitudinal del antebrazo, y el brazo móvil con la línea media de la mano, correspondiente a la línea media longitudinal del tercer dedo, como aparece en la Imagen 6.



Imagen 6. Posición inicio aducción abducción

Aducción / Desviación Radial: El paciente dirige su mano hacia el interior con los dedos extendidos, sin realizar compensación con el codo o el hombro. El brazo móvil sigue este movimiento (Imagen 7).



Imagen 7. Medida aducción

Abducción / Desviación cubital: El paciente gira su mano hacia el exterior, de manera opuesta al anterior ejercicio y se sigue el movimiento con el goniómetro (Imagen 8).



Imagen 8. Medida abducción

Pronosupinación

Movimiento a partir de una postura inicial, con el participante sentado, y con el antebrazo en posición anatómica apoyado sobre una mesa o sobre el reposabrazos de una silla.

Posición inicial: Codo pegado al torso y antebrazo formando un ángulo de 90° con el mismo, de esta manera, el movimiento de supinación queda a cargo únicamente de la articulación radio-cubital (la que nos interesa valorar). De otra manera, dependería también del hombro y, por lo tanto, la postura de valoración sería errónea como aparece en la Imagen 9.



Imagen 9. Posición inicio pronosupinación

Pronación: Se coloca el goniómetro alineado con la línea medial de la palma de la mano. El paciente entorna la mano en dirección palmar, hacia el interior, y se sigue el movimiento con el brazo libre (Imagen 10).



Imagen 10. Medida pronación

Supinación: partiendo de la postura inicial anteriormente explicada, se coloca el goniómetro de la misma manera que en el ejercicio anterior, pero esta vez en el dorso de la mano y alineado con la línea medial de la misma. EL paciente entorna la mano dejando la palma mirando hacia arriba, girándola hacia fuera (Imagen 11).



Imagen 11. Medida supinación

3.2 Materiales

En el siguiente apartado, se enumeran los distintos materiales y dispositivos usados para el montaje del sistema final. Divididos en microcontrolador, IMU y material de soporte.

3.2.1 Microcontrolador

Arduino

Arduino (Arduino, Ivrea, Italy) es una plataforma electrónica *open-source* (código abierto), centrada en ofrecer un *hardware* y un *software* fáciles de manejar y aprender. Las placas Arduino (*Arduino board*) son capaces de leer entradas, que según la configuración que se haya adoptado pueden corresponderse a infinidad de estímulos como el accionamiento de un botón, la detección de una luz, un movimiento del sistema o incluso un mensaje online. Del mismo modo, se puede llegar a configuraciones que permiten a Arduino activar distintos mecanismos que varían desde operaciones matemáticas a la activación de un motor.

Para controlar su función, es posible enviarle una serie de instrucciones al microcontrolador de la placa. Para ello se usa el lenguaje de programación propio de Arduino, basado en la plataforma de prototipado Wiring, y el *software* de Arduino, que se trata de un entorno de desarrollo integrado también llamado IDE (sigla en inglés de *Integrated Development Environment*), basado en el lenguaje de programación Processing. Ambos serán explicados a continuación, pero su principal ventaja sobre otros *softwares* es que tanto el lenguaje como la IDE están basados en otros más simples y conocidos lo que hace más fácil su manejo y aprendizaje, ya que guarda importantes similitudes con lenguajes conocidos y de amplio uso académico como C++.

Desde su aparición, su uso se ha ido expandiendo y haciéndose común en el entorno académico. También, numerosas publicaciones tecnológicas han usado Arduino como cerebro de distintos sistemas, que van desde objetos de la vida diaria a instrumentos científicos. Todo esto, junto con los numerosos estudiantes, aficionados, programadores y profesionales, trabajando sobre esta plataforma abierta han contribuido a que ahora mismo exista una increíble cantidad de conocimiento accesible on-line que resulta increíblemente útil para iniciarse o continuar avanzando en el uso de este sistema, fácil de encontrar en foros, artículos, tutoriales y cursos online.

El sistema Arduino, fue creado en el *Ivrea Interaction Design Institute* como una herramienta de uso sencillo para el prototipado rápido. Principalmente estaba dirigido a estudiantes con conocimientos básicos de electrónica y programación, para permitirles aplicar estos conocimientos a la práctica de manera fácil y accesible. Arduino comenzó a cambiar para adaptarse a la cada vez mayor comunidad de usuarios, con nuevas necesidades y objetivos. Llegando así a productos para aplicaciones del internet de las cosas, portátiles, impresión 3D y entornos incrustados. Como se ha dicho antes, todas las placas Arduino, son de código abierto, lo que permite a los usuarios construirlas independientemente y finalmente adaptarlas a sus necesidades particulares. De la misma manera, el *software* es también de código abierto, y va creciendo a través de las contribuciones de distintos usuarios de todo el mundo, que comparten sus progresos e ideas dentro de la comunidad Arduino.

Después de esta pequeña introducción a la plataforma Arduino, se pueden resumir brevemente las razones porque se ha elegido este microcontrolador frente a otras marcas que se barajaron:

Bajo coste. Arduino tiene un coste más asequible en comparación con otras plataformas disponibles de uso académico como Parallax Basic Stamp (Parallax Inc., Rocklin, CA, USA) o Netmedia's BX-24. La versión más barata de Arduino es la que viene sin montar, pero incluso la pre-montada con el kit de accesorios está por debajo de los 50\$. Una única placa del modelo Arduino UNO rev3 con su respectivo cable USB tiene un precio en torno a los 20\$. En la Imagen 12. se puede apreciar el producto explicado anteriormente.



Imagen 12 Arduino UNO

De todas formas, en el presente proyecto, dado que uno de los objetivos es conseguir un sistema de bajo coste, se adquirió una placa Elegoo UNO R3 (Elegoo Inc, Shenzhen, China) con su respectivo cable USB y carcasa, Imagen 13. Con un precio más bajo que ronda los 10\$. Esta placa funciona como la placa Arduino UNO, comparte las especificaciones electrónicas y es completamente compatible y funcional con el *software* oficial de Arduino, por lo que no perdemos opciones compatibilidad o similar con soporte que podamos encontrar online.



Imagen 13.Elegoo UNO

Compatible diferentes plataformas. La IDE de Arduino es compatible con los sistemas operativos Windows, Macintosh, OSX y Linux, cuando la mayoría están limitados a Windows. A pesar de que el trabajo se ha implementado en Windows, la posible aplicación del sistema desarrollado aplicaciones más complejas potencialmente requeriría el uso de otros sistemas operativos más específicos.

Entorno de programación simple y claro. La IDE de Arduino es fácil de usar para usuarios como conocimientos básicos de programación y suficientemente flexible como para cubrir las expectativas de otros usuarios más avanzados. Basado en lenguaje y *software* básicos, se trata de una tarea relativamente sencilla controlar este sistema.

Soporte online. Cómo se ha comentado antes, existe una cantidad ingente de usuarios de este sistema de código abierto que contribuyen a que exista un soporte online de conocimiento accesible, tanto de *software* como de *hardware*. De hecho, para la iniciación en el uso de Arduino en este proyecto se siguió un *Massive Online Open Course* (MOOC) de la Universidad de California.

La placa

Como se ha comentado antes, para el desarrollo del proyecto se ha utilizado una placa Elegoo UNO R3, que comparte las características principales de la placa Arduino UNO rev 3. De entre los modelos disponibles se escogió la UNO por ser una de las más económicas y por estar diseñada para un uso simple de usuarios con conocimientos básicos de electrónica y programación. También porque la UNO es la placa más utilizada y documentada de toda la familia Arduino, lo que nos permite explotar al máximo el soporte online que podamos encontrar frente a los problemas que pudieran surgir.

Se trata de una placa microcontrolador con 14 pines digitales de entrada o salida (*input/output*), 6 pines de entrada analógicos, un cristal de cuarzo de 16 MHz, una conexión USB, una conexión de alimentación de entre 7 y 12 V, una cabecera *in chip serial programmer* (ICSP) y un botón de reinicio, se puede ver estas conexiones principales en la Imagen 14.

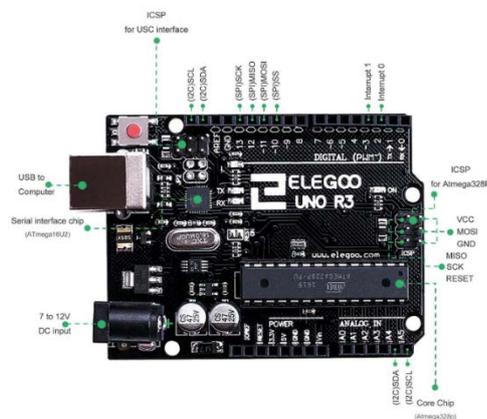


Imagen 14. Elegoo UNO placa

En lo referido a la alimentación de la misma, posee una serie de pines de alimentación muy importantes en el funcionamiento del sistema. Entre ellos, usaremos los siguientes:

- GND. La conexión a tierra.
- Vin. La placa puede alimentarse por el cable de alimentación, por el cable USB, o por Vin, según el protocolo de conexión de los sistemas que se conectarán a la placa. También sirve para acceder al voltaje de alimentación si se está alimentando la placa por la conexión de alimentación.
- Pin 5V y 3.3V. la función de estos dos pines es enviar el voltaje que sus nombres indican al sistema la que la placa esté conectada.

- IOREF. Este pin en la placa Arduino proporciona la referencia de voltaje con la que funciona el microcontrolador.
- AREF. Tensión de referencia para las entradas analógicas.

Esta placa contiene todo lo necesario para soportar el microcontrolador, lo que permite un uso simple, para iniciarlo únicamente es necesario conectarlo a un ordenador con un cable USB o con un adaptador AC-DC o batería para empezar. En el caso de algún error en el uso o alimentación que dañe la placa, se puede reemplazar el chip por unos pocos dólares y continuar usando la misma placa.

Los distintos pines, de entrada, o salida, digitales (14) o analógicos (6), sirven, de manera resumida, para recibir y enviar ordenes o estímulos entre el microcontrolador y las distintas partes del dispositivo que está gestionando.

La Imagen 15 esquematiza un mapa de los distintos pines de conexión de la placa explicados con anterioridad.

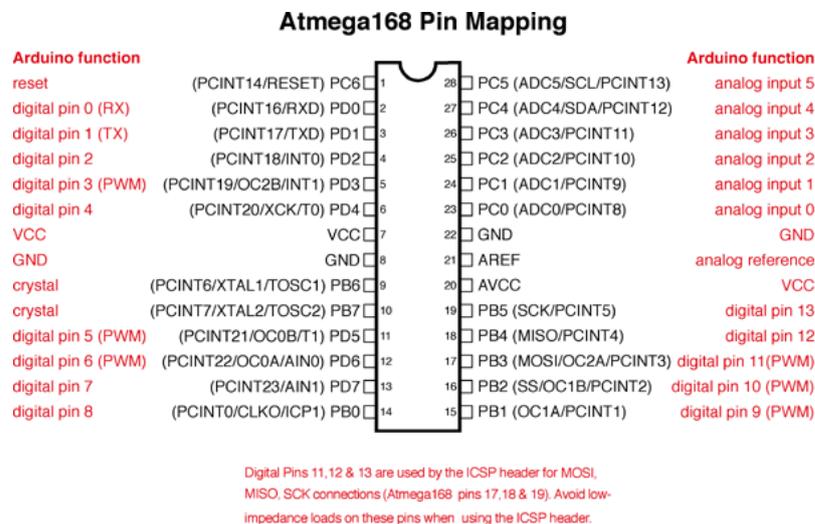


Imagen 15. Mapa de pines

Además, algunos de los pines, tienen funciones específicas generalmente relacionadas con la conexión de *hardware* adicional específico. No entraremos en la explicación de todas porque no están relacionados con el tipo de dispositivo que pretendemos desarrollar a excepción del pin A4 o SDA y pin A5 o SCL. Usados en distintos protocolos de comunicación *hardware* usando las librerías descargadas. Se explicarán con más detalles en la descripción del montaje del dispositivo.

Software del Arduino

Como se ha comentado anteriormente el *software* de Arduino (IDE) es descargable desde la página web oficial de Arduino de manera gratuita sin necesidad de haber adquirido la placa. Está disponible para los distintos sistemas operativos: Windows, Linux, Macintosh, OSX y Linux.

El entorno está escrito en Java y, como se ha dicho antes basado en Processing y otro *software* de código abierto. Este *software* se puede utilizar con cualquier placa Arduino. Contiene un editor de texto para escribir código, un área de mensajes, una consola de texto, una barra de herramientas con botones para funciones comunes y una serie de menús. Se conecta al *hardware* Arduino para cargar programas y comunicarse con ellos.

El IDE utiliza el concepto de un *sketchbook*: un lugar estándar para almacenar sus programas (*sketches*). La primera vez que ejecute el *software* Arduino, creará automáticamente un directorio para su *sketchbook*.

De la misma manera que permite guardar tus propios programas, el IDE de Arduino permite la descarga de distintas librerías que incluyen comandos ejemplos y códigos prediseñados. Normalmente estas librerías, suelen ser de comandos y ejemplos básicos o de estas mismas utilidades, pero asociadas a un *hardware* o función determinada. Las librerías proporcionan funcionalidad adicional para uso en *sketches*, por ejemplo, trabajar con *hardware* o manipular datos.

Para poder usar estas librerías es necesario tenerlas descargadas en el sistema operativo en la carpeta correspondiente a las librerías Arduino, que se genera automáticamente la primera vez que se ejecuta el *software* una vez descargado e incluirlas en el *sketch* al principio del mismo.

El lenguaje de codificación que utiliza Arduino es muy parecido a C++, que es un lenguaje común en el mundo de la informática. El código en el que se programa en Arduino es muy similar al código que se escribe en cualquier otro lenguaje, todos los conceptos básicos siguen siendo los mismos. Una de las diferencias más importantes con otros entornos de programación, es la aparición de dos funciones automáticamente cada vez que se abre el programa se abre y que estructura cualquier *sketch* Arduino.

La función, *void setup()*, se utiliza para configurar inicialmente la placa Arduino. El Arduino ejecuta todo el código que está contenido en esta función sólo una vez y al inicio de la aplicación/programa. La siguiente función *void loop()*, hace que todo el código en esta función se repita una y otra vez, en un bucle. La función *loop()* es donde reside el cuerpo de su programa.

Una de las partes más importantes del IDE es el *serial monitor*, muestra los datos en serie enviados desde la tarjeta Arduino. La velocidad en baudios a la que se repite el *sketch* (*void loop*), y por lo tanto la velocidad con la que se envían los datos que aparecen en el *serial monitor*, se determina en el código del *sketch*.

3.2.2 Unidad de medición inercial

A pesar de las distintas y complejas funciones de este tipo de dispositivo, en el trabajo que nos ocupa, buscaremos la determinación de la orientación absoluta, por lo tanto, queremos que el IMU nos proporcione la información de los ángulos de rotación del mismo en los tres ejes como aparece en la Figura 14. El *software* y la configuración del *hardware* necesarias para esto se explicarán más adelante en el apartado referido a la implementación.



Figura 14 Ejes de rotación

Los datos recolectados por el IMU son enviados a una unidad computadora, en nuestro caso, un ordenador, que puede trabajar con ellos siguiendo el movimiento, trazando su trayectoria o determinado su dirección en cada momento.

Obviamente, en cuanto a los sensores inerciales que vamos a utilizar, aunque tengan un principio de funcionamiento basados en acelerómetro y giroscopio, no se parecen a los que utiliza por ejemplo un avión. Estos se llaman IMU-in-a-chip, son considerablemente más pequeños, y los que utilizaremos están orientados al prototipado, por lo que tienen una manejabilidad mayor.

A diferencia del caso del microcontrolador, donde desde un principio se tuvo claro en que plataforma confiar el cerebro del dispositivo y no hicieron falta comprobaciones para confirmar el funcionamiento correcto del mismo más que las de rigor, en el caso de la elección del sensor fue distinto. Se probaron tres sensores diferentes hasta que se llegó al que se utilizó en el montaje definitivo.

A continuación, se exponen en orden cronológico de adquisición y prueba los distintos dispositivos que se testaron y sus características técnicas. Más adelante en el apartado de implementación se explicará su montaje, acople con el microcontrolador, así como el resto de especificaciones técnicas a cerca del cableado necesario.

Un punto importante de todos los IMUs expuestos a continuación es que el acceso a ellos es abierto y sencillo ya que se encuentran disponibles en cualquier tienda de electrónica, en la página web de la compañía o en distribuidores on-line como Amazon. Las distintas compañías son líderes en su sector y es fácil encontrar soporte y buenas guías de iniciación y uso.

También, los 3 disponen de un giroscopio, acelerómetro y magnetómetro. El giroscopio puede medir la velocidad angular de cada eje. El acelerómetro mide la aceleración aplicada en cada eje. Finalmente, el magnetómetro mide la fuerza y la dirección de los campos magnéticos, en la Figura 15 se ejemplifican estos datos recogidos por cada sensor.

A partir de estas tres propiedades, se puede obtener una gran cantidad de información sobre el movimiento y la orientación de un objeto, siempre en las 3 dimensiones del mismo.

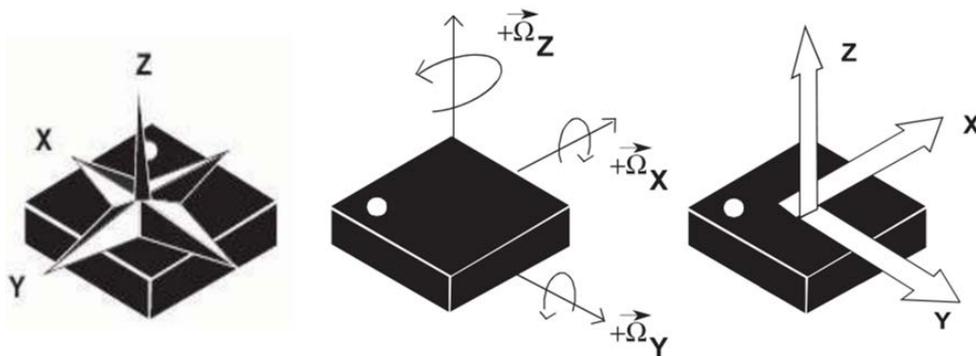


Figura 15. Datos detectada por magnetómetro, giroscopio y acelerómetro respectivamente.

Se explican a continuación los 3 sensores probados durante el trabajo. Finalmente, solo se utilizó uno de ellos para la implementación de nuestro dispositivo. Las razones del descarte y de decisión son explicadas en el apartado de implementación y montaje.

Sparkfun 9DOF IMU - LSM9DS1

Este sensor (Sparkfun Electronics, Niiwot, Colorado, USA) trabaja con LSM9DS1, un sistema versátil de detección de movimiento en un chip. Como se ha dicho antes, contiene un acelerómetro de 3 ejes, un giroscopio de 3 ejes y un magnetómetro de 3 ejes en total nueve grados de libertad, de ahí su nombre (9DOF) en un solo circuito integrado, Imagen 16.



Imagen 16. Sparkfun IMU

Este sensor permite una alimentación solo de entre 3.3 a 3.6V lo que le hace más sensible a sufrir cortocircuitos. El LSM9DS1 está equipado con una interfaz digital, que es compatible con los sistemas de conexión I2C y SPI, esto es importante porque ambos son protocolos de conexión compatibles con Arduino, en nuestro caso usaremos el sistema I2C.

Las librerías necesarias para su programación se encuentran en la página web y son descargables de manera gratuita. Su precio en la página web es de 25\$.

Adafruit Flora 9-DOF - LSM9DS0 - v1.0

Las características del Adafruit Flora (Adafruit Industries, New York, New York, USA) (Imagen 17) son muy parecidas a las del primer dispositivo explicado, pero este es de la casa Adafruit. Utiliza el sistema LSM9DS0, casi idéntico al anterior.



Imagen 17. Adafruit Flora

También contiene acelerómetro giroscopio y magnetómetro de tres ejes cada uno. Utiliza una interfaz I2C. Su precio es algo más bajo, de 19,95 \$ en el sitio web oficial.

La selección de este dispositivo se basó en que el soporte en esta compañía dejaba claro que era posible conseguir que desempeñará la función que nos interesaba, mientras que en el otro el soporte era más pobre, y el avance en la calibración para obtener en la orientación era prácticamente nulo.

Adafruit BNO055 Absolute Orientation Sensor

El Adafruit, Imagen 18 está equipado, como los anteriores con acelerómetro, magnetómetro y giroscopio de tres ejes. También, interfaz digital I2C.

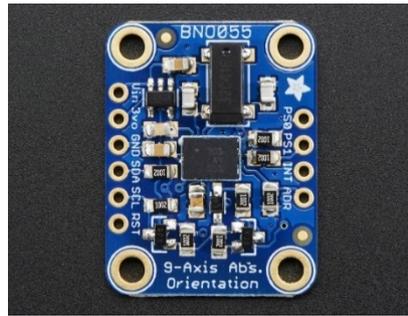


Imagen 18. Ardufruit BNO055

La diferencia con los anteriores es que, en este, acelerómetro, magnetómetro y giroscopio están en un mismo cubo con un procesador de alta velocidad, que procesa los datos obtenidos de los sensores, llevando a cabo la fusión del sensor y cumpliendo los requisitos de tiempo real y distancia. Obteniendo de ello datos útiles en cuaterniones, ángulos de Euler o vectores.

Ofrece también una sencilla manera de calibrarlo a partir de parámetros de calibración en cada eje, que se guardan una vez calibrados por primera vez en el sensor.

Además, el circuito integrado que utiliza el dispositivo está diseñado por la compañía Bosch, la primera y única que ofrece este tipo de funciones, y, al ser una compañía puntera y grande, el soporte encontrado online es francamente útil.

El precio en la página web es algo más alto, 34.95\$, porque aparte de la ventaja respecto al resto explicada anteriormente, es capaz de ofrecer una serie de *outputs* como la temperatura y vectores gravitacionales.

3.2.3 Material de soporte

Breadboard

Se utiliza una placa de pruebas de tamaño pequeño, como la mostrada en la Imagen 19, para las primeras pruebas de conexión del microcontrolador al sensor, antes de pasar a una conexión más funcional, dejando atrás este sistema precario.

Es conocido, que una *protoboard* o placa de pruebas es un tablero con orificios conectados eléctricamente entre sí de manera interna, que siguen unos patrones de conexión. En estos orificios se pueden conectar componentes electrónicos y cables para el armado y prototipado de circuitos.

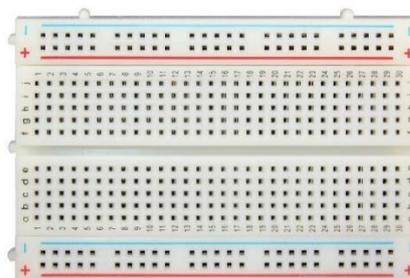


Imagen 19. Protoboard

Pin headers

Los *pin headers* sirven para ensamblarlos a distintos dispositivos para actuar como conexión entre ellos y cables o placas.

Están diseñados para ser soldados, por una parte, en nuestro caso a los sensores, y ser conectores por la otra, como se ve en la Imagen 20.



Imagen 20. Pin headers

Cableado

Utilizaremos dos tipos de cable, ambos diseñados para el prototipado.

Primero, usaremos cables macho-macho (Imagen 22) para la conexión entre el microcontrolador y la placa en el primer prototipo. Una vez validado este, usaremos cables macho hembra (Imagen 21) de mayor longitud para una conexión directa y más funcional entre microcontrolador y sensor.



Imagen 21. Cables macho-hembra



Imagen 22. Cables macho macho

3.3 Implementación

En el siguiente apartado se explica el montaje del dispositivo creado paso a paso. Se explicará por un lado la implementación del *hardware* y la explicación del descarte de los distintos sensores y por otro la programación y función de *software*.

3.3.1 Hardware

Unidad de Medición Inercial

En el apartado de instrumentación se explicaron tres sensores distintos, en orden de prueba y explicación Sparkfun-9DOF, Adafruit Flora y Ardafruit BNO055

En los dos primeros sensores explicados, se llegó a la obtención de la orientación, es decir, de manera resumida, un *software* que obtuviese los ángulos de rotación en los tres ejes respecto a una referencia, es decir, obtener el *output* en forma de ángulos de Euler, explicados gráficamente en la Figura 16.

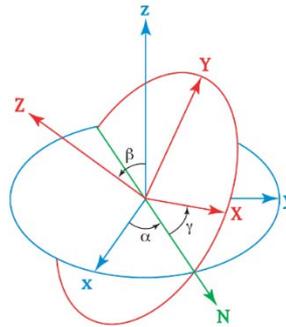


Figura 16. Ángulos de Euler

Ángulos de Euler:

- N es la línea de nodos-posición referencia o inicial
- α es el ángulo entre el eje x y la línea de nodos.
- β es el ángulo entre el eje z y el eje Z.
- γ es el ángulo entre la línea de nodos y el eje X.

Sin embargo, para esta tarea, la orientación 3D, es necesario obtener también los algoritmos de fusión para el sensor, y esto es una tarea costosa de continua prueba y error, tanteando distintos códigos. Estos algoritmos consiguen que la combinación de acelerómetro, magnetómetro y giroscopio den unos valores estables y precisos de orientación en los tres ejes. De lo contrario, se generaría un error importante, que además iría creciendo, error acumulativo, conforme el dispositivo funcionase, es decir, cuanto más tiempo operativo, más error. Esto es debido a que un IMU, explicado de manera resumida, toma medidas en base a medidas anteriores, agregando estos cambios, por lo tanto, los errores por pequeños que sean se van acumulando.

El trabajo con los algoritmos de fusión en ambos sensores fue costoso e improductivo. Es relativamente sencillo obtener un *output* medianamente preciso de la aceleración o la velocidad angular. Sin embargo, en el *output* que necesitamos, la orientación, si queremos obtener medidas con un error aceptable, los algoritmos de fusión se vuelven extremadamente complicados. En ambos se llegó a conseguir que el dispositivo devolviese de la manera planeada los ángulos de rotación a partir de los datos del acelerómetro, giroscopio y magnetómetro. Sin embargo, debido al problema explicado anteriormente, no se llegó a unos resultados de error aceptable. Se probaron distintos algoritmos que variaron la precisión, pero los resultados seguían siendo insuficientes. De todas formas, estas pruebas han permitido identificar el problema principal en la implementación del dispositivo. Por lo tanto, sabiendo que esta era la única dificultad que nos quedaba por superar, se buscó un nuevo sensor que, aunque de gama y coste superiores, nos garantizase la funcionalidad deseada.

El IMU escogido fue el Ardafruit BNO055 que, como se ha explicado en la parte de instrumentación, acelerómetro, magnetómetro y giroscopio están en un mismo cubo con un procesador de alta velocidad, que procesa los datos obtenidos de los sensores, llevando a cabo la fusión del sensor y cumpliendo los requisitos de tiempo real y distancia. Debido a ello, cuenta con un método de calibración sencillo que se explicará en el apartado *software*.

Montaje

A continuación, se explica el montaje del BNO055 en el que se sigue exactamente el mismo proceso que se siguió en los dos IMUs probados anteriormente.

Este sensor se adquiere como aparece en la Imagen 18, por lo tanto, para hacerlo funcional requiere que se le incorporen conectores Berg o *pin headers* en sus distintos pines o puertos, para así poder conectarlos a las demás partes del *hardware* del dispositivo.

Aunque para nuestro propósito no necesitamos todos los pines, se le conectara un *pin header* en cada uno, un total de 10.

Para que sea posible soldar los conectores al sensor correctamente, es decir, que queden perfectamente rectos para garantizar su correcta conexión, usaremos una placa de prueba donde se conectan los *pin headers* y se encaja en ellos la placa, de la misma manera que quedará al final de proceso. Este montaje se resume en la Imagen 23 y en la Imagen 24.

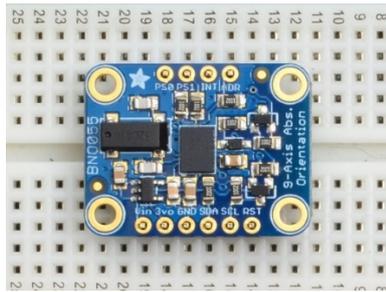


Imagen 23. Sensor sobre headers

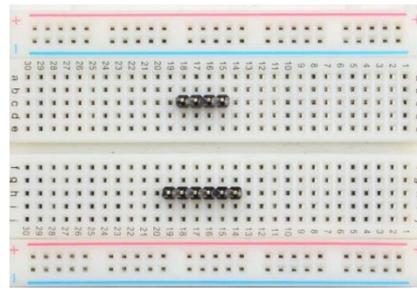


Imagen 24. Posicionamiento headers

Una vez en la posición indicada se sueldan los distintos componentes (Imagen 26). Se realiza este proceso con la técnica de soldadura blanda, es decir, utilizando un soldador eléctrico y un carrete de estaño-plata comprobado que la unión obtenida es sólida para garantizar la buena conducción eléctrica. Todo ello lleva al resultado final que se muestra en la Imagen 25.

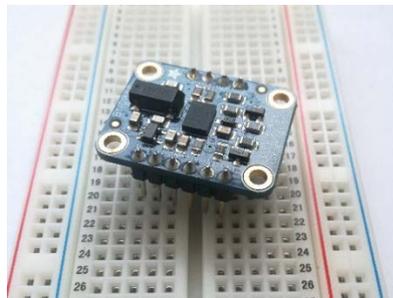


Imagen 25. Resultado soldaje

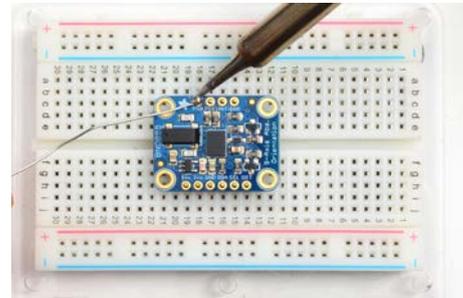


Imagen 26. Soldaje

Soldadura con soldador eléctrico (superior izquierda). Resultado final una vez desacoplados los pines de la *protoboard*, con todos los pines soldados.

Conexión microcontrolador IMU

El siguiente paso será la conexión del IMU al microcontrolador.

Se puede conectar fácilmente a cualquier microcontrolador, en nuestro caso el Elegoo UNO R3, siempre y cuando tenga capacidad de comunicación I2C.

Para seguir este protocolo de conexión, se conecta primero el pin Vin del el IMU a la fuente alimentación, el sensor funciona entre 3-5V. Se usa la misma alimentación que usa el microcontrolador, que en nuestro caso es 5V.

A continuación, se conecta el pin de tierra (*ground*) a la conexión de tierra del microcontrolador.

El siguiente paso es la conexión de los pines relacionados con I2CP por un lado se conecta el pin SCL al pin SCL del reloj I2C del microcontrolador. En Elegoo UNO, esto también se conoce como A5.

El siguiente pin I2C es el pin SDA que se conecta al pin SDA de datos I2C del microcontrolador. En nuestra placa nombrado A4.

Esto lleva al resultado final mostrado en la Imagen 27.

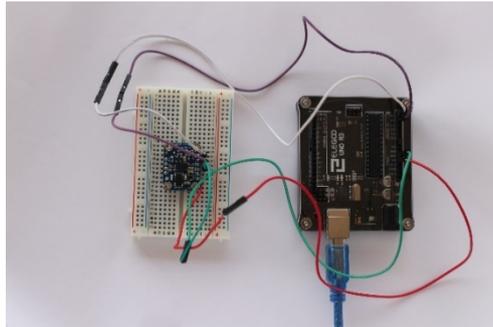


Imagen 27. Conexión IMU-microcontrolador

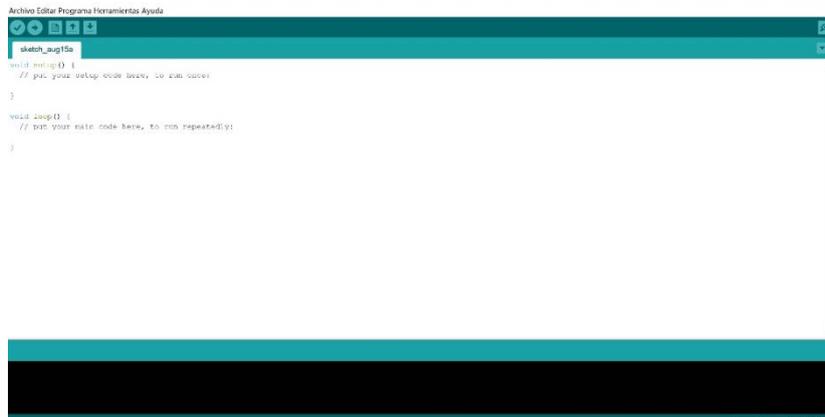
3.3.2 Software

Descarga Arduino IDE

Para descargar Arduino en el ordenador solo hay que acudir a la página web oficial Arduino y buscar el enlace de descarga. Como se ha dicho anteriormente la descarga de Arduino es completamente gratuita. A pesar de ello se ofrece la opción de donar dinero a la plataforma. El programa aparece disponible para todos los sistemas operativos

Una vez descargado y ejecutado, se crearán las carpetas correspondientes del programa dentro del equipo, y ya se será capaz de trabajar con la IDE de Arduino. Existen ejemplos que se descargan junto con el programa que pueden servir para comprobar el funcionamiento del mismo dentro del ordenador.

La Captura 1 es la pantalla principal de trabajo que aparece al ejecutar por primera vez el programa, con las funciones que se explicaron en el apartado de *software* de instrumentación.



Captura 1. Sketch básico Arduino

Descarga librerías BNO055

Para el uso de las distintas funciones es necesaria la descarga de dos librerías distintas. Por un lado, la librería correspondiente a todos los sensores de la marca, con funciones generales comunes en ellos, así como ejemplos útiles para el test de los mismos. Y por otro lado la librería correspondiente a las funciones específicas de nuestro sensor BNO055.

La descarga de estas librerías se puede realizar de manera sencilla en la página web oficial de Adafruit y buscando el IMU correspondiente.

Una vez descargadas las librerías hay que guardarlas en la carpeta *libraries* dentro de la carpeta del programa Arduino. Esta carpeta se genera automáticamente con la instalación de la IDE y es necesario guardar en ella las librerías descargadas para que el programa sea capaz de usar las funciones.

En la página web y en las propias carpetas descargables existe también información sobre cómo usar en programación las distintas funciones del sensor.

Código

Orientación

Cómo se ha explicado anteriormente, se eligió este sensor porque él mismo ejecuta las funciones de fusión de datos para obtener la orientación del IMU a partir de los datos que proporcionan el acelerómetro, magnetómetro y el giroscopio.

Por lo tanto, para obtener la orientación existen funciones que vienen incluidas en su librería para obtener este *output* de manera más o menos sencilla. Los datos aparecerán en el *serial monitor* en forma de ángulos de Euler.

Calibración

Sin embargo, obtener esta misma información de forma precisa es algo más complicado. Para ello es necesario la calibración del sistema.

Cómo se ha comentado en el apartado de instrumentación, el BNO055 incluye algoritmos internos para calibrar constantemente el giroscopio, el acelerómetro y el magnetómetro dentro del dispositivo, sin embargo, el resultado no se consigue nada más conectar el dispositivo ni con un tiempo de espera.

Para facilitar la tarea, el IMU puede leer el estado de calibración de cada sensor utilizando la función *getCalibration()* de la librería *Adafruit_BNO055*. Esta función devuelve cuatro registros de calibración, un estado general de calibración del sistema, así como valores individuales de giroscopio, magnetómetro y acelerómetro. Estos registros consisten en un valor entre del "0" (datos no calibrados) a el "3" (datos completamente calibrados). Cuanto mayor sea el número mayor será la calidad del *output*.

Para llegar a este estado es necesario que cada uno de los sensores del IMU se calibren, para ello es necesario llevar a cabo una serie de movimientos cuando el dispositivo esté conectado al ordenador con el código ejecutándose:

- Giroscopio: Su calibración es la más sencilla, con mantenerlo en una posición estática unos segundos alcanzará el estado de máxima calibración
- Magnetómetro: Para este, es necesario un movimiento normal suave del dispositivo. También es bastante sencillo.

3.3.3 Montaje final

Una vez están correctamente realizadas las implementaciones del *software* y del *hardware*, la conexión entre las partes es tan sencilla como conectar el cable del microcontrolador a un puerto USB del ordenador.

Desde la IDE de Arduino se selecciona el puerto en el que se establece la conexión, y basta con ejecutar el código para que empiece a funcionar.

3.4 Procedimiento

En el siguiente apartado, se explicará cómo una vez el dispositivo se encontraba en correcto funcionamiento, se realizó una serie de medidas para obtener así la validez del mismo.

Para ello, se realizaron dos ejercicios distintos con el sistema de los que se obtuvieron los datos referentes a la orientación obtenidos por el mismo.

El primer ejercicio se realizó tratando de emular los movimientos de flexo-extensión de la muñeca y se tomaron una serie de 20 medidas aleatorias de ángulos en el eje Y. El sistema comenzó a medir desde una posición cero hasta un ángulo aleatorio dentro del eje de medida. Seguidamente el sistema se volvió a reiniciar desde la posición cero de nuevo, antes de tomar la siguiente medida y evitar así posibles errores de deriva introducidos por el sensor. Este efecto se podría manifestar como un error acumulativo a medida que se aumenta el número de medidas y transcurre el tiempo. Por lo tanto, se decidió evitar este posible error reiniciando el sistema antes de cada medida.

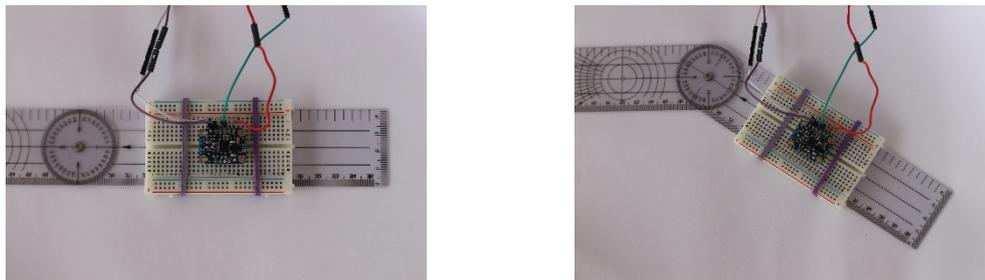


Imagen 28. De izquierda a derecha, posición de inicio y posición de medida

El segundo ejercicio se realizó tratando de emular los movimientos de aducción-abducción de la muñeca y se tomaron una serie de 20 medidas aleatorias de ángulos en el eje X. Se siguió el mismo protocolo de medida explicado en el ejercicio anterior, es decir, partiendo desde una posición de inicio de medida o posición cero hasta el ángulo de medida, y seguidamente se reinició el sistema antes de la siguiente medida.

A continuación, se realizó una serie de medidas complementarias, que consistían en tomar medidas realizando los mismos ejercicios, pero esta vez sin reiniciar el dispositivo entre cada medida y siguiendo un orden en los ángulos, todo ello para comprobar el efecto de la deriva.

Todas estas medidas fueron realizadas simultáneamente con un goniómetro, de la manera ejemplificada en la Imagen 28, para poder comparar el resultado obtenido por nuestro sistema con las medidas obtenidas por el goniómetro.

4. Resultados

En la Tabla 1 y la Tabla 2, se muestran los resultados de los ejercicios explicados anteriormente. En ellas aparecen ordenadas las medidas tomadas en orden cronológico, desde la medida del ángulo 1 al ángulo 20, y para cada uno de ellos, el resultado obtenido por el goniómetro y por el IMU. Finalmente se presenta el error absoluto de cada una de las medidas, que corresponde a la diferencia entre la medida tomada por el goniómetro y la tomada por el IMU.

4.1 Ejercicio 1. Flexo-extensión

En este ejercicio, ya que trata de emular el movimiento de flexo extensión, se ha tomado como posición de inicio la explicada en la sección 3.1.1. El goniómetro se sitúa con ambos brazos alineados y el eje del mismo a su vez paralelo al suelo. Por ello, hemos tomado como positivos los datos pertenecientes a un ángulo de extensión (hacia arriba), y negativo los correspondientes a flexión (hacia abajo). Esto se hace únicamente para simplificar la toma de datos y presentar unos resultados fácilmente interpretables.

	Goniómetro (º)	IMU (º)	Error (º)
Ángulo 1	0	0,1875	0,1875
Ángulo 2	40	40,8015	0,8015
Ángulo 3	50	49,5625	0,4375
Ángulo 4	70	70,1250	0,125
Ángulo 5	15	15,250	0,25
Ángulo 6	55	55,1825	0,1825
Ángulo 7	-30	-29,125	0,875
Ángulo 8	10	9,4375	0,5625
Ángulo 9	-50	-49,375	0,625
Ángulo 10	-25	-25,3125	0,3125
Ángulo 11	-35	-35,625	0,625
Ángulo 12	60	60,0625	0,0625
Ángulo 13	-30	-29,5	0,5
Ángulo 14	75	75,3125	0,3125
Ángulo 15	-60	-59,6875	0,3125
Ángulo 16	25	25,75	0,75
Ángulo 17	45	45,125	0,125
Ángulo 18	-10	-9,5625	0,4375
Ángulo 19	-55	-55,875	0,875
Ángulo 20	65	64,8125	0,1875

Tabla resultados 1. Medidas eje Y

4.2 Ejercicio 2. Aducción-abducción

En este ejercicio al tratarse de emular el movimiento de aducción-abducción se tomarán medidas en el eje X, comenzando por una posición de inicio como la descrita en la sección 3.1.1. El goniómetro se dispone con los brazos alineados paralelo al suelo y con el eje orientado en perpendicular al mismo. Se tomarán, de manera análoga a la anterior, los ángulos referentes a la aducción en negativo, y los referentes a la abducción en positivo.

	Goniómetro (º)	IMU (º)	Error (º)
Ángulo 1	35	32,75	2,25
Ángulo 2	40	44,0625	4,0625
Ángulo 3	-20	-17,75	2,25
Ángulo 4	65	62,75	2,25
Ángulo 5	-70	-74,3125	4,3125

Ángulo 6	45	46,8015	1,8015
Ángulo 7	35	31,9485	3,0625
Ángulo 8	-25	-26,125	1,125
Ángulo 9	80	83,8125	3,8125
Ángulo 10	-10	-8,125	1,875
Ángulo 11	-15	-13,875	1,125
Ángulo 12	75	72	3,00
Ángulo 13	30	31,6375	1,6375
Ángulo 14	45	43,125	1,875
Ángulo 15	-65	-68,875	3,875
Ángulo 16	10	10,875	0,875
Ángulo 17	25	26,875	1,875
Ángulo 18	-40	35,75	4,25
Ángulo 19	60	56,5625	3,6375
Ángulo 20	10	11,125	1,125

Tabla resultados 2. Medidas eje X

4.3 Ejercicio 1. Flexo-extensión. Sin reinicio de la placa

Se siguieron los mismos pasos para las medidas que en el ejercicio 1, pero esta vez sin reiniciar la placa entre medidas y siguiendo un orden en los ángulos.

	Goniómetro (º)	IMU (º)	Error (º)
Ángulo 1	-90	-90	0
Ángulo 2	-80	-80,625	0,625
Ángulo 3	-70	-69,75	0,25
Ángulo 4	-60	-59,625	0,375
Ángulo 5	-40	-39,9375	0,0625
Ángulo 6	-50	-50,1875	0,1875
Ángulo 7	-40	-40,3125	0,3125
Ángulo 8	-30	-29,3125	0,6875
Ángulo 9	-20	-19,135	0,865
Ángulo 10	-10	-9,3	0,7
Ángulo 11	0	00,125	0,125
Ángulo 12	10	9,185	0,815
Ángulo 13	20	19,95	0,05
Ángulo 14	30	30,65	0,65
Ángulo 15	40	39,25	0,75
Ángulo 16	50	50,1875	0,1875
Ángulo 17	60	59,625	0,375
Ángulo 18	70	70,125	0,125
Ángulo 19	80	80,185	0,185
Ángulo 20	90	90,6025	0,625

Tabla resultados 3. Ejercicio 1 sin reinicio de placa

4.4 Ejercicio 2. Aducción-Aducción. Sin reinicio de la placa

Se siguieron los mismos pasos para las medidas que en el ejercicio 2, pero esta vez sin reiniciar la placa entre medidas y siguiendo un orden en los ángulos.

	Goniómetro	IMU	Error
Ángulo 1	-90	0,0000	0
Ángulo 2	-80	-79,75	0,25
Ángulo 3	-70	-68,8750	1,125
Ángulo 4	-60	-58,5625	1,4375
Ángulo 5	-40	-38,6250	1,375
Ángulo 6	-50	-48,1250	1,875
Ángulo 7	-40	-40,4375	0,4375
Ángulo 8	-30	-30,5000	0,5
Ángulo 9	-20	-20,0625	0,0625
Ángulo 10	-10	-9,5625	0,4375
Ángulo 11	0	01,5000	1,5
Ángulo 12	10	11,0625	1,0625
Ángulo 13	20	21,5000	1,5
Ángulo 14	30	32,5000	2,5
Ángulo 15	40	42,7250	2,725
Ángulo 16	50	52,5000	2,5
Ángulo 17	60	62,8750	2,875
Ángulo 18	70	74,7250	4,725
Ángulo 19	80	84,0625	4,065
Ángulo 20	90	84,7250	4,7250

Tabla resultados 4. Ejercicio 2 sin reinicio de placa

5. Discusión

5.1 Análisis de datos

A continuación, se ofrece un estudio, análisis y justificación de los resultados expuestos anteriormente.

5.1.1 Ejercicio 1. Flexo-extensión

Para comenzar, los datos obtenidos en el primer ejercicio, es decir, el referente a las medidas en el eje Y, dejan un error medio de 0,427º con un máximo de 0,875º.

En el Gráfico 4 se puede observar gráficamente como el error en las distintas medidas ordenadas cronológicamente varía en un rango no superior a 0,9º.

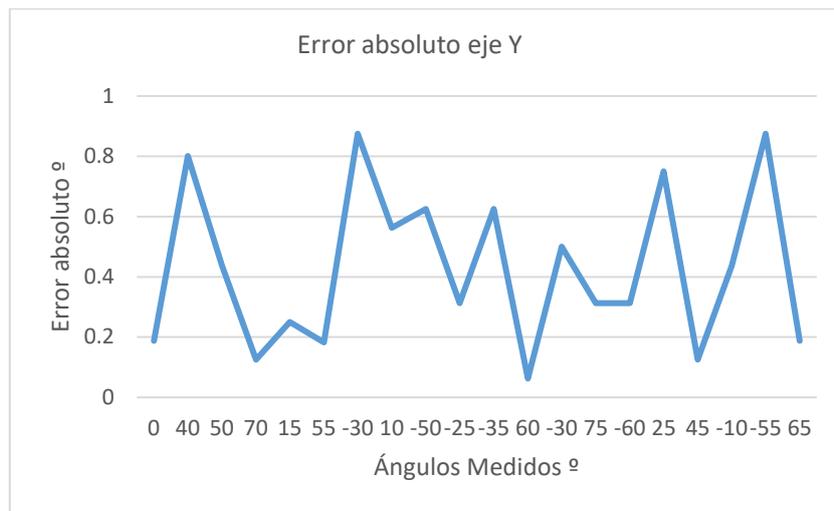


Gráfico 4. Error absoluto eje Y

Se puede apreciar que el error no sigue ningún patrón al menos cronológico, ya que varía aparentemente de forma aleatoria siempre en torno a los mismos valores. Esto se puede apreciar en el Gráfico 5, un diagrama de caja y bigotes donde se ve con claridad el rango en torno al que oscila el error, quedando la media prácticamente en el centro del mismo.

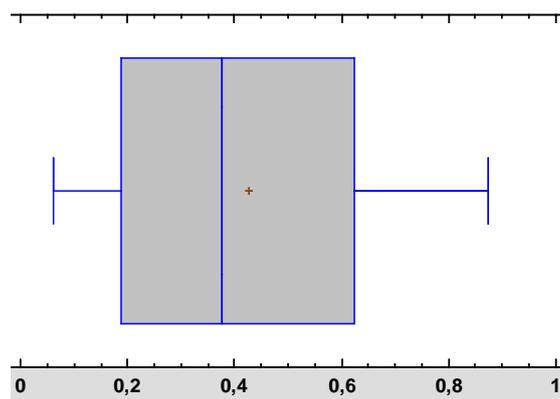


Gráfico 5. Diagrama caja y bigotes eje Y

Para comprobar que el error tampoco depende de la magnitud del ángulo, se realiza el siguiente estudio de regresión (Gráfico 6). Para tratar de encontrar una correlación entre la amplitud del ángulo medido y su error, utilizamos el valor absoluto de todos los ángulos, ya que nos interesa el valor absoluto desde la posición de inicio a la medida.

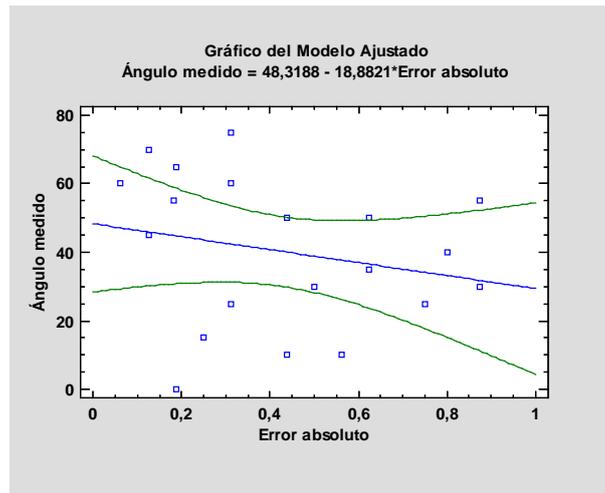


Gráfico 6. Regresión eje Y

Se ve con claridad que la distribución no delata ninguna correlación entre ángulo medido y error absoluto. Dado que el valor-P en la tabla ANOVA es mayor o igual a 0,05 (0,3322), no hay una relación estadísticamente significativa entre Ángulo y Error.

El estadístico R-Cuadrada indica que el modelo ajustado explica 5,22883% de la variabilidad en ángulo medido. El coeficiente de correlación es de -0,228666, lo que indica una relación relativamente débil entre las variables.

4.5 Ejercicio 2. Aducción-abducción

Por otro lado, el ejercicio 2, que comprende las medidas en el eje X, dan un error medio de 2,5° con un máximo de 4,31°.

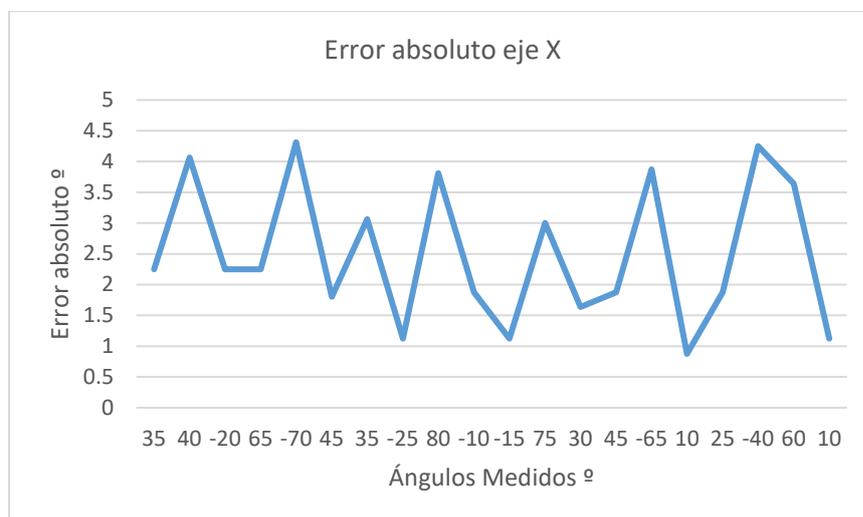


Gráfico 7. Error absoluto eje X

En el Gráfico 7 representa la evolución del error absoluto en este eje durante el ejercicio. En este se puede observar como el error varía siempre en un rango menos de 4,5°.

De la misma manera que en el primer ejercicio, el error varía en torno a unos valores, pero sin seguir una tendencia o una evolución definida, solo variando en un rango definido,

mayor que en el primer ejercicio. Por ello, su diagrama de caja y bigotes tiene una estructura similar, pero abarcando un rango mucho mayor que en el primer ejercicio.

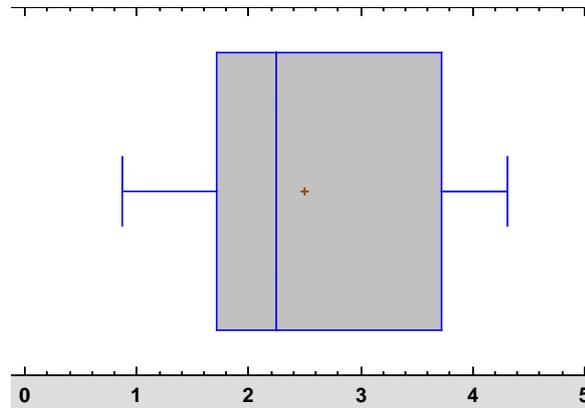


Gráfico 8. Diagrama caja y bigotes eje X

De una forma análoga a lo que se hizo con los datos referentes al eje Y se busca la posible relación entre el error y la amplitud del ángulo medido. Se usa para ello el valor absoluto de los ángulos medidos para tener en cuenta así la amplitud hasta el punto de inicio en todas las medidas tomadas.

En el Gráfico 9 se puede observar que existe una relación entre los dos parámetros. Además, el valor-P (0,0012) es menor que 0,05, por lo que existe una relación estadísticamente significativa entre ángulo y error absoluto con un nivel de confianza del 95,0%.

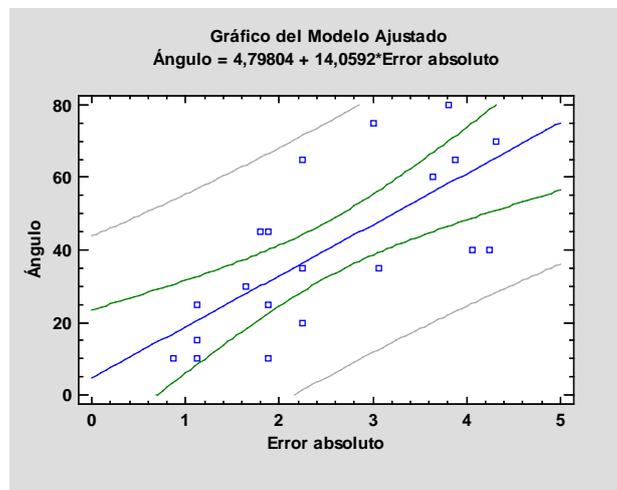


Gráfico 9. Regresión eje X

Por otro lado, el coeficiente de correlación es igual a 0,714282, lo que indica una relación moderadamente fuerte entre las variables. Esta relación hubiera sido más fuerte si se hubiera tomado una muestra mayor en este ejercicio.

5.1.2 Ejercicio 1. Flexo-extensión. Sin reinicio de la placa

Como muestran el Gráfico 10, el error se mantiene en un rango de entre 0 y 0,8º durante las distintas medidas, mostrando a su vez una sucesión de picos en torno a esos valores

Si se lleva a cabo un estudio del error más detallado se puede ver que los promedios del error en el eje Y es 0,385658.



Gráfico 10. Error absoluto eje Y sin reiniciar placa

4.6 Ejercicio 2. Aducción-Aducción. Sin reinicio de la placa

En el Gráfico 11 se puede apreciar que el error se mueve en un rango mucho más amplio, alcanzando un máximo de $4,75^\circ$ cuando en los anteriores diagramas ni siquiera alcanzaba 1° . EL error medio es también elevado, de $1,62895^\circ$.



Gráfico 11. Error absoluto eje X sin reiniciar placa

También, la evolución temporal no guarda ninguna similitud con los anteriores. Mientras que en los ejes Y, el error oscila en torno a unos valores similares, dejando marcados picos entre las medidas, en la gráfica del Eje X crece o decrece de manera más suave (también debido a que el rango es mucho mayor) y progresiva.

5.2 Funcionalidad de resultados

La validez de los resultados obtenidos por el dispositivo también varía dependiendo del eje al que correspondan.

Hablando de las medidas tomadas reiniciando la placa, en las medidas referentes eje Y el error absoluto máximo es de $0,875^\circ$ y el error relativo medio es menor al 1%, de $0,823\%$ que se mantiene en ese rango durante el proceso de medida y que tampoco varía en función de la

amplitud de las medidas. Por lo tanto, los resultados serían suficientemente precisos como para usarlos en la práctica.

Sin embargo, en las medidas referentes al eje X el error absoluto es más de cuatro veces mayor al anterior, 4,31° y un error relativo del 7%. Por lo tanto, estos resultados no serían válidos para el uso clínico.

En lo referente a las medidas tomadas sin reiniciar la placa, a pesar de que estas se realizaron solo con el objetivo de comprobar el efecto de la deriva, que ya se anticipaba, el resultado es parecido, el error relativo en el eje Y es menor del 1 %, 0,43% concretamente, lo que lo haría apto para el uso clínico. Sin embargo, el error relativo en el eje X es superior al 1% y no solo eso, si no que el error máximo es alarmantemente alto y además marcadamente creciente, lo que hace que se descarten definitivamente estos resultados como válidos.

5.3 Justificación de resultados.

Respecto a los resultados obtenidos reiniciando la placa, la razón que se ha determinado de que aparezca este error significativo únicamente en las medidas del eje X y que el eje Y parezca exento del mismo tiene que ver con la orientación de los planos de medida. Como se ha explicado acerca de nuestro sensor, se recalibra continuamente. Este mecanismo resulta exitoso en el eje Y ya que puede usar la gravedad como “referencia” perdiendo la dependencia de la medida anterior para obtener la siguiente. Sin embargo, debido a que el vector gravedad es perpendicular, y por lo tanto constante en el eje X, hace que se mantenga la dependencia de las medidas anteriores, generando un error que, como se ha demostrado con la prueba de regresión, aumenta en medidas más amplias.

En lo referente a los resultados obtenidos sin reiniciar la placa, se puede observar como en el eje X la deriva ha provocado un error acumulativo creciente, ya que el dispositivo basa su medida en la medida anterior. La razón es la misma que la explicada para los resultados de los ejercicios reiniciando la placa, el eje Y aparece exento de este error acumulativo por que puede recalibrarse en función de la gravedad, mientras que el eje X no.

5.4 Líneas futuras

La limitación explicada anteriormente ha sido tema de discusión en algunos artículos [10] [11] acerca de la captura de movimientos mediante IMUs, por lo que se trata de un problema común en este campo. Entre las soluciones propuestas, la que parece más apropiada para nuestro dispositivo sería aplicar un dispositivo de referencia, con un funcionamiento distinto, es decir, no un sensor inercial. Esto podría usarse para durante la recalibración del sistema. Una posible solución sería un sistema magnético o un sistema de captura y reconocimiento de imágenes [11].

Otro avance necesario, sería la implementación de este sistema en un dispositivo inalámbrico, lo que daría una libertad real que permitiría la valoración de ejercicios utilizados en la vida diaria, como por atarse los cordones o peinarse. Esto desmarcaría completamente el dispositivo de los métodos tradicionales de medida y valoración, abriendo una nueva puerta en el avance médico en los campos relacionados.

6. Conclusión

A pesar de los resultados no hayan sido completamente exitosos, existen bastantes puntos satisfactorios en el desarrollo del trabajo.

Empezando por el error encontrado, éste ha llegado aproximadamente a un 7%, casi 5º, y por lo tanto, no es aceptable para un correcto funcionamiento. Sin embargo, pese a este error, el sistema permite tomar medidas aproximadas que, aunque no sean útiles para nuestro propósito, podrían aplicarse a otros.

Por otro lado, que el error sea creciente no es solo un punto negativo. Obviamente hace que el dispositivo tenga un tiempo de funcionamiento muy limitado, pero, que se llegue a un error acumulativo del 2% después de una serie de 19 medidas determina que en un inicio el sistema funcionaba de manera correcta, aunque fuese para unas pocas medidas. Esto claramente hace que el problema a resolver sea más sencillo que si el dispositivo tomase medidas imprecisas desde el principio.

También, hemos topado con un problema que, aunque no esperásemos encontrar con el IMU usado, tiene una causa que es típica en este tipo de sensores y existen estudios acerca de cómo paliarlo, por lo que, aunque pueda resultar costosa de subsanar, tiene solución.

Dada esta serie de razonamientos se puede decir que, a pesar del resultado negativo en la funcionalidad del dispositivo, se puede afirmar que se han sentado las bases para el desarrollo un dispositivo definitivo y completamente funcional después de haber dejado clara su viabilidad con el trabajo realizado en este proyecto.

7. Bibliografía

- [1] J. H. Buffi, J. L. Sancho Bru, J. J. Crisco, and W. M. Murray, "Evaluation of Hand Motion Capture Protocol Using Static Computed Tomography Images: Application to an Instrumented Glove," *J. Biomech. Eng.*, vol. 136, no. 12, p. 124501, 2014.
- [2] N. Miyata, M. Kouchi, T. Kmhara, and M. Mochimaru, "Modeling of human hand link structure from optical motion capture data," in *2004 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS) (IEEE Cat. No.04CH37566)*, vol. 3, pp. 2129–2135.
- [3] N. . Fowler and A. . Nicol, "Functional and biomechanical assessment of the normal and rheumatoid hand," *Clin. Biomech.*, vol. 16, no. 8, pp. 660–666, Oct. 2001.
- [4] R. Degeorges, J. Parasie, D. Mitton, N. Imbert, J.-N. Goubier, and F. Lavaste, "Three-dimensional rotations of human three-joint fingers: an optoelectronic measurement. Preliminary results," *Surg. Radiol. Anat.*, vol. 27, no. 1, pp. 43–50, Mar. 2005.
- [5] C. D. Metcalf, S. V. Notley, P. H. Chappell, J. H. Burrige, and V. T. Yule, "Validation and Application of a Computational Model for Wrist and Hand Movements Using Surface Markers," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 55, no. 3, pp. 1199–1210, Mar. 2008.
- [6] Y. Park, J. Lee, and J. Bae, "Development of a finger motion measurement system using linear potentiometers," in *2014 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics*, 2014, pp. 125–130.
- [7] C.-C. Cheng, I. Her, Q.-H. Huang, and M.-T. Wu, "A tele-monitoring system for performance evaluation of motor task in fMRI environment," in *2008 International Conference on Intelligent Sensors, Sensor Networks and Information Processing*, 2008, pp. 369–374.
- [8] Pei-Chi Hsiao, Shu-Yu Yang, Bor-Shing Lin, I-Jung Lee, and W. Chou, "Data glove embedded with 9-axis IMU and force sensing sensors for evaluation of hand function," in *2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 2015, pp. 4631–4634.
- [9] B.-S. Lin, P.-C. Hsiao, S.-Y. Yang, C.-S. Su, and I.-J. Lee, "Data Glove System Embedded with Inertial Measurement Units for Hand Function Evaluation in Stroke Patients," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, pp. 1–1, 2017.
- [10] J. Lemos, A. Hernandez, and G. Soto-Romero, "An Instrumented Glove to Assess Manual Dexterity in Simulation-Based Neurosurgical Education," *Sensors*, vol. 17, no. 5, p. 988, Apr. 2017.
- [11] H. G. Kortier, J. Antonsson, H. M. Schepers, F. Gustafsson, and P. H. Veltink, "Hand Pose Estimation by Fusion of Inertial and Magnetic Sensing Aided by a Permanent Magnet," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 23, no. 5, pp. 796–806, Sep. 2015.

Parte II. Presupuesto

Índice del presupuesto

1. Precios detallados por capítulos	2
2. Presupuesto total tfg.....	3

Precios detallados por capítulos

Capítulo 1. Herramientas *software*

Ud	Denominación	Cantidad	Precio Unitario (€)	Precio Total (€)
u	Open Office (licenciaUPV)	1	0	0
u	Statgraphics XVII	1	0	0
u	Arduino IDE 1.8.4	1	0	0
			Total	0

Capítulo 2. Herramientas *hardware*

Ud	Denominación	Cantidad	Precio Unitario (€)	Precio Total (€)
u	Elegoo UNO R3 Board	1	14,26	14,26
u	Ardafruit BNO055	1	29,32	29,32
u	SparkFun 9DoF LSM9DS1	1	20,93	20,93
u	Ardafruit FLORA	1	16,63	16,63
u	Protoboard 3.20" x 2.08"	1	3,82	3,82
u	Cables Mach- hembra 20cm	1	3,55	3,55
u	Goniómetro médico	1	8,25	8,25
			Total	96,76

Capítulo 3. Personal

Ud	Denominación	Cantidad	Precio Unitario (€)	Precio Total (€)
h	Tutor TFG	30	30	300
h	Alumno TFG	300	12	3600
			Total	4500

Presupuesto total del Trabajo Fin de Grado

Capítulo		Importe (€)
Capítulo 1	Herramientas <i>software</i>	0
Capítulo 2	Herramientas <i>hardware</i>	96,76
Capítulo3	Personal	4500
<hr/>		
Presupuesto de ejecución material		4596,67
13% gastos generales		597,57
6% beneficio industrial		275,8
<hr/>		
Suma		5470,04
21% IVA		1148,71
<hr/>		
Presupuesto Total		6618,75