



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

**Instrumentación de cuerpo
completo para análisis y
valoración de la marcha
humana**

TESIS

Que para obtener el título de
Ingeniero Mecatrónico

P R E S E N T A

Francisco Javier Sevilla Reyes

DIRECTOR DE TESIS

Dr. Octavio Díaz Hernández



Ciudad Universitaria, Cd. Mx., 2021



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

Resumen

La marcha humana es un procedimiento comprendido por la sinergia de varios sistemas en el cuerpo humano que permite realizar una serie de movimientos para desplazar al mismo. La marcha humana se compone de varios procesos complejos que para poder ser estudiados, comprendidos y analizados adecuadamente hacen uso de muchas disciplinas. Muchos factores deben considerarse durante la marcha pues se pueden atribuir ciertos parámetros generales que pueden analizarse, no obstante, cada parámetro cuenta con valores distintos para cada individuo dadas sus propias condiciones físicas y morfológicas. Gracias a los diversos estudios realizados alrededor de esta temática, es posible establecer rangos *normales* para los valores analizados de la marcha como velocidad, inclinación, formas de movimiento, entre otros. Muchas de las evaluaciones existentes sobre la marcha se dan de forma cualitativa y existen pocos aparatos que permiten un análisis cuantitativo de la marcha con un buen nivel de exactitud y fidelidad. Estos sistemas suelen ser de difícil acceso debido a su alto costo de adquisición.

El presente trabajo trata del diseño y construcción de un dispositivo de instrumentación para el rastreo y análisis de la marcha con la intención de generar una herramienta útil durante el diagnóstico y la rehabilitación de pacientes con deficiencias en la misma, principalmente, a causa de un accidente cerebrovascular. Se hace uso de varias herramientas de diseño para partir de una idea y llegar a un resultado final deseado. Del mismo modo, se investigan y comparan sistemas comerciales existentes así como sus ventajas y desventajas.

El sistema construido se apoya de sistemas como manufactura aditiva, programación en las plataformas de *Processing*, *Mathematica* y haciendo uso del IDE de Arduino para la programación del microcontrolador y la obtención de información de los sistemas sensores. Una vez construido el prototipo, este se pone a prueba con un sujeto saludable para comprobar el funcionamiento del dispositivo e identificar las ventajas y desventajas que pudiera tener en comparación de sistemas actuales y en el posible uso como herramienta médica.

Índice

Contenido

1	INTRODUCCIÓN A LA MARCHA HUMANA	7
1.1	EVALUACIÓN DE LA MARCHA	9
1.2	ALTERACIONES A LA MARCHA	10
1.2.1	<i>Patologías y Trauma</i>	11
1.3	OBJETIVO A TRATAR	12
1.4	HIPÓTESIS DE RESULTADOS.....	12
2	ANÁLISIS DE LA MARCHA	13
2.1	MECANISMOS Y CINEMÁTICA	13
2.1.1	<i>Grados de Libertad</i>	13
2.1.2	<i>Cadenas Cinemáticas</i>	13
2.1.3	<i>Cinemática Directa en Manipuladores</i>	14
2.2	BIOMECÁNICA DEL CUERPO	15
2.2.1	<i>Análisis Complejo del Cuerpo</i>	21
2.3	INSTRUMENTACIÓN	22
2.3.1	<i>Sistemas Portables Comerciales</i>	23
3	CARACTERÍSTICAS DEL SISTEMA.....	27
3.1	DESCRIPCIÓN	27
3.2	EXPLICACIÓN DEL PROBLEMA.....	27
3.3	USUARIOS	27
3.4	REQUERIMIENTOS Y PESOS	27
3.4.1	<i>Requerimientos</i>	27
3.5	MATRIZ DE PESOS	29
4	ETAPAS DE DISEÑO	31
4.1	DISEÑO CONCEPTUAL.....	31
4.1.1	<i>Diagrama Funcional del Sistema</i>	31
4.1.2	<i>Matriz de Correlación</i>	32
4.1.3	<i>Tabla de Conceptos</i>	36
4.2	DISEÑO DE CONFIGURACIÓN	41
4.3	DISEÑO DE DETALLE	42
4.3.1	<i>Circuito Electrónico Montado</i>	42
4.3.2	<i>Interfaces para Usuario</i>	52
4.3.3	<i>Descripción del Código</i>	54
5	CONSTRUCCIÓN	55
5.1	SISTEMA DE INSTRUMENTACIÓN	55
5.2	SISTEMA DE SOPORTE.....	60

5.3	MONTAJE DE LA INSTRUMENTACIÓN.....	60
5.4	INTERFAZ VIRTUAL	61
5.5	ITERACIONES DE DISEÑO	62
6	RESULTADOS OBTENIDOS	63
6.1	FUNCIONAMIENTO DEL SISTEMA.....	63
6.1.1	<i>Gráficas de Evolución Angular Respecto al Tiempo en la Columna.....</i>	<i>64</i>
6.1.2	<i>Gráficas de Evolución Angular Respecto al Tiempo en la Pierna Derecha.....</i>	<i>66</i>
6.1.3	<i>Gráficas de Evolución Angular Respecto al Tiempo en la Pierna Izquierda.....</i>	<i>68</i>
6.1.4	<i>Gráficas de Evolución Angular Respecto al Tiempo en el Brazo Derecho.....</i>	<i>71</i>
6.1.5	<i>Gráficas de Evolución Angular Respecto al Tiempo en el Brazo Izquierdo.....</i>	<i>73</i>
6.2	CAPACIDAD DE PROCESAMIENTO REQUERIDA.....	75
6.3	COSTO TOTAL DEL DISPOSITIVO	75
7	CONCLUSIONES.....	77
7.1	TRABAJO A FUTURO	77
8	BIBLIOGRAFÍA	79

Índice de Figuras

ILUSTRACIÓN 1.	FASES DE UNA MARCHA NORMAL ANALIZADA LATERALMENTE, TOMADO DE [6].	8
ILUSTRACIÓN 2.	DIAGRAMA DE CONTROL DE LAZO CERRADO SIMPLE PARA REPRESENTAR LA MARCHA HUMANA.	9
ILUSTRACIÓN 3.	EJEMPLO DE UN TIPO DE AUXILIAR MECÁNICO PARA LA MARCHA.	11
ILUSTRACIÓN 4.	NOTACIÓN DE DIAGRAMAS CINEMÁTICOS USADA EN [17].	14
ILUSTRACIÓN 5.	PLANOS Y EJES DEL CUERPO HUMANO, TOMADO DE [22].	16
ILUSTRACIÓN 6.	MOVIMIENTOS POSIBLES DEL HOMBRO, TOMADA DE [23].	17
ILUSTRACIÓN 7.	EJES ORDENADOS Y MOVIMIENTO ROTACIONAL EN LA ARTICULACIÓN DEL HOMBRO DERECHO USANDO UN MODELO DUMMY.	17
ILUSTRACIÓN 8.	MOVIMIENTO POSIBLE DE REALIZAR CON EL CODO, TOMADO DE [24], ACOMPAÑADO DEL SISTEMA DE REFERENCIA PROPUESTO.	18
ILUSTRACIÓN 9.	MOVIMIENTOS POSIBLES DE LA MUÑECA, TOMADO DE [25], ACOMPAÑADO DEL SISTEMA DE REFERENCIA PROPUESTO.	18
ILUSTRACIÓN 10.	MOVIMIENTOS DE LA ARTICULACIÓN DE LA CADERA, TOMADO DE [27].	19
ILUSTRACIÓN 11.	MOVIMIENTOS DE LA ARTICULACIÓN DE LA RODILLA, TOMADO DE [28].	19
ILUSTRACIÓN 12.	MOVIMIENTOS DE LA ARTICULACIÓN DEL TOBILLO, TOMADO DE [29].	20
ILUSTRACIÓN 13.	ROBOT ANTROPOMÓRFICO DISEÑADO A PARTIR DE LOS PARÁMETROS DENAVIT-HATENBERG [31].	20
ILUSTRACIÓN 14.	MODELO DE UN SISTEMA DE REHABILITACIÓN PARA UNA PIERNA CONSIDERANDO SÓLO DOS GRADOS DE LIBERTAD [32]. .	20
ILUSTRACIÓN 15.	EXPRESIÓN MÍNIMA DE LAS CADENAS CINEMÁTICAS MÁS RELEVANTES DURANTE LA MARCHA.	21
ILUSTRACIÓN 16.	SISTEMA DE PRÓTESIS INSTRUMENTADA PARA MEDICIÓN DE FUERZA EJERCIDA AL CAMINAR DE [44].	22
ILUSTRACIÓN 17.	SISTEMA DE INSTRUMENTACIÓN DE RODILLA PARA MEDICIÓN USANDO FIBRA ÓPTICA DE [39].	23
ILUSTRACIÓN 18.	SISTEMA DE MEDICIÓN ANGULAR APLICANDO SENSORES IMUS, EJEMPLO, DE [42].	23
ILUSTRACIÓN 19.	TESLA SUIT, TOMADO DE [50].	24
ILUSTRACIÓN 20.	USO DEL SISTEMA PABLO DE EXTREMIDAD SUPERIOR ACOMPAÑADO DE UN SOFTWARE TIPO VIDEOJUEGO PARA LA REHABILITACIÓN, TOMADO DE [51].	25

ILUSTRACIÓN 21. SISTEMA PABLO DE EXTREMIDAD INFERIOR COLOCADO EN EL DORSO DEL PIE, TOMADO DE [52].	25
ILUSTRACIÓN 22. SISTEMA G-WALK PARA LA CAPTURA DE MOVIMIENTO DURANTE PRUEBAS PARA EVALUAR LA MARCHA, TOMADO DE [53].	25
ILUSTRACIÓN 23. DIAGRAMA FUNCIONAL DEL SISTEMA PARA SOLUCIONAR LAS PROBLEMÁTICAS PLANTEADAS.	31
ILUSTRACIÓN 24. NOMENCLATURA DE LA PLANTILLA DE LA MATRIZ QFD USADA.	33
ILUSTRACIÓN 25. ELEMENTOS SUPERIORES DE LA MATRIZ QFD MOSTRANDO LOS REQUERIMIENTOS FUNCIONALES Y SUS RELACIONES.	33
ILUSTRACIÓN 26. CONTENIDO DE LA MATRIZ QFD RELACIONANDO LOS REQUERIMIENTOS PLANTEADOS CON LOS REQUERIMIENTOS FUNCIONALES.	34
ILUSTRACIÓN 27. RESULTADOS DE IMPORTANCIA QUE SE LE ESTÁN DANDO A CADA REQUERIMIENTO FUNCIONAL.	34
ILUSTRACIÓN 28. ANÁLISIS COMPETITIVO ENTRE LA SOLUCIÓN PROPUESTA Y PRODUCTOS SIMILARES: TESLA SUIT [50], PABLO LOWER LIMB [52] Y EL G-WALK [53].	35
ILUSTRACIÓN 29. MÓDULO MPU6050 CON ACELERÓMETRO Y GIROSCOPIO INTERNO INCLUIDO.	38
ILUSTRACIÓN 30. MÓDULO ENCODER CON PERILLA PARA MEDIR POSICIÓN ANGULAR.	38
ILUSTRACIÓN 31. PIEZA DE SOPORTE DISEÑADA PARA LA CONTENCIÓN Y MANEJO DE LOS ACELERÓMETROS MPU.	39
ILUSTRACIÓN 32. PIEZAS DE SOPORTE DISEÑADAS PARA EL SOSTÉN Y ACOPLAMIENTO DE LOS SENSORES ENCODER.	39
ILUSTRACIÓN 33. MÓDULO ESP32 CON SUS GPIO Y ALGUNAS DE SUS POSIBLES CONFIGURACIONES.	40
ILUSTRACIÓN 34. DISPOSICIÓN DE LOS SENSORES AL REDEDOR DEL CUERPO EN UN ESQUELETO MINIMALISTA RECREADO MEDIANTE PROCESSING.	42
ILUSTRACIÓN 35. DIAGRAMA DE BLOQUES FUNCIONAL DEL ESP32, TOMADO DE [56].	43
ILUSTRACIÓN 36. DIAGRAMA DE FLUJO DE LOS MICROCONTROLADORES QUE OBTIENEN LA INFORMACIÓN DE LOS SENSORES MONTADOS EN EL TREN INFERIOR Y SUPERIOR.	45
ILUSTRACIÓN 37. DIAGRAMA DE FLUJO DEL MICROCONTROLADOR QUE OBTIENE LA INFORMACIÓN DE LOS SENSORES MONTADOS SOBRE LA COLUMNA.	46
ILUSTRACIÓN 38. DIAGRAMA DE FLUJO DE LA INTERRUPT SERVICE ROUTINE CONFIGURADA PARA LA LECTURA DE LOS ENCODERS.	47
ILUSTRACIÓN 39. DIAGRAMA DE FLUJO DEL PROTOCOLO GET QUE MANEJARAN TODOS LOS DISPOSITIVOS CLIENTES CADA VEZ QUE ENVÍEN SUS DATOS AL SERVIDOR.	48
ILUSTRACIÓN 40. DIAGRAMA DE FLUJO DEL DISPOSITIVO SERVIDOR QUE CONSTANTEMENTE RECIBIRÁ LA INFORMACIÓN DE LOS CLIENTES Y LA ENVÍA MEDIANTE UNA CONEXIÓN SERIAL A UNA INTERFAZ HMI.	49
ILUSTRACIÓN 41. DIAGRAMA DE CONEXIONES PARA LOS DOS MICROCONTROLADORES QUE ESTARÁN MONTADOS EN LOS TRENES SUPERIOR E INFERIOR.	50
ILUSTRACIÓN 42. DIAGRAMA DE CONEXIONES DEL MICROCONTROLADOR QUE TOMARÁ INFORMACIÓN DE LOS SENSORES MONTADOS EN LA COLUMNA.	50
ILUSTRACIÓN 43. MARCO DE REFERENCIA USADO PARA EL CUERPO, EJE X EN ROJO, EJE Y EN VERDE Y EJE Z EN AZUL, A LA DERECHA SE MUESTRA LA ORIENTACIÓN CON LA QUE CUENTAN LOS ACELERÓMETROS SELECCIONADOS.	51
ILUSTRACIÓN 44. DIAGRAMA DE CÓDIGO PARA INTERFAZ HMI QUE RECREA LOS MOVIMIENTOS EN TIEMPO REAL.	52
ILUSTRACIÓN 45. DIAGRAMA DE FLUJO DEL PROGRAMA PARA RECREAR LOS MOVIMIENTOS DE LA MARCHA EN UN ANÁLISIS POSTERIOR.	53
ILUSTRACIÓN 46. EJEMPLO DE CONTENEDOR DE ACELERÓMETRO DONDE SE OBSERVA: (1) SENSOR MPU; (2) PEDAZO DE FOAMI PARA EVITAR EL JUEGO INTERNO; (3) ELÁSTICO PARA ASEGURARSE AL EXTREMO DEL MIEMBRO; (4) CABLES DE COMUNICACIÓN PARA CONECTAR CON EL MICROCONTROLADOR.	55
ILUSTRACIÓN 47. CONTENEDORES DE MPU CERRADOS PARA COLOCARSE EN: (1) EXTREMOS DE LOS MIEMBROS Y (2) PARTE MÁS CERCANA AL CUERPO DEL MIEMBRO.	55
ILUSTRACIÓN 48. SOPORTE DEL ENCODER PARA MANTENERLO FIJO AL MIEMBRO. SE OBSERVA EL ENCODER (1). LOS ELEMENTOS DE VELCRO PARA ADHERIR LA PIEZA AL CUERPO SE MUESTRAN EN (2). FINALMENTE, SE OBSERVAN LOS CABLES PARA COMUNICAR CON EL MICROCONTROLADOR EN (3).	56

ILUSTRACIÓN 49. PIEZAS COMPLEMENTARIAS PARA LOS ENCODERS, ESTAS SE AJUSTAN A LOS EJES DE LOS MISMOS Y SE ADHIEREN A LA PARTE OPUESTA DEL MIEMBRO CON LOS TROZOS DE VELCRO.....	56
ILUSTRACIÓN 50. MICROCONTROLADOR ESP32 (1) CON UNA BASE DE HEADERS HEMBRA PARA FACILITAR SU DESMONTAJE DEL CIRCUITO EN CASO DE SER NECESARIO (2).	57
ILUSTRACIÓN 51. CIRCUITO DE PRUEBA DEL MICROCONTROLADOR CON TODOS LOS ELEMENTOS CONECTADOS PARA ASEGURAR EL CORRECTO FUNCIONAMIENTO DEL PROTOTIPO.....	57
ILUSTRACIÓN 52. PUERTO HUB PARA ALIMENTAR TODO EL DISPOSITIVO MEDIANTE UN TRANSFORMADOR CON ENTRADA USB (1). CABLES CON ENTRADA MICRO C PARA CONECTARSE A CADA MICROCONTROLADOR DE DIFERENTES LONGITUDES DONDE (2) ES EL MÁS LARGO, (3) LONGITUD MEDIA Y (1) EL MÁS CORTO.....	58
ILUSTRACIÓN 53. DISPOSITIVO ESP32 QUE FUNCIONARÁ COMO SERVIDOR JUNTO CON UN CABLE SENCILLO USB-MICRO C PARA LA TRANSMISIÓN DE DATOS CON PROTOCOLO SERIAL.	58
ILUSTRACIÓN 54. CIRCUITO COMPLETO PARA PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO CON (1) EL MICROCONTROLADOR Y LAS CONEXIONES REQUERIDAS, (2 Y 4) LOS SENSORES MPU, (3) LOS SOPORTES DE LOS MÓDULOS ENCODERS, Y (5) LAS PIEZAS COMPLEMENTARIAS DE LOS EJES DE ENCODER.	59
ILUSTRACIÓN 55. CIRCUITO PARA PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO QUE SE COLOCARÁ EN LA COLUMNA CON (1) EL MICROCONTROLADOR SON SU CIRCUITO REQUERIDO Y (2) LOS SENSORES MPU CON SU CUBIERTA.....	59
ILUSTRACIÓN 56. VISTA LATERAL DE LA COLOCACIÓN DE LOS SENSORES EN LA COLUMNA (1), EL TREN SUPERIOR (2) Y EL TREN INFERIOR (3).	61
ILUSTRACIÓN 57. PRUEBAS REALIZADAS DE FUNCIONALIDAD AL MONTAR EL SISTEMA (1), CAPTURAR DATOS (2) Y PROCESARLOS MEDIANTE UNA ANIMACIÓN (3).	63
ILUSTRACIÓN 58. EVOLUCIÓN DE LOS VALORES ANGULARES DE LA CADERA EN EL EJE X.....	64
ILUSTRACIÓN 59. EVOLUCIÓN DE LOS VALORES ANGULARES DE LA CADERA EN EL EJE Y.....	64
ILUSTRACIÓN 60. EVOLUCIÓN DE LOS VALORES ANGULARES DE LA CADERA EN EL EJE Z.....	65
ILUSTRACIÓN 61. EVOLUCIÓN DE LOS VALORES ANGULARES DE LOS HOMBROS EN EL EJE X.....	65
ILUSTRACIÓN 62. EVOLUCIÓN DE LOS VALORES ANGULARES DE LOS HOMBROS EN EL EJE Y.....	65
ILUSTRACIÓN 63. EVOLUCIÓN DE LOS VALORES ANGULARES DE LOS HOMBROS EN EL EJE Z.....	66
ILUSTRACIÓN 64. EVOLUCIÓN DE LOS VALORES ANGULARES DEL FÉMUR DERECHO EN EL EJE X.....	66
ILUSTRACIÓN 65. EVOLUCIÓN DE LOS VALORES ANGULARES DEL FÉMUR DERECHO EN EL EJE Y.....	66
ILUSTRACIÓN 66. EVOLUCIÓN DE LOS VALORES ANGULARES DEL FÉMUR DERECHO EN EL EJE Z.....	67
ILUSTRACIÓN 67. EVOLUCIÓN DE LOS VALORES ANGULARES DE LA RODILLA DERECHA.....	67
ILUSTRACIÓN 68. EVOLUCIÓN DE LOS VALORES ANGULARES DEL PIE DERECHO EN EL EJE X.....	67
ILUSTRACIÓN 69. EVOLUCIÓN DE LOS VALORES ANGULARES DEL PIE DERECHO EN EL EJE Y.....	68
ILUSTRACIÓN 70. EVOLUCIÓN DE LOS VALORES ANGULARES DEL PIE DERECHO EN EL EJE Z.....	68
ILUSTRACIÓN 71. EVOLUCIÓN DE LOS VALORES ANGULARES DEL FÉMUR IZQUIERDO EN EL EJE X.....	68
ILUSTRACIÓN 72. EVOLUCIÓN DE LOS VALORES ANGULARES DEL FÉMUR IZQUIERDO EN EL EJE Y.....	69
ILUSTRACIÓN 73. EVOLUCIÓN DE LOS VALORES ANGULARES DEL FÉMUR IZQUIERDO EN EL EJE Z.....	69
ILUSTRACIÓN 74. EVOLUCIÓN DE LOS VALORES ANGULARES DE LA RODILLA IZQUIERDA.....	69
ILUSTRACIÓN 75. EVOLUCIÓN DE LOS VALORES ANGULARES DEL PIE IZQUIERDO EN EL EJE X.....	70
ILUSTRACIÓN 76. EVOLUCIÓN DE LOS VALORES ANGULARES DEL PIE IZQUIERDO EN EL EJE Y.....	70
ILUSTRACIÓN 77. EVOLUCIÓN DE LOS VALORES ANGULARES DEL PIE IZQUIERDO EN EL EJE Z.....	70
ILUSTRACIÓN 78. EVOLUCIÓN DE LOS VALORES ANGULARES DEL BRAZO DERECHO EN EL EJE X.....	71
ILUSTRACIÓN 79. EVOLUCIÓN DE LOS VALORES ANGULARES DEL BRAZO DERECHO EN EL EJE Y.....	71
ILUSTRACIÓN 80. EVOLUCIÓN DE LOS VALORES ANGULARES DEL BRAZO DERECHO EN EL EJE Z.....	71
ILUSTRACIÓN 81. EVOLUCIÓN DE LOS VALORES ANGULARES DEL CODO DERECHO.....	72

ILUSTRACIÓN 82. EVOLUCIÓN DE LOS VALORES ANGULARES DE LA MANO DERECHA EN EL EJE X.....	72
ILUSTRACIÓN 83. EVOLUCIÓN DE LOS VALORES ANGULARES DE LA MANO DERECHA EN EL EJE Y.....	72
ILUSTRACIÓN 84. EVOLUCIÓN DE LOS VALORES ANGULARES DE LA MANO DERECHA EN EL EJE Z.....	73
ILUSTRACIÓN 85. EVOLUCIÓN DE LOS VALORES ANGULARES DEL BRAZO IZQUIERDO EN EL EJE X.....	73
ILUSTRACIÓN 86. EVOLUCIÓN DE LOS VALORES ANGULARES DEL BRAZO IZQUIERDO EN EL EJE Y.....	73
ILUSTRACIÓN 87. EVOLUCIÓN DE LOS VALORES ANGULARES DEL BRAZO IZQUIERDO EN EL EJE Z.....	74
ILUSTRACIÓN 88. EVOLUCIÓN DE LOS VALORES ANGULARES DEL CODO IZQUIERDO.	74
ILUSTRACIÓN 89. EVOLUCIÓN DE LOS VALORES ANGULARES DE LA MANO IZQUIERDA EN EL EJE X.....	74
ILUSTRACIÓN 90. EVOLUCIÓN DE LOS VALORES ANGULARES DE LA MANO IZQUIERDA EN EL EJE Y.....	75
ILUSTRACIÓN 91. EVOLUCIÓN DE LOS VALORES ANGULARES DE LA MANO IZQUIERDA EN EL EJE X.....	75

Índice de Cuadros

TABLA 1. JERARQUIZACIÓN DE LOS REQUERIMIENTOS DEL PROYECTO.	30
TABLA 2. TABLA DE CONCEPTOS CON POSIBLES SOLUCIONES PARA CADA SUBSISTEMA PLANTEADO DEL SISTEMA PROPUESTO.	37
TABLA 3. TABLA DE ENTRADAS PARA LOS DISPOSITIVOS ESP A CARGO DE LOS SENSORES EN EL TREN INFERIOR Y TREN SUPERIOR.....	44
TABLA 4. TABLA DE ENTRADAS PARA EL DISPOSITIVO ESP A CARGO DE LOS SENSORES DE LA COLUMNA.....	44
TABLA 5. ESTRUCTURA DE COSTOS DE MATERIAL DEL PROTOTIPO DESARROLLADO.	76

Capítulo 1 Introducción

1 Introducción a la Marcha Humana

La acción de un ser humano para trasladarse se compone de un protocolo de movimientos y señales ordenadas en todo el cuerpo con un sistema sustentado en biomecánica, anatomía y fisiología [1]. Se requiere de varios sistemas funcionando consecutivamente dentro del cuerpo para poder realizar el protocolo de traslación de manera adecuada. El conjunto de los movimientos realizados se conoce como marcha bípeda humana. Es necesaria la correcta integración del control de postura y locomoción para la marcha pueda realizarse de manera exitosa [2]. La marcha se describe como un medio mecánico de locomoción, es la serie de movimientos alternantes y rítmicos de las extremidades y del tronco que determinan el desplazamiento del centro de gravedad [3].

El cuerpo humano es un sistema muy complejo, pero, en su mayoría, muy bien diseñado para el cumplimiento de sus funciones principales. La marcha humana se compone generalmente de una fase de energía potencial, o de doble apoyo, y una de energía cinética, o de balanceo o apoyo unipodal, para dar propulsión al cuerpo de forma anterogada. Cada fase dura aproximadamente 60% y 40% del ciclo total entre cada instante en que el talón de una pierna hace contacto con el suelo [2] y, a su vez, cada ciclo dura apenas unos segundos dependiendo de las características y género del sujeto. De forma general, la cadencia de pasos es, aproximadamente, entre 115 y 122 pasos por minuto donde la zancada dura apenas más de un segundo y la rapidez promedio se encuentra entre 0.95 y $1.82 \frac{m}{s}$ [4]. Cada fase de la marcha se compone de cuatro subfases, o momentos, principales, como se muestra en la Ilustración 1. En el primer momento el cuerpo comienza a moverse, despegando un pie del suelo sistemáticamente desde el talón hasta los dedos y realiza un desbalance controlado de su posición de reposo para inclinarse en dirección de su movimiento. En un segundo momento, el miembro que se encuentra en el aire realiza una flexión y extensión en dirección del movimiento. Cuando uno de los miembros que ha sido levantado el cuerpo acumula energía potencial que libera en energía cinética, posteriormente, cuando el miembro flexionado pasa a ser extendido. El tercer momento de movimiento consiste en levantar el miembro opuesto al que fue levantado anteriormente, de modo similar, el cuarto momento implica que el miembro levantado vuelva a estar en contacto con el piso. En una marcha normal el cuerpo mantiene un miembro inferior siempre en contacto con el suelo, esto proporciona control y estabilidad del cuerpo gracias al tobillo que permite movimiento relativo del miembro inferior sin despegarse del suelo. Este protocolo de movimiento es realizado por el cuerpo humano para el aumento de la eficiencia en el uso de su energía aprovechando el peso mismo del cuerpo y los biomecanismos que componen todo el sistema humano [1, 5, 6].

Durante la marcha la postura es controlada al mantener el centro de masa siempre apoyado y en equilibrio. Los ajustes necesarios para la postura en bipedestación se realizan por el control que proporciona el sistema nervioso de manera inconsciente para mantener al cuerpo humano de pie [7].

Los sistemas principales que comprenden a la marcha humana son el sistema integumentario, sistema

óseo, sistema muscular, sistema nervioso, sistema circulatorio. Estos sistemas son los principales que se requieren para una marcha apropiada, los reconocemos como principales pues cualquier patología o trauma que altere a estos directamente tendrá repercusiones sobre la marcha. Cabe señalar que todo el cuerpo humano se encuentra inervado y todos los sistemas tienen repercusiones sobre la marcha, así como sobre cualquier otro sistema. Sin embargo, hay sistemas cuyas alteraciones pueden afectar de manera más directa a la marcha si llegan a estar comprometidos. Con esto en consideración, hay muchos tipos de patologías y traumas que pueden generar disimetrías y comprometer el correcto protocolo de una marcha o, inclusive, llegar a privarle de la misma a un paciente.

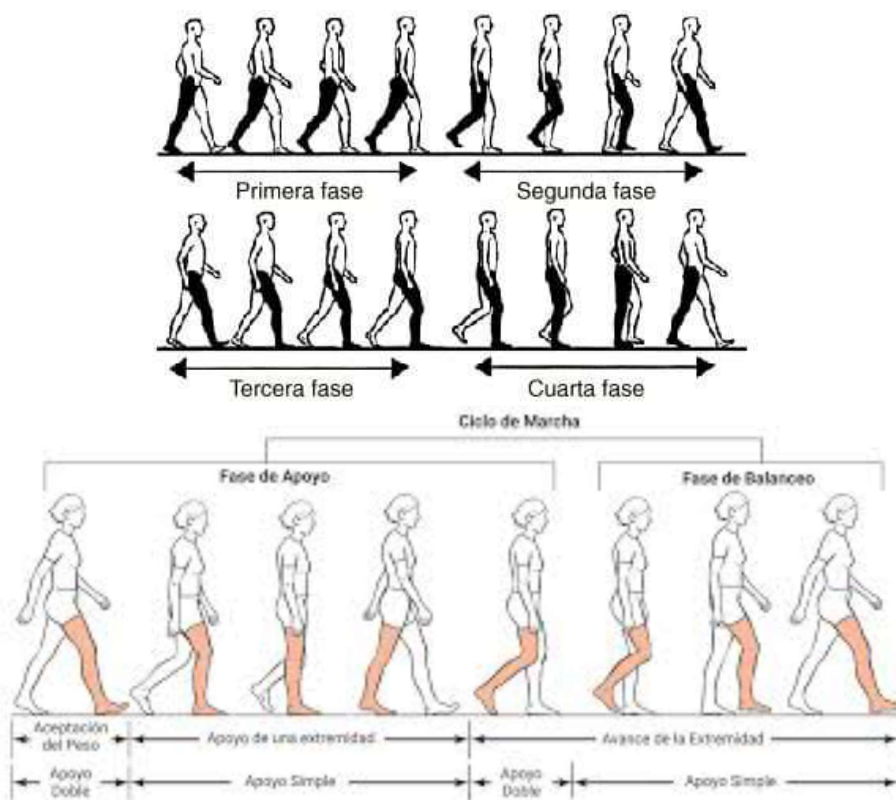


Ilustración 1. Fases de una marcha normal analizada lateralmente, tomado de [6].

Como en cualquier otra función del cuerpo humano, el control del sistema nervioso es imprescindible. Los pasos, en su forma de señal, son generados por el sistema nervioso en los centros locomotores en el techo de la protuberancia anular, el mesencéfalo y la región subtalámica. Con los componentes cerebrales la marcha adquiere un propósito y un objetivo; gracias al control adaptivo inherente al razonamiento y locomoción humana se provee al cuerpo de la capacidad de evasión de obstáculos con la adaptación de los programas locomotores de acuerdo al contexto y el terreno valuado por los sistemas sensoriales del cuerpo.

Es de vital importancia en cualquier sistema de control el correcto funcionamiento de los sistemas sensoriales, así como la transmisión exitosa de la información al núcleo del controlador. Para el caso de la postura, los sistemas del cuerpo que intervienen para la obtención de la información son el visual, vestibular y los receptores propioceptivos en los husos musculares y las articulaciones. Si un sistema sensorial se ve

comprometido aún es posible un correcto equilibrio en bipedestación por regulación y compensación, pero si dos sistemas son alterados el equilibrio llega a perderse. Ergo, las alteraciones sensoriales tienen repercusiones en la marcha [8]. Una manera de ejemplificar este proceso de control de la marcha es mediante un sistema de lazo cerrado, como se muestra en la Ilustración 2, esto sólo es de forma representativa, y cada bloque incluye un extenso grupo de elementos dentro del cuerpo humano.

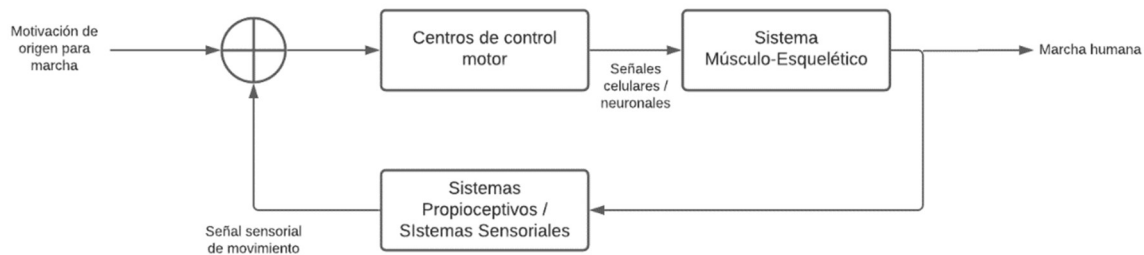


Ilustración 2. Diagrama de control de lazo cerrado simple para representar la marcha humana.

De manera general, se llega a considerar el protocolo de marcha como uno inconsciente y automático [9]. No obstante, las alteraciones sobre los sistemas que comprenden a la marcha obligan a un paciente a alterar sus movimientos y posturas para disminuir los dolores y el agotamiento generados por traumas, patologías o degeneraciones.

1.1 Evaluación de la Marcha

En una marcha natural y de pacientes saludables los movimientos del cuerpo suelen ser simétricos y suaves. Para una evaluación correcta de la marcha humana se deben analizar los componentes de cabeza, hombros, brazos, pelvis, cadera, rodillas, tobillos y pies. En el tren superior se deben verificar características como inclinación, elevación, depresión, protracción, retracción y facilidad de rotación. Al evaluar el tronco se busca obtener información sobre el balanceo de los brazos, la estática del dorso, la inclinación, el taconeo y la caída del pie. En la cadera se observa principalmente la circunducción. Finalmente, en el tren inferior se analiza la estabilidad de la rodilla y la inversión o eversión excesiva del pie [8]. En la actualidad, existen sistemas de evaluación de marcha basándose en tecnología de procesamiento digital [10]. Es evidente que sistemas de esta índole requieren de conocimientos morfológicos, fisiológicos y de modelado para satisfactorios resultados que puedan ser analizados por especialistas de forma adecuada. La aplicación de estos sistemas abre una ventana de oportunidad para dejar a un lado la aplicación de escalas de valoración cualitativa como lo son las de Berg, Tinetti y Timed Up and Go [11]. Estas escalas permiten evaluar parámetros de equilibrio y marcha para análisis preventivos [9].

Como se mencionó anteriormente, cualquier alteración a los sistemas que comprenden a la marcha afectan a la misma. Los doctores más experimentados pueden reconocer rápidamente signos de una patología o trauma con la evaluación de una marcha común desde que el paciente se acerca a ellos. Se le denomina marcha patológica a una marcha anormal generada por alguna deficiencia de los sistemas

comprendidos [12].

Existen diversas alteraciones que pueden generar una marcha patológica: las estructurales, las alteraciones patológicas de las articulaciones y los tejidos blandos, o trastornos neuromusculares que implican el compromiso del sistema nervioso central o periférico. Si la alteración sólo reside sobre uno de los miembros inferiores se genera característicamente una asimetría detectable ante un buen médico [7]. La semiología más común para alteraciones de la marcha es: 1) Dolor, 2) Limitación de Movimiento, 3) Debilidad Muscular y 4) Control Neurológico Deficitario [12].

1.2 Alteraciones a la Marcha

Hay muchos desórdenes en un ser humano que pueden desembocar en alteraciones sobre los protocolos locomotores. El cuerpo humano cuenta con subsistemas encargados de control para cada función del cuerpo. Si se analiza desde un punto de vista de ingeniería: el fallo de los sistemas sensoriales, de actuación o de control deriva en un fallo secuencial que puede inhibir la marcha de un individuo. No obstante, el fallo de cada uno de estos sistemas puede llegar a ser reparable dependiendo de la gravedad del daño, gracias a las propiedades regenerativas de varios tipos de células; el sistema cuyo compromiso implica una pérdida considerable de movimiento es el de control; este controlador está constituido por el sistema nervioso central y, debido a su poca capacidad regenerativa, un daño en el mismo suele ser difícil de tratar. La rehabilitación, que normalmente se da en pacientes cuyo sistema nervioso se ve comprometido, procura fomentar conexiones neuronales nuevas donde el daño ha sido producido ya que se ha estudiado la reorganización neuronal por aprendizaje de habilidades motoras [13], este concepto se conoce como neuroplasticidad.

Comúnmente las alteraciones estructurales son generadas por la desigualdad de los miembros inferiores o limitación en la amplitud de la articulación. Estas desigualdades pueden generarse por traumas que el cuerpo del paciente tuvo que superar, deformaciones efecto de un deficiente desarrollo embrionario o degeneración de los tejidos del cuerpo. Normalmente estas alteraciones son compensadas de manera inconsciente por la locomoción del paciente al implementar posiciones antálgicas generando una marcha asimétrica y con un costo de esfuerzo mayor al normal para el movimiento. Estas alteraciones son sencillas de tratar y su tratamiento consiste en terapias y evaluaciones continuas.

Las deficiencias en la marcha causan comúnmente inestabilidad en la postura derivando en caídas o reduciendo el tiempo donde la marcha pueda ser eficiente, esto es particularmente grave en adultos mayores [14]. Es natural que el objetivo para equilibrar el cuerpo sea mantener el centro de gravedad en una línea normal al suelo usando la estructura humana como soporte; cuando esto ya no es posible, aún con modificaciones de postura naturales -hasta cierto punto- es recomendable utilizar algún auxiliar en la marcha con el objetivo de aumentar la superficie de apoyo. Por cuestiones de relación costo y eficiencia es común ver que estos auxiliares sean mecánicos y pasivos tales como bastones y muletas. Idealmente, estos dispositivos serían diseñados para cada tipo de paciente, tipo de padecimiento y objetivo del dispositivo, ya sea que su función consista en sólo ser un apoyo para una marcha cotidiana o busque una rehabilitación con su uso continuo.

1.2.1 Patologías y Trauma

Hay una amplia gama de trastornos, patologías, traumas y accidentes que pueden alterar la marcha. Cuando el foco de daño se centraliza en los miembros inferiores, en los núcleos motores, en los sistemas de equilibrio o en los nervios de transmisión es cuando se presentan las marchas patológicas síntomas de diversos padecimientos. El médico experto puede diagnosticar el tipo de padecimiento y estimar la localización del foco de daño para proceder a un tratamiento adecuado.

Las marchas que indican déficit neurológico son variables, pero en general muestran algunos patrones comunes. En pacientes con eventos cerebrovasculares se producen comúnmente las hemiplejías, los pacientes con sinergias extensoras deambulan y pacientes con marchas hemiparésicas se caracterizan por su lentitud. Las pérdidas en las funciones de la marcha por déficit neurológico suelen ralentizar los movimientos de locomoción y tener deficiencias en la flexión y extensión de los miembros inferiores por la carencia de fuerza, a su vez pueden generar la falta de movimiento de los brazos y desequilibrio del tren superior.

Cuando se presenta daño en la neurona motora inferior se ven afectados grupos de músculos del tren inferior. Esto generalmente causa debilidad de los mismos, por ende, el par que cada articulación tiene para moverse disminuye y el paciente realiza movimientos normales para compensar la carencia de fuerza [8].



Ilustración 3. Ejemplo de un tipo de auxiliar mecánico para la marcha.

En particular, los problemas para caminar secundarios a un accidente cerebro-vascular se deben al déficit neurológico e impedimentos motores del tren inferior, y los terapeutas requieren movilizar a pacientes para recuperar la marcha (de tal forma que se superen las discapacidades causadas por el accidente) [15], pero se ha identificado la necesidad de encontrar un sistema “semiautomatizado” para mover al paciente sin la asistencia directa del terapeuta. Además, como se ha encontrado en la literatura, hay necesidad de obtener datos (por ejemplo, de posición y velocidad de los miembros pélvicos) durante la rehabilitación y también serían útiles para valorar la evolución del paciente a lo largo de las terapias [16].

1.3 Objetivo a Tratar

- Instrumentar a una persona saludable para medir la posición espacial relativa de sus miembros principales que participan en el proceso de la marcha buscando un dispositivo que pueda usarse, posteriormente, en pacientes post EVC para una valoración temprana de su marcha.

1.4 Hipótesis de Resultados

La disposición de la herramienta generada para la rehabilitación -adecuada con un protocolo de terapias para su uso- será de utilidad en una fase de evaluación, la marcha podrá ser comparada con datos *normales* partiendo de los devueltos por el sistema instrumentado. Esto después de un número adecuado de sesiones para verificar *cuantitativamente* el progreso del paciente.

Capítulo 2 Antecedentes

2 Análisis de la Marcha

2.1 Mecanismos y Cinemática

Un mecanismo puede definirse como un medio de transmisión control o restricción de movimiento relativo, mientras una máquina es un conjunto de mecanismos diseñados para producir o transmitir fuerzas significativas [17]. Este es el enfoque que se le desea dar al cuerpo humano en algunas áreas como la cinesiología sin preocuparse por las causas del movimiento. Al analizar el cuerpo humano de este modo solamente se está observando las acciones del sistema músculo-esquelético. Esto presenta limitantes para un completo análisis clínico, no obstante, este también es el primer acercamiento que se tiene con un paciente por ello es importante plantear una síntesis de los conocimientos más relevantes sobre los mecanismos y la cinemática que son usadas para el análisis de la marcha.

2.1.1 Grados de Libertad

Un sistema mecánico que cuenta con *movilidad* necesita grados de libertad, estos son un número de parámetros o mediciones independientes que se requieren para definir de manera única su posición en el espacio en cualquier instante de tiempo [17]. Todo el movimiento generado se da respecto a un marco de referencia y los movimientos, generalmente, son de tres tipos: rotacionales, traslacionales o complejos, que es una mezcla de los dos primeros.

La movilidad de un sistema mecánico se da gracias a estabones y nodos. Los eslabones son cuerpos que se consideran rígidos y pueden contar con uno o varios nodos. Comúnmente, el nombre que se le da a la unión de dos o más eslabones son nodos es *junta*, o pares cinemáticos y estos pueden clasificarse por el tipo de contacto entre los elementos, el número de grados de libertad permitidos, el tipo de cierre físico o por el número de eslabones unidos. Análogamente, el orden de la junta es definido como el número de eslabones conectados menos uno. Existen diversos tipos de junta, de varios órdenes, y estos responden a las exigencias del mecanismo diseñado buscando que este tenga la movilidad deseada.

2.1.2 Cadenas Cinemáticas

Una vez definidos los eslabones y juntas se puede plantear la definición de una cadena cinemática como un ensamble de eslabones y juntas interconectados de modo que produzcan un movimiento controlado producto de un movimiento suministrado. Es posible también replantear la definición del mecanismo y máquina; donde el mecanismo es una cadena cinemática donde al menos un eslabón queda fijo al marco de referencia y la máquina es una combinación de cuerpos acomodados para hacer que las fuerzas mecánicas realicen trabajo acompañadas de movimientos determinados.

Una cadena cinemática puede ser abierta o cerrada, esto quiere decir que el eslabón final puede quedar suelto o fijarse de nuevo al marco de referencia, respectivamente. Los casos de las cadenas cinemáticas abiertas son comunes en manipuladores, o robots, industriales y, generalmente, todas las juntas deben tener un tipo de movimiento suministrado para poder controlar de forma adecuada el movimiento final. Por su parte, las cadenas cinemáticas cerradas son frecuentes en situaciones donde la fuerza suministrada es baja y los movimientos son más limitados un ejemplo de estas son los robots paralelos.

En una forma de expresar las juntas y los eslabones es la presentada en la Ilustración 4 donde se puede apreciar la notación de algunos tipos de eslabones y juntas que usa Norton en su libro. Esta expresión es minimalista y es muy buena para el análisis de mecanismos.

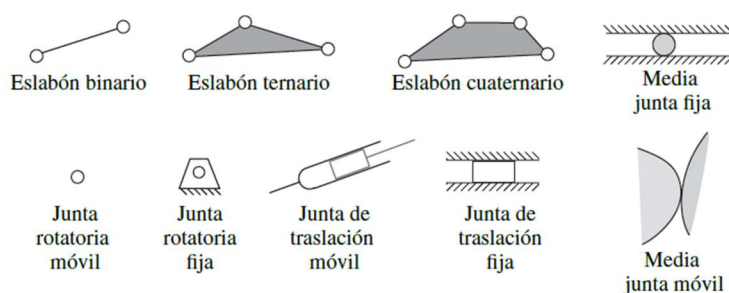


Ilustración 4. Notación de diagramas cinemáticos usada en [17].

Una vez que se tiene un mecanismo planteado se puede definir su movilidad considerando el número de eslabones, las juntas y las interacciones entre ellos. Existen ecuaciones para definir la movilidad de mecanismos en un plano, con la condición de Gruebler, o en el espacio, con la ecuación de Kutzbach que se muestra a continuación.

1. Ecuación de Kutzbach

$$M = 6(L - 1) - 5J_1 - 4J_2 - 3J_3 - 2J_4 - J_5$$

En esta ecuación M indica el grado de libertad, L el número de eslabones y J es el número de juntas cuyo subíndice se refiere a los grados de libertad de la junta.

2.1.3 Cinemática Directa en Manipuladores

Con los conceptos establecidos anteriormente, y teniendo en cuenta que se busca aplicar estos conocimientos al cuerpo humano, se debe profundizar más en las cadenas cinemáticas abiertas pues el cuerpo como tal se compone de varias de estas. En la industria estas cadenas cinemáticas son mejor conocidas como manipuladores y existen sistemas de análisis comprobados para controlar los mismos en trayectorias específicas. Uno de estos sistemas es la representación Denavit-Hartenberg, usada en la robótica. Este es un procedimiento sistemático que describe la estructura cinemática de una cadena articulada, normalmente, de articulaciones de un solo grado de libertad. El procedimiento cuenta con su

propia notación y permite conocer el punto del actuador final, o el extremo de la cadena cinemática, en un marco de referencia común, esto mediante matrices de traslación y rotación [18].

En el libro de Antonio Barrientos se ofrece un algoritmo más detallado de Denavit-Hartenberg para realizar el análisis de un manipulador [19]. Este algoritmo cuenta de 16 pasos, a grandes rasgos el algoritmo numera los eslabones, las articulaciones, se localiza los ejes de las mismas, así como el sistema de origen de la base y, posteriormente, traslada este sistema mediante matrices de transformación obteniendo una matriz de transformación final que relaciona el sistema de origen con el extremo del manipulador. En este sistema se hace uso de las matrices de transformación mostradas en la ecuación 2.

2. Matrices de transformación usadas en el algoritmo de Denavit-Hartenberg.

$$Q_x = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos[\alpha] & -\sin[\alpha] & 0 \\ 0 & \sin[\alpha] & \cos[\alpha] & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

$$Q_y = \begin{pmatrix} \cos[\phi] & 0 & \sin[\phi] & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\sin[\phi] & 0 & \cos[\phi] & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

$$Q_z = \begin{pmatrix} \cos[\theta] & -\sin[\theta] & 0 & 0 \\ \sin[\theta] & \cos[\theta] & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

$$T_{xyz} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & x \\ 0 & 1 & 0 & y \\ 0 & 0 & 1 & z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

En estas matrices α representa el ángulo de giro sobre el eje x , movimiento conocido como *roll*, ϕ sobre el eje y , conocido como *pitch*, θ sobre el eje z , conocido como *yaw*, y en la matriz de traslación x , y , y z representan las unidades de traslación sobre estos ejes. Si bien el método Denavit-Hartenberg sólo usa dos rotaciones y dos traslaciones como máximo en cada iteración de transformación es mejor conocer el origen de estas ecuaciones pues las cadenas a analizar no son manipuladores comunes industriales.

2.2 Biomecánica del Cuerpo

El cuerpo humano es un sistema muy complejo donde todo está inervado. Analizarlo en su totalidad requeriría de un amplio estudio y el uso de distintas áreas de conocimiento para comprenderlo. Sin embargo, es posible aislar ciertos sistemas para analizarlos de forma individual sin hacer caso de los efectos de otros. Este es el caso de la Cinesiología cuyo objeto de estudio es el movimiento humano desde el punto de vista de las ciencias físicas [20]. De forma concreta la Biomecánica estudia a los seres vivos desde el punto de vista mecánico [21]. Si bien la Biomecánica y Cinesiología no son lo mismo, ambas proporcionan de

herramientas útiles para el análisis de la marcha. En esencia lo que nos permiten es conjuntar los conocimientos de mecánica con los conocimientos anatómicos y fisiológicos.

Un claro ejemplo de lo que estas áreas nos permiten es el análisis de los diferentes tipos de movimiento en el cuerpo humano y su traducción a un sistema mecánico. Primero es adecuado plantear los planos y ejes usuales que se usan para describir el cuerpo y ubicar secciones anatómicas. Estos se muestran en la Ilustración 5, en una posición anatómica, o sujeto anatómico. El *plano sagital* divide al cuerpo desde la cabeza hasta los pies dejando en cada parte una pierna y un brazo; el *plano coronal* divide al cuerpo en una parte frontal y una trasera; mientras el *plano transversal* divide al cuerpo aproximadamente a la altura del ombligo dejando una parte superior y una inferior. Estos planos nos ayudan a describir los distintos tipos de movimientos de las articulaciones.

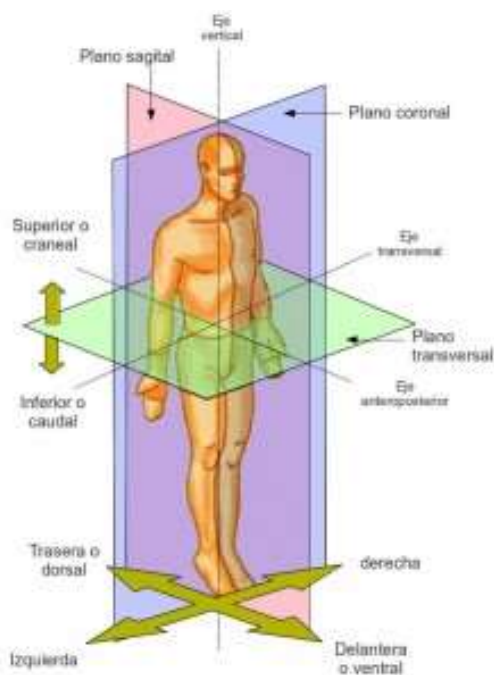


Ilustración 5. Planos y ejes del cuerpo humano, tomado de [22].

Los movimientos de un brazo pueden describirse de muchas formas, desde el tipo de articulación que lo compone hasta los músculos, ligamentos y tendones implicados. En este caso el análisis será del movimiento centrado en las articulaciones involucradas. Estos movimientos se representan en la Ilustración 6, Ilustración 8 e Ilustración 9. La primera ilustración muestra los movimientos que son posibles de realizar con el hombro, o la articulación glenohumeral, la segunda muestra los movimientos que se pueden hacer en la articulación del codo, y la tercera muestra los movimientos que se pueden realizar en la articulación de la muñeca. La descripción de los movimientos puede realizarse gracias a los planos presentados. Centrándose en el hombro, los movimientos de flexión y extensión se realizan en un plano paralelo al plano sagital realizando una rotación respecto a un eje paralelo al transversal, en este caso la flexión se realiza con un movimiento hacia adelante y la extensión con movimiento hacia atrás. Por su parte los movimientos de aducción y abducción se hacen en el plano coronal, en rotación respecto a un eje paralelo al eje

anteroposterior; mientras la abducción se hace en un movimiento alejándose de la posición anatómica, la aducción se hace en sentido opuesto. El otro movimiento es de rotación, este ocurre en un plano paralelo al transversal y en un eje paralelo al vertical; como su nombre lo indica, este es el movimiento de rotación que permite rotar al hombro, de cierto modo, sobre su propio eje. Finalmente, el movimiento de circunducción es un movimiento complejo compuesto de abducción, extensión, aducción y flexión.

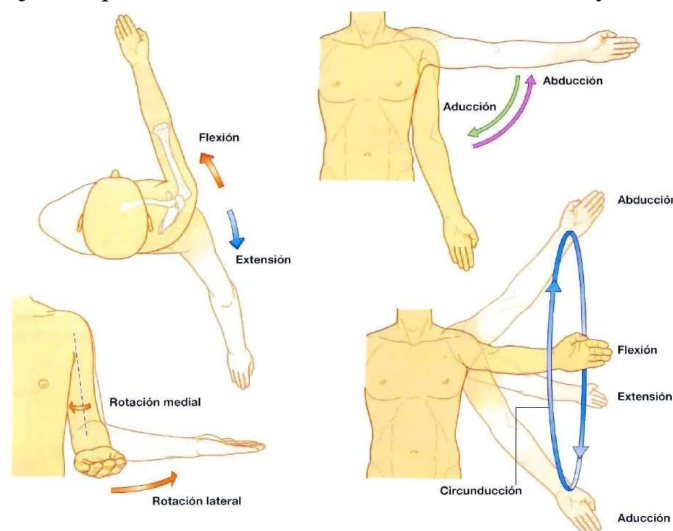


Ilustración 6. Movimientos posibles del hombro, tomada de [23].

Si a estos conocimientos agregamos los conceptos de mecánica podemos renombrar estos movimientos. Al imaginar ejes ordenados cartesianos sobre los ejes anatómicos mencionados podemos crear un marco de referencia para todo el cuerpo. Si a este marco le aplicamos transformaciones rotacionales y de traslación podemos llevar el marco a cada articulación del cuerpo, en este caso, lo llevamos al hombro derecho haciendo que un eje quede sobre el húmero, esto quedaría de la forma mostrada en la Ilustración 7. Con este nuevo marco de referencia podemos ver que los movimientos de aducción y abducción corresponden a un movimiento *pitch*, los movimientos de flexión y extensión corresponden a un movimiento *roll*, mientras que los movimientos de rotación lateral corresponden a un movimiento *yaw*. La orientación de estos ejes es importante pues definirá a qué tipo de movimiento corresponde un giro positivo y uno negativo.

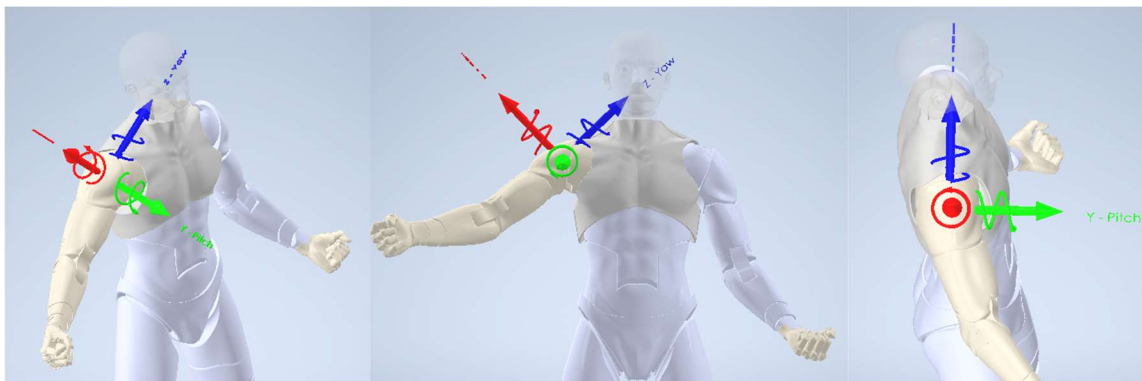


Ilustración 7. Ejes ordenados y movimiento rotacional en la articulación del hombro derecho usando un modelo Dummy.

Con estas consideraciones realizadas también se observa que la articulación glenohumeral es de tres grados de libertad, similar a una junta esférica. Como tal el brazo puede considerarse como una cadena cinemática abierta, si continuamos con el proceso realizado en la Ilustración 7 para la articulación del codo y la muñeca obtendremos sistemas como los de la Ilustración 8 e Ilustración 9. Con la Ilustración 8 podemos observar que, el codo es una articulación de un grado de libertad, similar a una junta de revoltura. Análogamente, con la Ilustración 9, y de forma similar al hombro, podemos observar que la muñeca cuenta con tres grados de libertad donde, con el sistema propuesto, el movimiento *pitch* corresponde a una desviación radial y cubital, el movimiento *roll* corresponde a una flexión y extensión, y el movimiento *yaw* corresponde a una pronación y supinación de la muñeca. Este mismo proceso podría continuarse aplicándose a cada dedo de la mano, pero estos movimientos se consideran finos y en los análisis de marcha son de mayor relevancia los movimientos gruesos. Si este mismo procedimiento se aplica al brazo opuesto se obtendrían resultados similares.

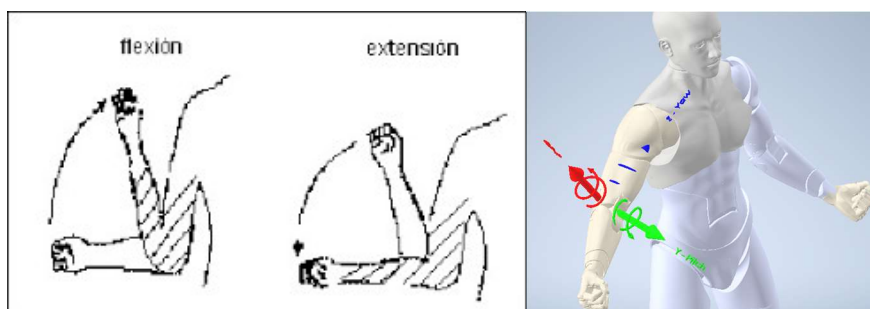


Ilustración 8. Movimiento posible de realizar con el codo, tomado de [24], acompañado del sistema de referencia propuesto.

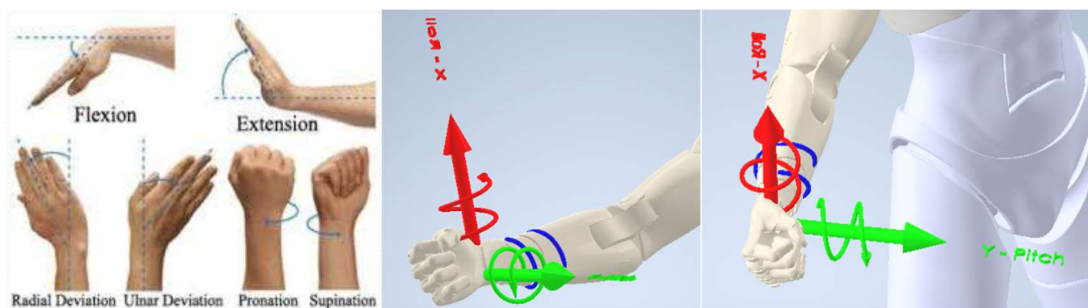


Ilustración 9. Movimientos posibles de la muñeca, tomado de [25], acompañado del sistema de referencia propuesto.

Si este mismo procedimiento se aplica al brazo opuesto se obtendrían resultados similares. Con las ilustraciones Ilustración 6, Ilustración 7, Ilustración 8 y Ilustración 9 es posible decir que el brazo es una cadena cinemática abierta de 7 grados de libertad, sin considerar los movimientos de los dedos. Esto es posible también calcularlo con una modificación de la ecuación de Kutzbach, mostrada en la ecuación 1. Ecuación. Esta modificación fue realizada por Acero en 2002 y se muestra en la ecuación 3. Ecuación. En esta ecuación N significa en número total de huesos móviles, i es la clase de articulación y se obtiene $i = 6 - f$ donde f es el número de grados de libertad reales de la articulación, finalmente A_i es el número de articulaciones de clase i .

3. Ecuación modificada de Kutzbach para calcular la movilidad del cuerpo humano [25].

$$M = 6N - \sum_{i=3}^5 i * A_i$$

Con los datos obtenidos del brazo en el previo análisis, y considerando a la muñeca como un hueso móvil único, sabemos que $N = 3$, $A_3 = 2$ y $A_5 = 1$. Reemplazando en la ecuación 3. Ecuación obtenemos $M = 6(3) - 3(2) - 4(0) - 5(1) = 7$.

Los movimientos de la pierna quedan descritos en las ilustraciones Ilustración 10, Ilustración 11 y Ilustración 12. Con estas imágenes se observa que dichos movimientos son análogos a los de los brazos, indicando que el análisis de grados de libertad es similar en las piernas que en los brazos por lo que podemos concluir que una pierna cuenta también con 7 grados de libertad siendo una cadena cinemática abierta y considerando al pie como un hueso único móvil.

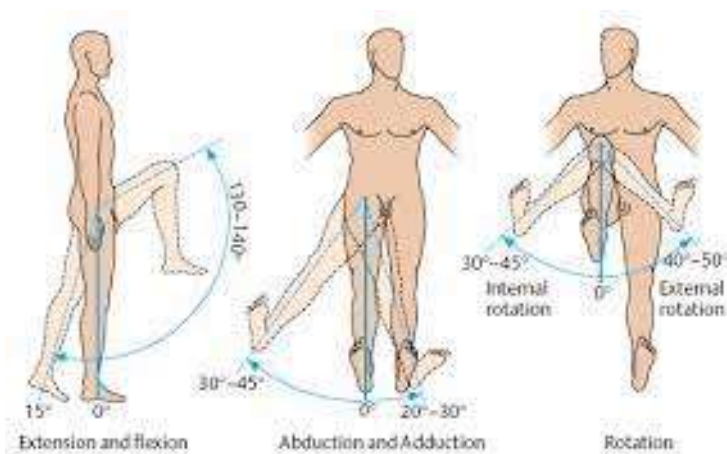


Ilustración 10. Movimientos de la articulación de la cadera, tomado de [27].

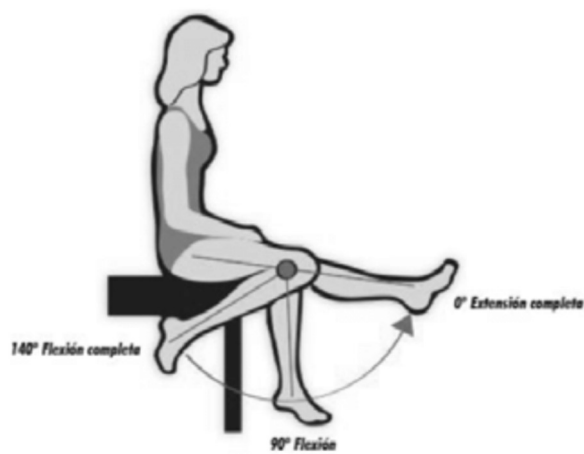


Ilustración 11. Movimientos de la articulación de la rodilla, tomado de [28].



Ilustración 12. Movimientos de la articulación del tobillo, tomado de [29].

Suposiciones y análisis similares para determinar los grados de libertad han sido utilizados para el diseño de brazos robóticos que emulan un brazo humano como el mostrado en la Ilustración 13 [30, 31]. Así como para el desarrollo de algunos sistemas de rehabilitación robóticos haciendo mayores restricciones [32].

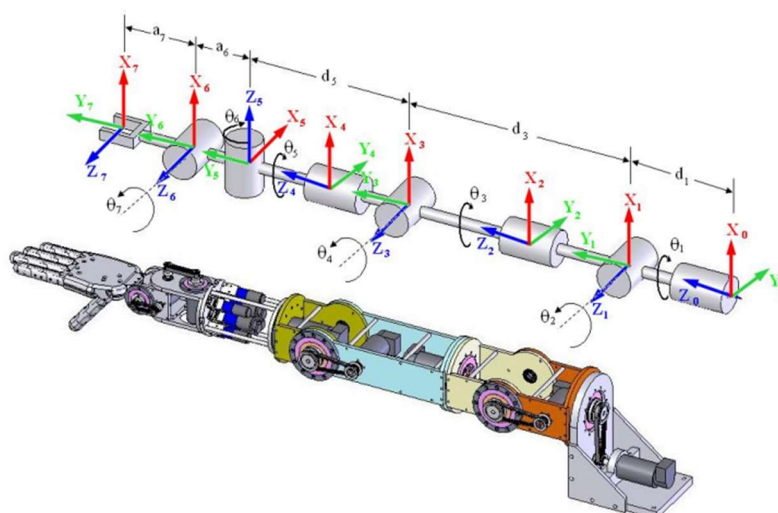


Ilustración 13. Robot antropomórfico diseñado a partir de los parámetros Denavit-Hatemberg [31].

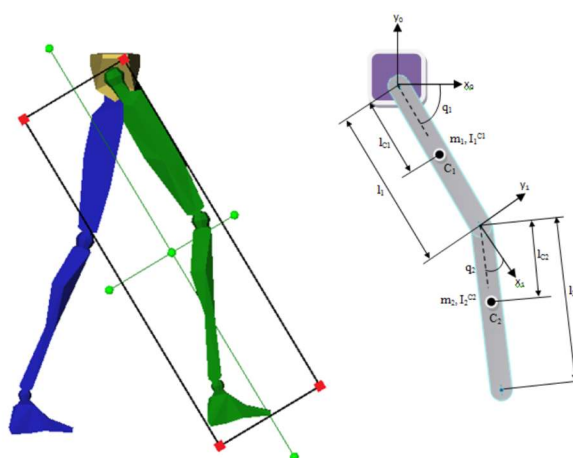


Ilustración 14. Modelo de un sistema de rehabilitación para una pierna considerando sólo dos grados de libertad [32].

De forma minimalista es posible reducir el cuerpo, y sus articulaciones clave, en un conjunto de eslabones y juntas de varias cadenas cinemáticas. Una representación de este tipo se muestra en la Ilustración 15. En esta ilustración podemos analizar las juntas de color blanco como juntas esféricas, de tres grados de libertad rotacionales, mientras las juntas rojas son rotacionales de grado de libertad. Esta expresión se aprovechará más adelante como apoyo para el desarrollo del sistema propuesto.

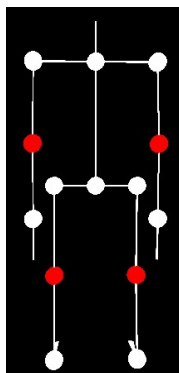


Ilustración 15. Expresión mínima de las cadenas cinemáticas más relevantes durante la marcha.

2.2.1 Análisis Complejo del Cuerpo

Con todos los conceptos previamente establecidos sería posible realizar un análisis completo del cuerpo humano y si Cinesiología durante la marcha. Si se aísla solamente el sistema músculo esquelético, aquel que proporciona el soporte durante las actividades físicas, se obtiene un número fijo de músculos, huesos, articulaciones, tendones y ligamentos repartidos por todo el cuerpo. Para el análisis de grados de libertad se requiere solamente contemplar los *eslabones* y las *juntas*, esto se traduce a contemplar sólo los huesos y las articulaciones móviles.

En el cuerpo humano de un adulto sano existen 206 huesos en total. Si planteamos un punto fijo en el centro del cuerpo, donde coinciden los ejes anatómicos, obtenemos que, de esos 206 huesos sólo 148 son móviles. Esos huesos se conectan mediante 29 articulaciones de 3 grados de libertad, 33 de dos grados de libertad y 85 de un grado de libertad [33, 34]. Con esta información obtenemos todo lo necesario para calcular los grados de libertad en el cuerpo humano con la ecuación de Kutzbach modificada, mostrada en la ecuación 3. Ecuación.

Reemplazando en la ecuación 3. Ecuación obtenemos $M = 6(148) - 3(29) - 4(33) - 5(85)$, que se reduce a $M = 888 - 87 - 132 - 425 = 244$. De este modo sabemos que el cuerpo humano tiene un total de 244 grados de libertad. Por lo tanto, para un análisis completo de la marcha deben obtenerse 244 datos. En la actualidad hay pocos sistemas que puedan obtener esta cantidad de datos en intervalos de tiempo tan pequeños para capturar apropiadamente la marcha. Es por ello que las restricciones planteadas serán de utilidad para un análisis completo sin una saturación de tantos datos.

2.3 Instrumentación

El análisis de la marcha ha adquirido importancia en los últimos años debido a que es frecuentemente asociado a accidentes y decesos. Es posible que, al evaluar adecuadamente la marcha, se realice un estudio preclínico que ayude en la prevención de este tipo de accidentes [35]. Por otra parte, la rehabilitación física puede ser de ayuda a pacientes con daño cerebral y, comúnmente, esta se asocia a la habilidad del paciente para caminar y estabilizarse [36].

Constantemente se requiere instrumentar dispositivos que devuelvan información de un paciente de manera remota del modo más precisa, fiable, no invasiva y amigable con los usuarios. En el caso específico de la evaluación de la marcha, la integración de nuevas tecnologías es clave para alcanzar estos objetivos. Las metodologías comúnmente usadas se basan en adquisición de información mediante mediciones de fuerza, ópticas y angulares [37, 38]. Desde el punto de vista tecnológico, la clasificación de los sistemas de reconocimiento de marcha pueden basarse en visión artificial, sensado del piso o sensores portátiles [38]. Algunos de los dispositivos auxiliares que se integran para soportar los sistemas sensoriales de cada metodología son los piezoresistivos, piezoeléctricos, capacitivos, triboeléctricos y transistivos [39].

Los sistemas de información de **fuerza** pueden medir inercia, como es el caso de los sistemas que usan IMUs, o detectar cuando hay presión en contra del suelo, aprovechando sensores piezoeléctricos. Una de las principales ventajas que los sistemas inerciales proporcionan, en especial cuando se realiza mediante IMUs, es el bajo costo de la instrumentación y la adquisición de datos espaciales considerablemente precisos [40, 41, 42]. Es posible incluso usar acelerómetros integrados en dispositivos móviles para evaluar la continuidad de la marcha [43]. Otros sistemas miden directamente el par de torsión y la fuerza aplicada por cada miembro inferior como el adaptador piramidal instrumentado [44], sólo que este fue diseñado para prótesis.

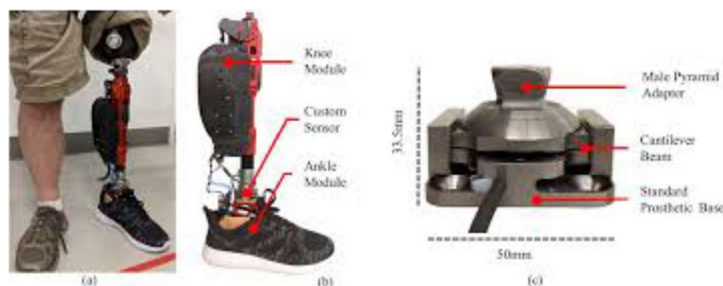


Ilustración 16. Sistema de prótesis instrumentada para medición de fuerza ejercida al caminar de [44].

Los sistemas **ópticos** basan su funcionamiento en sistemas de información visual. Estos sistemas presentan muchas ventajas respecto a la adquisición no invasiva de datos para evaluar la marcha ya que sólo se requiere una cámara fija y con una resolución proporcional a la fidelidad de los datos que se deseen adquirir. No obstante, estos sistemas requieren de condiciones exteriores específicas para su correcto funcionamiento elevando los costos de operación. Es posible obtener datos medianamente fiables con cámaras no tan especializadas, como el Kinect de Microsoft, que ha sido de ayuda en la evaluación de la marcha de pacientes con la enfermedad de Parkinson [45]. Por otro lado, pueden adecuarse las condiciones

exteriores al construir una cámara especializada para la evaluación de la marcha similar al sistema EDGAR usado para adquirir datos y procesarlos mediante el software GAITOR, sólo que este sistema está diseñado para la adquisición de datos de roedores [35]. Otras tecnologías desarrolladas permiten el uso de fibra óptica haciendo mediciones indirectas para la evaluación de la marcha [46].

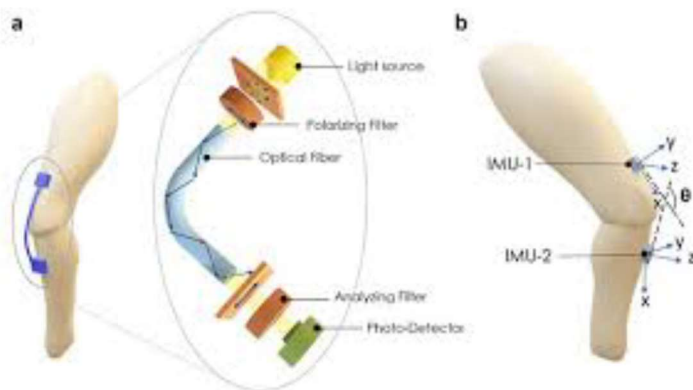


Ilustración 17. Sistema de instrumentación de rodilla para medición usando fibra óptica de [39].

Los sistemas de adquisición de información **angular** normalmente se componen por encoders y dispositivos IMUs. En este caso la información adquirida sólo es el ángulo generado entre dos miembros. En estos casos el sistema de referencia es de suma importancia para conocer los datos relevantes. Es posible usar el método inclinación-giro «*tilt-twist*» para obtener información en tres dimensiones de las juntas de los miembros inferiores [47, 48].

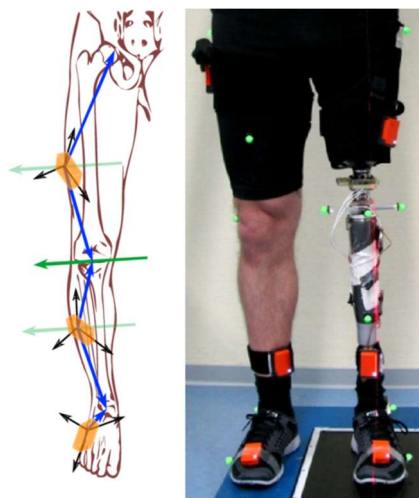


Ilustración 18. Sistema de medición angular aplicando sensores IMUs, ejemplo, de [42].

2.3.1 Sistemas Portables Comerciales

En la actualidad existen diversos sistemas cuya tecnología es especialmente diseñada para detectar los movimientos del cuerpo durante varias actividades físicas, entre ellas la marcha. Estos sistemas llegan a ser muy precisos y exactos, pero a un alto costo, la mayoría tiene un precio entre los 40,000 y 100,000 euros

[49]. Algunos sistemas están diseñados para la captura de movimiento durante actividades físicas como entrenamientos, este es el caso del TESLASUIT que, además de la captura de movimiento mediante sensores alrededor del cuerpo, cuenta con sensores para la captura de ECG y EDA durante su uso, así como un sistema de retroalimentación al tacto para una experiencia inmersiva acompañada de realidad virtual, todo esto de forma inalámbrica. Si bien este sistema es de mucha precisión el costo es muy alto, un solo guante cuesta 5,000 dólares, además su uso está más dirigido a la recreación, a pesar de tener algunas aplicaciones en la rehabilitación, este producto se muestra en la Ilustración 19 [50].



Ilustración 19. Tesla Suit, tomado de [50].

De modo similar, existen productos similares diseñados especialmente para la rehabilitación, uno de estos es el dispositivo PABLO de la empresa Tyromotion. Esta empresa tiene como uno de sus objetivos el diseño de dispositivos dedicados exclusivamente a la rehabilitación por lo que cuentan con un amplio catálogo de productos para diversos padecimientos. El caso específico del sistema PABLO es el uso de sensores portables que se colocan en los miembros superiores o inferiores y capturan el movimiento de los mismos. El sistema de miembro superior suele estar acompañado de un software específico que le pide al paciente realizar determinadas actividades a manera de ejercicios que le ayuden a mejorar durante su rehabilitación [51], este sistema se muestra en la Ilustración 20. No obstante, el uso del sistema inferior se compone de un sensor único por miembro y realiza la captura de movimiento estimando ciertos valores angulares de posición, como los de la cadera y rodilla. El sistema es funcional con ciertas terapias ayudando a evaluar el progreso del paciente y capturando valores clave durante la marcha para evaluar estabilidad y coordinación [52], este sistema se muestra en la Ilustración 21. Estos sistemas pueden solicitarse para sesiones de prueba, pero el costo de adquisición es de alrededor de 47,000 dólares.



Ilustración 20. Uso del sistema PABLO de extremidad superior acompañado de un software tipo videojuego para la rehabilitación, tomado de [51].



Ilustración 21. Sistema PABLO de extremidad inferior colocado en el dorso del pie, tomado de [52].

Otro sistema de detección de marcha diseñado para la rehabilitación es el G-Walk. Este sistema es similar en apariencia al PABLO de miembro inferior, pero este se coloca en la espalda baja entre la zona lumbar L2 y la sacra S1. Este dispositivo puede ser usado para pruebas, como la de Timed Up an Go y pruebas de ida y vuelta, o captura de movimiento de actividades físicas como la marcha, correr y saltar. El dispositivo colocado en la espalda baja es único por lo que los valores angulares del resto del cuerpo son meramente estimados, no obstante, ha resultado eficiente como auxiliar para la evaluación de la marcha en las pruebas antes mencionadas [53], este sistema se muestra en la Ilustración 22. Este sistema tiene un costo de adquisición de aproximadamente 3,900 euros.



Ilustración 22. Sistema G-Walk para la captura de movimiento durante pruebas para evaluar la marcha, tomado de [53].

Los mostrados son algunos de los sistemas más representativos para la evaluación de la marcha de tipo portable. Sin embargo, existen otros sistemas auxiliares a la rehabilitación y que se enfocan en el análisis de la marcha, como los usados en laboratorios de captura de movimiento basados en visión artificial y sensores estáticos. La misma empresa desarrolladora del G-Walk, BTS, cuenta con un sistema llamado INFINI-T que consiste en una placa instrumentada que funciona como piso para el análisis de la marcha partiendo de las pisadas. Otros sistemas de instrumentación pueden estar acoplados a de exoesqueletos o a manipuladores que auxilian a la rehabilitación asistida. Pero mientras más aumentan las características de estos sistemas también lo hace el precio [49]. En el desarrollo planteado a continuación sólo se centran los objetivos en la instrumentación de tipo portable.

Capítulo 3 Definición del Sistema

3 Características del Sistema

3.1 Descripción

El sistema propuesto se realizará partiendo de sistemas actuales buscando la innovación y mejora de estos aplicando un pensamiento crítico y buscando dar solución a los problemas planteados de una forma eficiente. Al ser un sistema de instrumentación se busca un funcionamiento ideal con una fuente de alimentación de baja potencia, que sea portable y que no altere el sistema que se desea muestrear durante su funcionamiento, en este caso, la marcha.

3.2 Explicación del problema

Previamente se ha realizado una investigación sobre sistemas de instrumentación para la evaluación de la marcha, esto con el objetivo de comprender su funcionamiento, tanto del sistema completo como el de los sensores usados, y las técnicas que se aplican durante la evaluación analizando el enfoque que se le da y el resultado que se busca en cada caso.

Finalmente, el objetivo se establece puntualmente como *instrumentar a un paciente post-EVC para medir la posición espacial relativa de sus miembros principales que participan en el proceso de la marcha.*

3.3 Usuarios

El sistema propuesto estará siendo operado por médicos rehabilitadores y se encontrará en contacto directo con pacientes que tengan déficit de la marcha post EVC. Por estas razones se busca que el sistema sea intuitivo con una guía de uso de sencilla comprensión. Los usuarios finales son los médicos operadores y los pacientes en rehabilitación.

3.4 Requerimientos y Pesos

3.4.1 Requerimientos

Para el sistema a diseñar se consideran ciertos requerimientos que servirán como restricciones para definir las características finales. Estos requerimientos parten de la observación de sistemas similares existentes encontrados en artículos de investigación y buscando adecuar el sistema a un entorno específico enfocándose en el usuario.

- *Medio Ambiente.* El sistema estará funcionando dentro de un ambiente típico de la CDMX, si bien muchos sistemas similares trabajan en condiciones de laboratorio se busca que este no tenga estas restricciones para su correcto funcionamiento.

- *Funcionalidad.* El sistema tiene que generar mediciones espaciales relativas del movimiento del cuerpo humano durante la marcha de forma automática, y en tiempo real, en cuanto se conecta contando con una calibración sencilla o automática.
- *Exactitud.* Se debe procurar que los errores no sean mayores al 5% de la medición real.
- *Repetibilidad.* Si el sistema es montado siempre en los puntos clave indicados se deben generar mediciones similares en un estado de reposo antes de iniciar la marcha.
- *Precisión.* Una vez montado y en una misma posición, si el sistema tiene algún lapso de inactividad y, posteriormente, se restaura las mediciones deben ser las mismas que dejen antes de su inactividad.
- *Dimensiones.* Al ser un sistema portable la instrumentación debe ser pequeña de modo que cada elemento sensor pueda manipularse con una mano de un adulto promedio.
- *Peso.* Buscando que el sistema no influya en la marcha del paciente este tiene que ser ligero y que no llegue a ser considerado una carga al momento de querer realizar la marcha.
- *Transductores.* Cada elemento principal de transducción debe ser debidamente posicionado y colocado, con una etapa de adecuación de su señal. Esto, preferentemente, mediante un sensor buscando evitar futuras complicaciones y facilitando su uso y mantenimiento.
- *Mecanismo.* Si bien el sistema estará en contacto con el cuerpo, cada elemento, tanto sensores como controladores, deben estar debidamente aislados mediante una estructura para evitar comprometerlos tanto a estos como la seguridad del paciente. De forma general, el dispositivo debe ser sencillo de montar y desmontar.
- *Controlador.* Su rapidez debe ser suficiente para tomar la información de todos los sensores propuestos y enviarla a un servidor o interfaz en menos de 0.1 [s] para obtener una caracterización de la marcha adecuada.
- *Comunicación.* Una vez que el controlador haya adquirido la información de todos los sensores este debe enviarla mediante un protocolo de comunicación previamente probado, para asegurar su eficiencia, a una interfaz o un servidor.
- *Interfaz.* Mediante una interfaz se envían mensajes de la funcionalidad del sistema y del proceso que se está realizando, así como una representación gráfica de la marcha que se está evaluando.
- *Costo.* El sistema propuesto debe ser de bajo costo pensando en futuras mejoras o la construcción de otros dispositivos similares.

- *Seguridad.* Los usuarios deben quedar aislados de los elementos físicos que puedan comprometer su integridad o la del dispositivo. A su vez, el dispositivo debe impedir la entrada de datos no válidos para evitar errores de análisis.
- *Monitoreo.* Se debe enviar algún tipo de notificación al usuario de que el sistema está funcionando de forma eficiente una vez que este se haya activado.

3.5 Matriz de pesos

Partiendo de los requerimientos deseados anteriormente mencionados se realiza una matriz para clasificarlos y asignarles un peso de importancia en una escala de 1-10 donde 10 es el máximo peso, implicando un requerimiento que tiene que cumplirse forzosamente en el dispositivo. Esta matriz se observa en la Tabla 1.

		Requerimientos	Peso
Funcionalidad	Mediciones Automáticas	En cuanto el sistema inicia comienza a arrojar información	6
		La calibración se realiza automáticamente	7
	Desempeño	Las mediciones toman menos de 0.1 [s] en ser registradas y procesadas	8
		Errores de posición $\pm 5\%$ máximo	10
		Se evalúa cuando las perturbaciones son demasiadas para compensarlas	6
		Tiene repetibilidad en pruebas de mínimo 10 minutos	8
	Controlador	El dispositivo de control debe ser veloz al registrar las mediciones y enviarlas a la interfaz	9
Sistema	Dimensiones	El sistema de control mide menos de 20 [cm] en total	5
		El sistema tiene un peso total menor a 5 [kg]	4
		El sistema mide menos de 20 [cm] de largo para cada sensor	3
	Mecanismo	Material rígido para soportar los sensores	7
		Sujeción firme al cuerpo para seguir los movimientos durante la marcha	7
	Protección	El sistema de alimentación y electrónico queda aislado del paciente	10
	Sensores	Portables y de buena fidelidad	4
	Circuito	El circuito queda oculto dentro del sistema de instrumentado de buena presentación	1
Se alimenta de forma interna en voltajes digitales, 3.3-5[V]		2	
Comunicación	Interfaz	Se comunica a los usuarios mediante una aplicación en computadora	3
		Los datos quedan almacenados para ser accesibles a análisis posteriores	2
		Los datos son visibles de forma continua mediante una representación gráfica	7
	Inalámbrico	La transmisión de datos no requiere de conexión por cable a la interfaz	8

		El rango de comunicación es de al menos 10 [m]	7
Seguridad	Bloqueo	Se impide la entrada de datos no válidos	8
		Se deshabilitan la alimentación si se percibe una falla.	10
	Monitoreo	Datos de control para el usuario	8

Tabla 1. Jerarquización de los requerimientos del proyecto.

Capítulo 4 Diseño

4 Etapas de Diseño

4.1 Diseño Conceptual

Para iniciar con el diseño del sistema se decidió realizar una división en subsistemas con la creación de un diagrama funcional.

4.1.1 Diagrama Funcional del Sistema

Al plantear las funciones que debe cumplir el dispositivo, pensando en los usuarios finales y considerando los elementos posibles para colocar en el sistema se diseñó un diagrama funcional que servirá de guía en las siguientes etapas de desarrollo. El diagrama funcional se muestra en la Ilustración 23 ejemplificando de forma general el sistema instrumentado y sus componentes. Al dividir el sistema en los subsistemas mostrados se vuelve más fácil enfocarse en el desarrollo de cada uno de estos de forma individual.

Posteriormente se describe cada subsistema y se busca dar solución a cada uno de los mismos considerando las herramientas de desarrollo disponibles y contemplando el estado del arte de sistemas semejantes.

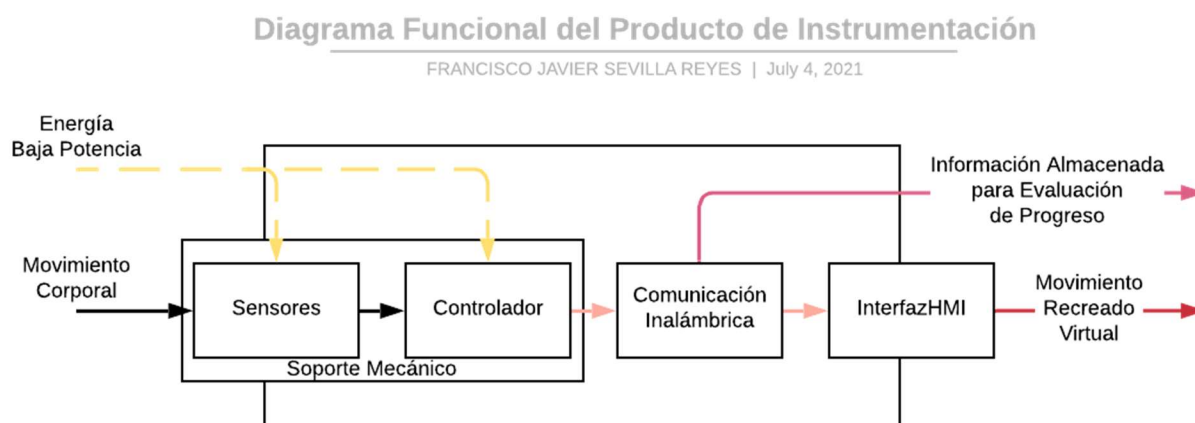


Ilustración 23. Diagrama Funcional del Sistema para solucionar las problemáticas planteadas.

4.1.1.1 Sensores

Debido a las características del problema se considera más apropiado el uso de módulos sensores de uso comercial para evitar complicaciones de diseño en la colocación de los transductores. Análogamente, esto facilitará las configuraciones para su uso con el controlador pues las señales de los sensores ya vienen adecuadas para ciertos tipos de controladores.

4.1.1.2 Controlador

Al ser un sistema portable el controlador debe tener la capacidad de transmitir la información de forma inalámbrica, ya sea por medio de un módulo integrado o gracias a su propia arquitectura. Por otra parte, la rapidez debe ser considerable para poder registrar la información de los sensores, procesarla y transmitirla de la forma más adecuada.

4.1.1.3 Soporte Mecánico

El soporte sólo cubrirá a los elementos sensores y de control. Con este soporte se facilitará la colocación de cada elemento distribuido por el cuerpo, se aislará a cada elemento del usuario al que se le esté colocando y se protegerá al sistema de posibles alteraciones inesperadas durante su operación.

4.1.1.4 Comunicación Inalámbrica

Toda la información que el controlador emita deberá ser de forma inalámbrica y ser captada por un receptor. En este caso se piensa en ambos elementos que hagan las funciones de emisión y recepción, el primero comunicándose directamente con el controlador y el segundo comunicándose con la interfaz. Estos deben seguir la rapidez del controlador para no perder información recibida y, posteriormente, poder enviarla a la interfaz que mostrará esta información de forma virtual.

4.1.1.5 Interfaz

La información recibida por parte del servidor, normalmente, sólo puede ser leída como una serie de caracteres, pero, gracias a una interfaz, estos caracteres pueden adquirir un sentido gráfico que permite la interpretación de la información obtenida de forma más sencilla por un usuario detrás de una aplicación. Con esta interfaz es posible recrear los movimientos realizados durante la marcha de forma virtual y mostrarlos para un análisis de mayor detalle.

4.1.2 Matriz de Correlación

Con los requerimientos y especificaciones planteados, y pensando un poco en las soluciones que se le puede dar a cada uno, se planteó una matriz QFD para analizar los requerimientos que más se están atendiendo. Esta matriz se realizó a partir de una plantilla en línea, encontrada en *QFD Online* [54], y los resultados se muestran en las ilustraciones Ilustración 25, Ilustración 26, Ilustración 27 y Ilustración 28. De modo similar, la nomenclatura requerida para la comprensión de la matriz se encuentra en la Ilustración 24. Esta matriz sirve para analizar que tan bien es la relación de los requerimientos funcionales planteados y qué tanto atienden a los requerimientos deseados mientras ayuda a comparar con sistemas comerciales similares.

Row #	Max Relationship Value in Row	Relative Weight	Weight / Importance	Demanded Quality (a.k.a. "Customer Requirements" or "Whats")	Column #												
					1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
					Direction of Improvement: Minimize (▼), Maximize (▲), or Target (⊗)												
					Quality Characteristics (a.k.a. "Functional Requirements" or "Hows")												
					Costo del prototipo	Rapidez de acción del controlador	Tiempo de fabricación física y manual del prototipo	Materiales de construcción ligeros	Diseño de tipo ensamble para poder realizar mantenimiento	Precisión del prototipo	Exactitud del prototipo	Materiales comerciales para la construcción	Energía DC con transformador necesaria para alimentar el prototipo	Protocolos de comunicación rápidos y seguros para las transmisiones	Compensación de deriva del sistema en un estado de reposo	La capacidad de procesamiento requerida por parte de la interfaz	Tiempo para la comprensión del código del prototipo
1	9	4.3	6.0	Inicia las mediciones automáticamente en cuánto se activa	▲	⊗				⊗	⊗			⊗	⊗		⊗
2	9	5.0	7.0	Cuenta con una calibración automática	▲	⊗				⊗	⊗			▲	⊗	▲	⊗
3	9	5.7	8.0	La medición total es en menos de 0.1 [s]	⊗	⊗				⊗	⊗			⊗		⊗	⊗
4	9	7.1	10.0	Tiene errores menores a +/- 5 [%]	⊗	⊗				⊗	⊗			▲	⊗		▲
5	9	4.3	6.0	Descarta perturbaciones externas excesivas		⊗				⊗	⊗				▲		
6	9	5.7	8.0	Repetibilidad en al menos 10 [min]	⊗	⊗				▲	⊗		▲	⊗	⊗	⊗	▲
7	9	3.5	5.0	El sistema que contiene al controlador mide menos de 20 [cm]	⊗		⊗	⊗	⊗			⊗					
8	9	2.8	4.0	El peso total del dispositivo es menor a 5 [kg]	⊗		⊗	⊗	⊗			⊗	⊗				
9	9	2.1	3.0	El sistema que contiene a cada sensor mide menos de 20 [cm]	⊗		⊗	⊗	⊗			⊗					
10	9	5.0	7.0	La cubierta de los sensores es de material rígido	⊗		⊗	⊗	⊗			⊗		▲			
11	9	5.0	7.0	Cuenta con una fuerte sujeción al cuerpo para el sentido	⊗		⊗	⊗	⊗	⊗	⊗	⊗	▲		⊗		
12	9	7.1	10.0	La electrónica queda aislada del paciente	⊗		⊗	⊗	⊗			⊗	▲				
13	9	2.8	4.0	Los sensores son portables y fieles	⊗	⊗		▲	▲	⊗	⊗	▲			⊗		
14	9	0.7	1.0	El sistema tiene una buena presentación	⊗		⊗	⊗	⊗			⊗	▲				
15	9	1.4	2.0	La alimentación de la electrónica es digital, de 3.3 - 5 [V]	▲	▲						⊗	⊗				
16	9	2.1	3.0	Se despliega la información en una interfaz de computadora	▲									⊗	▲	⊗	⊗
17	9	1.4	2.0	Se almacenan los datos para un análisis posterior		⊗								⊗		⊗	⊗
18	9	5.0	7.0	Los datos son visibles mediante una representación gráfica	▲					▲	▲			⊗	▲	⊗	⊗
19	9	5.7	8.0	La transmisión de datos es inalámbrica	⊗	⊗	▲			▲	▲	▲		⊗			⊗
20	9	5.0	7.0	El controlador transmite información en al menos un rango de 10 [m]	⊗	⊗		▲						⊗			
21	9	5.7	8.0	Se evita la entrada de datos no válidos		⊗					▲			▲			⊗
22	9	7.1	10.0	Se deshabilita la alimentación en caso de fallas	▲	⊗											⊗
23	9	5.7	8.0	Se emiten datos de control para asegurar el correcto funcionamiento		⊗								⊗		⊗	⊗

Ilustración 26. Contenido de la matriz QFD relacionando los requerimientos planteados con los requerimientos funcionales.

Difficulty (0=Easy to Accomplish, 10=Extremely)	9	7	9	4	8	4	8	5	3	6	8	9	8
Max Relationship Value in Column	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9
Weight / Importance	382.3	380.1	212.1	163.1	162.4	237.6	339.7	202.1	39.7	309.9	173.0	234.8	440.4
Relative Weight	11.7	11.6	6.5	5.0	5.0	7.2	10.4	6.2	1.2	9.5	5.3	7.2	13.4

Ilustración 27. Resultados de importancia que se le están dando a cada requerimiento funcional.

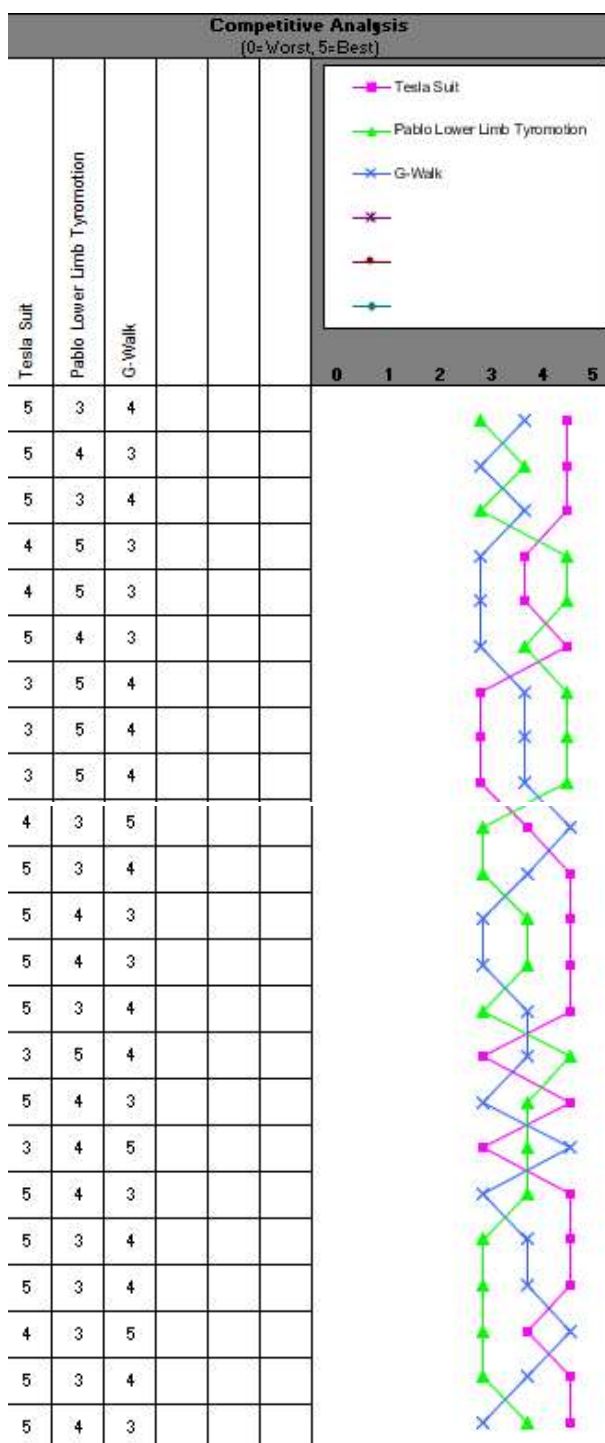


Ilustración 28. Análisis competitivo entre la solución propuesta y productos similares: Tesla Suit [50], PABLO Lower Limb [52] y el G-Walk [53].

Los requerimientos funcionales propuestos para el sistema se muestran en la Ilustración 25 mostrando algunos que se busca minimizar o maximizar, el único requerimiento funcional que se considera como objetivo es el diseño de tipo ensamble para poder dar mantenimiento a cualquier elemento del sistema

propuesto. En esta misma imagen se aprecia la correlación de los requerimientos entre sí. De forma genérica, los requerimientos físicos no guardan una fuerte relación con los requerimientos de programación. Gracias a este análisis se puede apreciar que el uso de materiales comerciales es el que mejor correlación guarda con el resto de los requerimientos, mientras que, disminuir el costo del sistema final es el que guarda una correlación más negativa con el resto.






En la Ilustración 26 se observa la relación entre los requerimientos funcionales y los requerimientos planteados. En esta matriz observamos que por cada requerimiento deseado hay al menos un requerimiento funcional del sistema con el que se guarda una relación fuerte indicando que todos los requerimientos están siendo atendidos. Análogamente, analizando los pesos relativos se observa que los requerimientos de mayor relevancia es uno de desempeño, tener errores en un rango de $\pm 5\%$, uno de protección y uno de seguridad, que son aislar la electrónica y deshabilitar la alimentación en caso de fallas, respectivamente. En la Ilustración 27 se observan los datos de dificultad e importancia que se le está dando a cada requerimiento funcional. En esta misma imagen se observa que, para todos los requerimientos funcionales, hay al menos una relación fuerte con un requerimiento deseado. Se puede observar que la mayor importancia que se da es a la disminución del tiempo de programación y edición del código del prototipo, seguido por la disminución de su costo y el aumento de la rapidez del controlador.

Finalmente, en la Ilustración 28 se observa la comparación con los productos comerciales similares previamente mencionados. Esta comparación se da en función de los requerimientos deseados. Gracias a esto se aprecia que el dispositivo Tesla Suit resulta en el sistema más similar al planteado y que responde mejor a los requerimientos. En otras palabras, la solución planteada sería una oportunidad de mejora para este dispositivo.

La plantilla aprovechada para realizar este análisis cuenta con otras matrices similares para continuar con el refinamiento de los requerimientos. Pero estas son especializadas para productos que se buscan sacar al mercado y ser posibles competencias de los sistemas similares por lo que no se llenarán en el presente desarrollo.

4.1.3 Tabla de Conceptos

Una vez establecidos e identificados todos los subsistemas se generó una tabla donde se vaciaron todas las posibles soluciones consideradas para cada subsistema del sistema propuesto final. Todas las opciones contempladas fueron tomadas en cuenta partiendo de una lluvia de ideas y aprovechando las experiencias previas con sistemas similares. La tabla generada se observa en la Tabla 2.

Sistema	Opción 1	Opción 2	Opción 3	Opción 4	Opción 5
Sensores	IMU 9250 	MPU 6050 	Encoder 	Resistencia Variable 	Visión Artificial 





















SopORTE Mecánico	Piezas 3D 	Madera 	Aluminio 	Cartón 	PVC 
Controlador	Arduino 	PIC 	ESP 	Tiva 	Raspberry 
Comunicación Inalámbrica	Servidor Firebase (WLAN) 	Servidor Local (WPAN) 	Bluetooth (WPAN) 	Red Telefónica (WMAN) 	Servidor Matlab (WLAN) 
Interfaz HMI	Processing 	Unity 	Wolfram Mathematica 	Python 	LabView 

Tabla 2. Tabla de conceptos con posibles soluciones para cada subsistema planteado del sistema propuesto.

Tras contemplar las diferentes opciones planteadas, y considerando el objetivo principal, se llegó a la conclusión de que aquellos sistemas mejores a usar serían aquellos remarcados en la Tabla 2, a continuación, se detalla cada tecnología seleccionada, así como las razones de su elección.

4.1.3.1 Sistema de Sensores

Buscando cumplir con los requerimientos de fidelidad, velocidad de transmisión, portabilidad y bajo costo se eligió el uso de sensores *MEMs* inerciales para la detección de posiciones angulares en aquellas articulaciones que tuvieran más de un grado de libertad, mientras que para las articulaciones con sólo un grado de libertad se eligió el uso de un sensor rotativo.

Las tecnologías *MEMs* disponibles, y más accesibles, encontradas fueron las de los módulos MPU6050 e IMU9250. Entre estas dos opciones el módulo MPU fue seleccionado pues era de costo menor y la fidelidad no se comprometía de manera significativa. Ambos módulos ofrecen la obtención de información mediante protocolo I2C el cuál es una alternativa rápida para la transmisión de información ya que tiene una velocidad estándar de 100 kbit/s y la cuál sólo requiere de dos cables para alimentación y dos cables para la transmisión de información: el reloj y los datos.



Ilustración 29. Módulo MPU6050 con acelerómetro y giroscopio interno incluido.

En el caso de las articulaciones de un sólo grado de libertad, tales como la rodilla y el codo, se seleccionó un sensor rotativo. En este caso las opciones consideradas fueron los encoders y los resistores variables, o potenciómetros. Si bien las resistencias variables ofrecen un sistema de bajo costo, su diseño no suele considerar suficiente precisión y su señal debe ser adecuada mediante arreglos de resistencias o software, en cambio, los encoders son usados en sistemas que requieren conteos más precisos para la medición de posición angular. Se aprovechó el módulo encoder existente para sistemas tipo Arduino cuyo diseño es similar a un potenciómetro clásico, pero, internamente, se compone de un encoder incremental que permite conocer la dirección y ángulo de giro.



Ilustración 30. Módulo Encoder con perilla para medir posición angular.

4.1.3.2 Sistema de Soporte

Para poder montar adecuadamente los sensores alrededor del cuerpo fueron diseñadas unas piezas especiales que contienen a los sensores y cuya función es el soporte y unión de los sensores con el elemento a sensor. Estas piezas fueron diseñadas con ayuda de Inventor 2020 y su fabricación se realizó mediante manufactura aditiva. Las piezas diseñadas se observan en la Ilustración 31 e Ilustración 32.

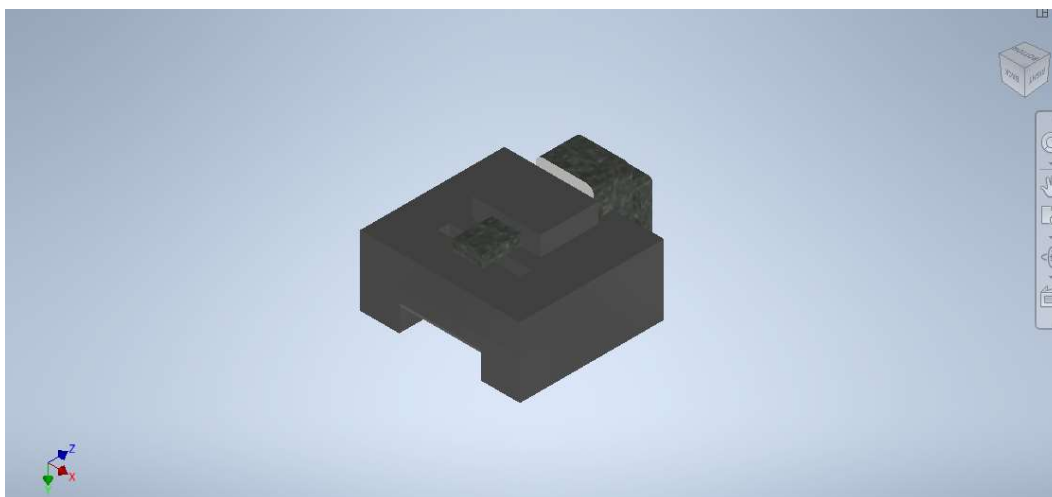


Ilustración 31. Pieza de soporte diseñada para la contención y manejo de los acelerómetros MPU.

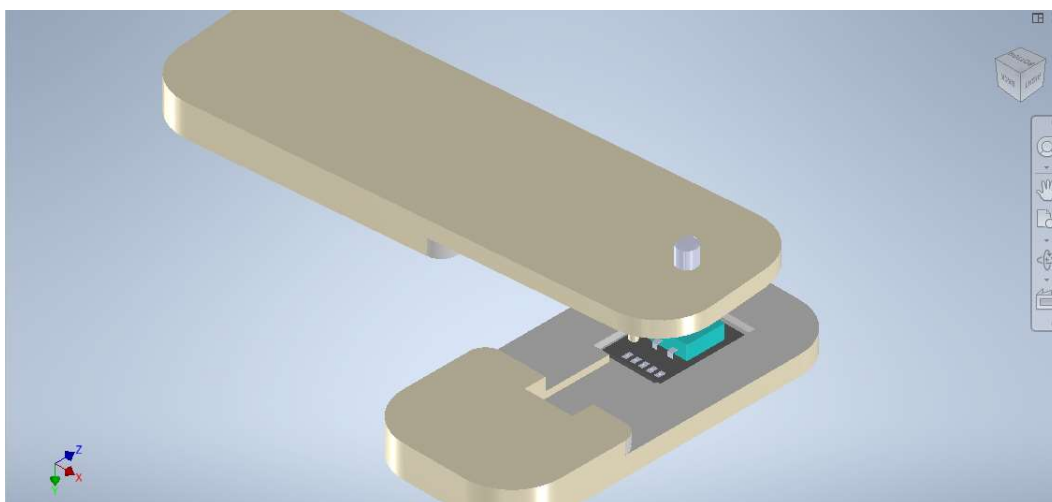


Ilustración 32. Piezas de soporte diseñadas para el sostén y acoplamiento de los sensores encoder.

4.1.3.3 Sistema de Control

Los módulos sensores adquiridos son, normalmente, usados en placas de desarrollo de la familia Arduino. Si bien esto es lo recomendado para la realización de proyectos tiene algunas limitantes, entre ellas se encuentra que no todos los miembros de esta familia cuentan con transmisión de datos inalámbrica incluida y, los que sí, suelen ser de mayor costo. Debido a esta problemática se prefirió el uso de un microcontrolador alternativo, en este caso se buscaba que cumpliera con lo siguiente:

- Capacidad de manejo del protocolo I2C.
- Manejo de interrupciones externas para el uso de los encoders.
- Alimentación externa digital: 3.3 [V] - 5 [V].
- Transmisión de datos de forma inalámbrica incluida.

El microcontrolador encontrado que cumple con la característica de transmisión inalámbrica fue el ESP86 ya que puede configurarse con conexión a WiFi y Bluetooth, incluye un puerto I2C y su alimentación es de 5 [V], sin embargo, presenta algunas limitantes en cuanto a las interrupciones. Dentro de la misma familia de los microcontroladores ESP se encontró una versión más nueva del módulo ESP86: el ESP32. Este cumple con todas las características requeridas y, además, cuenta con la posibilidad de usar dos puertos con protocolo I2C de manera simultánea. Prácticamente todos sus pines pueden configurarse como interrupciones externas y, de forma similar al módulo ESP86, también puede configurarse con conexión WiFi y Bluetooth y su alimentación es digital de 5 [V]. Su costo varía entre proveedores entre 120 y 170 MXN, y es menor al costo de la mayoría de los miembros de la familia Arduino.

El módulo ESP32, mostrado en la Ilustración 33, es popular en la actualidad y muy usado en el desarrollo de proyectos que requieren de conexión inalámbrica, varios relacionados con la domótica, ya que es de largo alcance por su baja pérdida de potencia. Debido a la popularidad que ha estado adquiriendo se han desarrollado librerías y paqueterías para poder configurarlo de tal modo que su programación pueda realizarse desde el IDE de Arduino facilitando así la migración de proyectos creados en Arduino a los módulos ESP, no obstante, esto llega a ocupar un espacio considerable de la memoria del módulo.

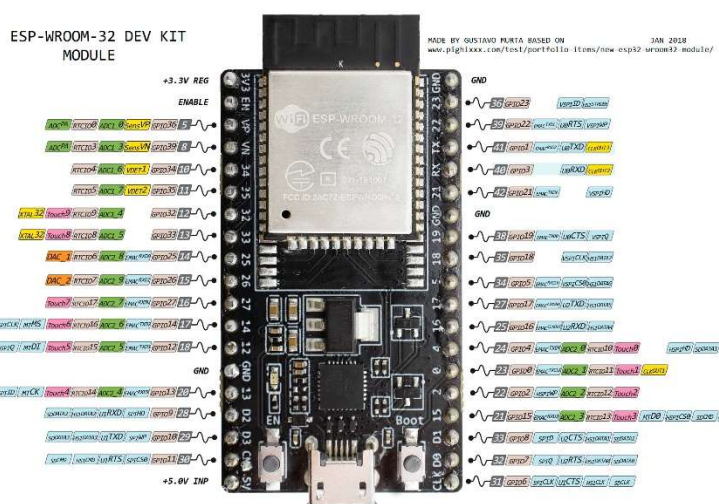


Ilustración 33. Módulo ESP32 con sus GPIO y algunas de sus posibles configuraciones.

4.1.3.4 Sistema de Comunicación

Gracias a las características del ESP32 es posible configurar un dispositivo como Cliente o Servidor de una red WiFi. Uno, o varios dispositivos ESP se pueden configurar como Clientes de una red y basta con un solo dispositivo extra para configurar un Servidor local. Si bien los datos transmitidos por un cliente pueden enviarse a un servidor en línea, estos normalmente son de tipo síncrono y el tiempo de recepción de los datos llega a ser de un segundo, análogamente, la mayoría de los servicios que ofrecen servidores en línea suelen ser de paga. Por esta razón se eligió el uso de un servidor asíncrono configurado especialmente para esta aplicación.

Mientras existen los módulos clientes para enviar la información a un servidor se requiere de otro dispositivo configurado como servidor asíncrono para recibir los datos de cada cliente de forma simultánea. El dispositivo que se configura como servidor asíncrono, a su vez, hace la función de generar una red WiFi de uso personal a la que sólo los dispositivos seleccionados tendrán acceso para enviar su información. Este dispositivo receptor puede transmitir la información de forma inalámbrica también mediante una solicitud especial o imprimirla con el uso de un cable USB mediante un puerto serial directamente a una computadora.

4.1.3.5 Interfaz HMI

Cuando los datos han sido recibidos en la aplicación sólo queda mostrar los resultados. Entre las diversas opciones para la creación de la interfaz contempladas se prefirió el uso de *Processing*, que utiliza un dialecto de Java, por su facilidad de uso y de creación de imágenes de forma virtual, esto considerando una aplicación en tiempo real. De forma similar, y por una mayor familiarización con el mismo, se eligió el uso de *Mathematica*, el software de Wolfram que usa su propia sintaxis, para la creación de animaciones interpretando los datos y pensando en un análisis posterior a la recepción de los datos.

4.2 Diseño de Configuración

Considerando el tipo de movimientos que se desean capturar, y pensando en las articulaciones donde se originan estos movimientos, se realizó una división del cuerpo en tres secciones: tren inferior (ambas piernas), tren superior (ambos brazos) y tronco (desde la espalda baja a la altura del coxis hasta el cuello) como se muestra en la Ilustración 34; por el tipo de movimientos y los grados de libertad de cada caso el tren inferior y superior requiere de 4 acelerómetros y 2 encoders cada uno, mientras el tronco basta con 2 acelerómetros. Cada sección toma la información de sus sensores con un dispositivo ESP32 aprovechando los dos puertos I2C del microcontrolador, la facilidad de usar sus GPIO como interrupciones y buscando no comprometer la velocidad de adquisición de datos. Entre los tres microcontroladores se establece una comunicación con un cuarto dispositivo de tipo *cliente-servidor*, este último, queda conectado mediante un protocolo serial a una computadora para enviar la información recibida. La arquitectura de esta comunicación queda similar a una de tipo *esclavo-maestro* donde el maestro constantemente recibirá la información de los dispositivos conectados, mediante un protocolo de comunicación, y los esclavos sólo responderán a las solicitudes específicas del maestro. Esta comunicación se realiza configurando al maestro como un servidor, generando una red local cuyo nombre y contraseña están precargados a los dispositivos esclavos, por su parte los esclavos se conectan a dicha red y envían su información mediante una URL que se modifica cada vez que actualizan sus datos. La aplicación de esta arquitectura facilita la instalación del sistema completo y favorece su uso de tipo *Plug and Play*.

El microcontrolador servidor, o maestro, tiene la tarea de recibir e identificar la información de los tres microcontroladores clientes, así como la de transmitir la información para su despliegue; mientras que dos de los clientes, o esclavos, leen 4 sensores MPU y 2 encoders cada uno y el tercero sólo lee 2 MPU. La distribución de los sensores alrededor del cuerpo se muestra en la Ilustración 34.

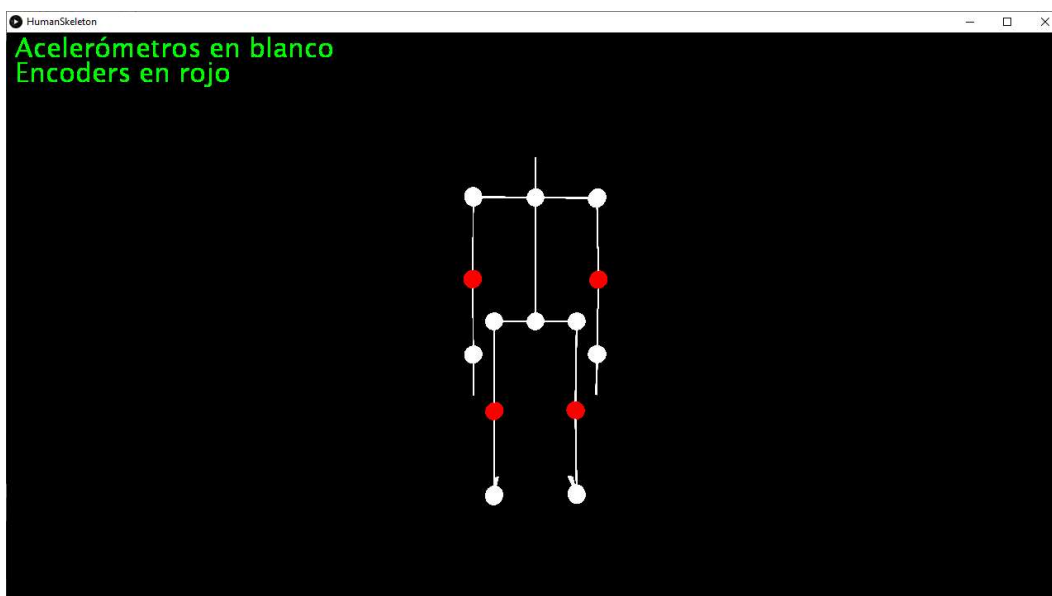


Ilustración 34. Disposición de los sensores al rededor del cuerpo en un esqueleto minimalista recreado mediante Processing.

4.3 Diseño de Detalle

4.3.1 Circuito Electrónico Montado

El circuito del dispositivo montado estará aislado del individuo. Para este irán colocados un total de tres módulos ESP32, cada uno con una programación que le permita activar sus puertos I2C, su configuración como cliente de una red WiFi y algunos GPIO como interrupciones externas. Los dispositivos por sí mismos funcionan gracias a al módulo ESP WROOM 32 que cuenta con 34 pines digitales GPIO. El módulo tiene integrado el SoC ESP32-D0WDQ6 y dos CPU que pueden ser controlados de forma individual y cuya frecuencia es ajustable entre 80 MHz a 240 MHz, se aprovecha la frecuencia del reloj del dispositivo de 240 MHz. El dispositivo cuenta con una memoria SRAM de 520 KB, memoria ROM de 448 KB y soporta una memoria flash externa de 4MB. Incluye también dos puertos UART, SPI e I2C, 3 Timers de 16 bits, 2 ADC de 12 bits y 2 DAC de 8 bits.

En cuanto a los parámetros de la comunicación inalámbrica, el rango de frecuencia del WiFi es de 2.4~2.5 GHz, sigue los protocolos de la IEEE 802.11 b/g/n/e/i (802.11n arriba de los 150 Mbps), tiene protección WPA/WPA2/WPA2-Enterprise/WPS, y soporta los protocolos de red IPv4, IPv6, SSL, TCP/UDP/HTTP/FTP/MQTT. Para el dispositivo que será usado como servidor cabe destacar que también puede configurarse en los modos Station/SoftAP/SoftAP+Station/P2P [55, 56]. El funcionamiento interno del sistema se representa mediante un diagrama de bloques que puede observarse en la Ilustración 35.

Por parte de los dispositivos sensores se hace uso de los módulos MPU6050 y KY-040 correspondiendo a acelerómetros y encoders, respectivamente. La serie de acelerómetros MPU60X0 son los primeros integrados con 3 ejes de giroscopio, 3 de acelerómetros, un DMP (*Digital Motion Processor*) y un paquete de 4x4x0.9 milímetros. La información de estos sensores se envía mediante un bus de datos I2C, con una velocidad máxima de 400 [kHz], y cuenta con un transformador de 16 bits analógico-digital y un rango de

escalas programables de 250, 500, 1000 y 2000 grados por segundo para el giroscopio así como un rango de 2, 4, 8 y 16 g para los acelerómetros, donde estos son múltiplos de la aceleración gravitacional. Su entrada de alimentación es digital en el rango de 2.375-3.46 [V] y una corriente de operación promedio de 3.6 [mA] para el giroscopio y una de 500 [μ A] para el acelerómetro [57]. Análogamente, para acceder a los datos mediante el protocolo I2C, las direcciones que una MPU6050 puede adquirir son 0x69 y 0x68 debido a su arquitectura, es por esto que pueden usarse máximo dos dispositivos por cada puerto I2C sin realizarse modificaciones a sus direcciones internas.

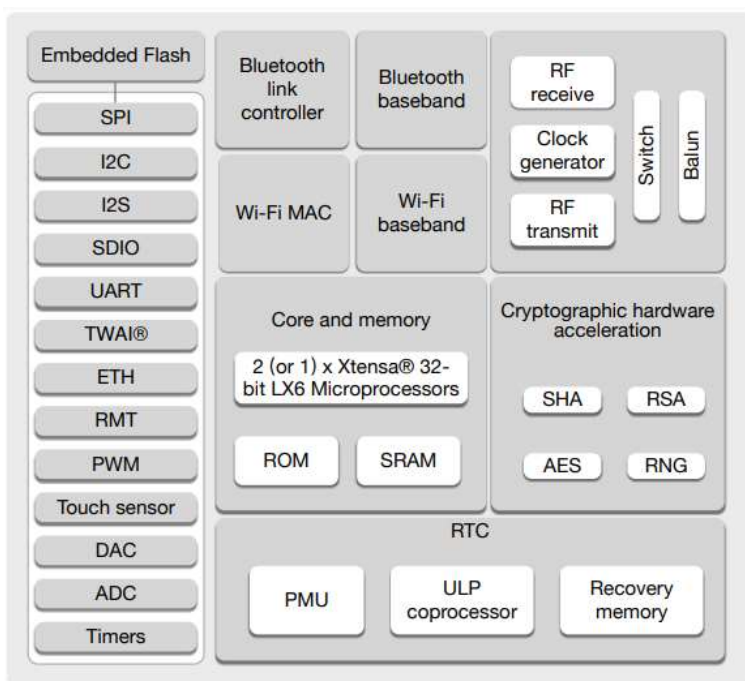


Ilustración 35. Diagrama de bloques funcional del ESP32, tomado de [56].

Por parte del módulo KY-040, este sólo se compone de forma interna de tres switches con una rueda encoder cuya configuración equivale a dos fotoresistencias cuya información se obtiene mediante dos pines del módulo. La alimentación de este dispositivo es digital y puede ser entre 3-5 [V]. También incluye un pulsador normalmente abierto que se activa al presionar el eje rotatorio [58]. El módulo puede tener algunas variaciones entre proveedores pero el diagrama del circuito interno se conserva. En este caso es necesario configurar las entradas del microcontrolador como interrupciones externas para poder leer la información de forma adecuada.

Es por las características de las direcciones de los módulos MPU, la cantidad de acelerómetros requeridos alrededor del cuerpo y las características de los puertos I2C de cada ESP que se prefirió la configuración de tres microcontroladores repartidos en dos trenes y la columna del cuerpo.

4.3.1.1 Tabla de Entradas y Salidas.

Conociendo las características del microcontrolador a usar y los módulos sensores que harán parte del circuito es posible establecer una tabla de entradas y salidas para iniciar con el desarrollo del código. Para esto es importante considerar que sólo los dispositivos que se piensan como clientes en la configuración propuesta contarán con un circuito externo. En este caso el microcontrolador no requiere de enviar información a dispositivos externos, esto si se desprecia la información de solicitudes y respuestas en el bus I2C. De esta forma podemos tratar a todas las conexiones como entradas desde el punto de vista del controlador.

La tabla de entradas de los dispositivos ESP32 que estarán montados sobre el cuerpo y tomarán la informaciones de los trenes superior e inferior se muestran en la Tabla 3, mientras que la tabla de entradas del dispositivo que tomará la información de los sensores en la columna se muestra en la Tabla 4.

Alias	Ubicación	Descripción
I2C Canal 1 SDA	GPIO 0	Pines de comunicación del primer protocolo I2C que toma la información de los acelerómetros en la pierna/brazo derecha
I2C Canal 1 SCL	GPIO 4	
I2C Canal 2 SDA	GPIO 21	Pines de comunicación del segundo protocolo I2C que toma la información de los acelerómetros en la pierna/brazo izquierda
I2C Canal 2 SCL	GPIO 22	
Encoder 1 Data	GPIO 16	Pines del canal A y B del encoder para medir la flexión de la rodilla/codo derecha
Encoder 1 CLK	GPIO 17	
Encoder 2 Data	GPIO 19	Pines del canal A y B del encoder para medir la flexión de la rodilla/codo izquierda
Encoder 2 CLK	GPIO 20	

Tabla 3. Tabla de entradas para los dispositivos ESP a cargo de los sensores en el tren inferior y tren superior.

Alias	Ubicación	Descripción
I2C Canal 1 Data	GPIO 0	Pines de comunicación del protocolo I2C que toma la información de los acelerómetros en el torso
I2C Canal 1 CLK	GPIO 4	

Tabla 4. Tabla de entradas para el dispositivo ESP a cargo de los sensores de la columna.

Las conexiones requeridas para la comunicación de los sensores con el microcontrolador son prácticamente directas. No obstante, pueden agregarse algunos elementos electrónicos para mejorar la estabilidad del sistema como las resistencias, de tipo Pull-Up, para los cables SCL y SDA del bus I2C. Por parte de los encoders, los módulos usados permiten una conexión directa sin riesgo de una pérdida significativa de información.

4.3.1.2 Diagramas de Flujo

Conociendo la forma de uso y configuración de los sensores, así como los modos de operación del microcontrolador es posible iniciar con el planteamiento y la escritura del código. Para esto se desarrolla un diagrama de flujo de las acciones que estarán haciendo los diferentes microcontroladores usados, ya sean los que hacen la función de clientes o aquel que hace la función de servidor.

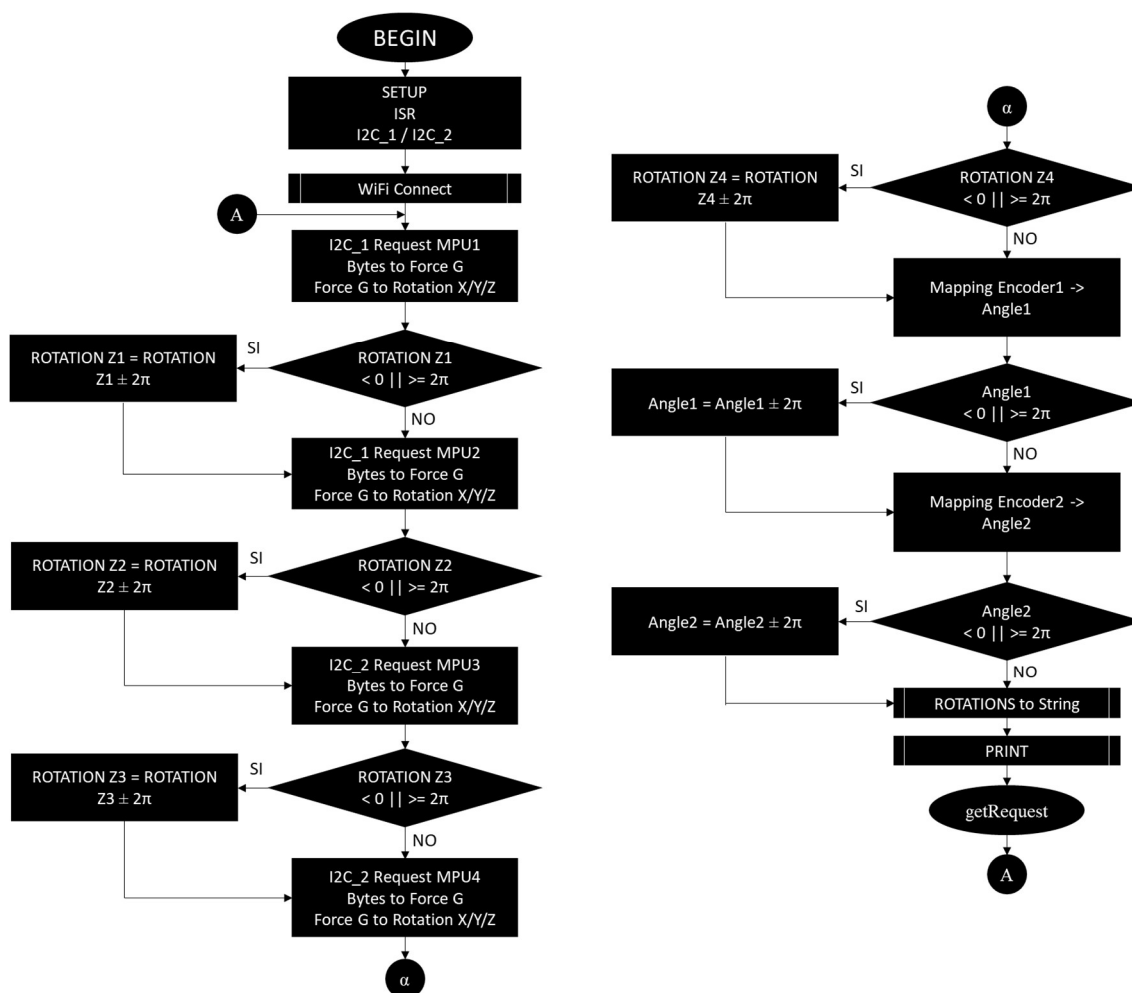


Ilustración 36. Diagrama de flujo de los microcontroladores que obtienen la información de los sensores montados en el tren inferior y superior.

En la Ilustración 36 se muestra el diagrama de flujo para el código que se contempla a los dispositivos de tipo cliente que tomarán la información de los trenes superior e inferior. Estos dispositivos deberán iniciar su protocolo de comunicación serial, abrir y configurar sus dos puertos I2C, configurar sus interrupciones en los pines específicos donde están conectados los encoders, y conectarse a la red creada por el servidor como configuración inicial. Durante cada ciclo de ejecución del código se realizarán las solicitudes correspondientes de cada dispositivo MPU, en su respectivo puerto I2C, y se transforma su información en valor angular, posteriormente, se modifica el valor angular de los encoders tras modificarse por interrupciones. Antes de que finalice cada ciclo, se transforma toda la información angular obtenida en una cadena de datos que se imprime, sólo si está disponible el puerto, de modo serial y se realiza una transmisión de información, mediante el protocolo GET, al servidor. Cabe destacar que se considera que una corrección de datos en el giro del eje Z del acelerómetro pues este es el único que puede llegar a tener un giro de más de 360° durante su operación, dada la configuración propuesta. Esta misma corrección se considera en los

encoders pues, si bien esto es imposible físicamente considerando donde estará montado, se coloca para mantener un sistema de referencia en reposo y poder mantener su control adecuado en fases de prueba.

Por su parte diagrama de flujo del tercer dispositivo cliente es una versión reducida del usado en los otros dos clientes. Este diagrama se muestra en la Ilustración 37. En este código sólo se contempla la configuración del protocolo de comunicación serial, un solo puerto I2C y la conexión a la red del servidor como parte de su configuración inicial. En el ciclo de este dispositivo sólo se realiza la solicitud de dos MPU transformando su información a valores angulares y finalizando como el ciclo de los otros dos dispositivos clientes: transformando la información en una cadena de caracteres, imprimiéndolo por el puerto serie, si esta disponible, y haciendo una transmisión de datos con un protocolo GET.

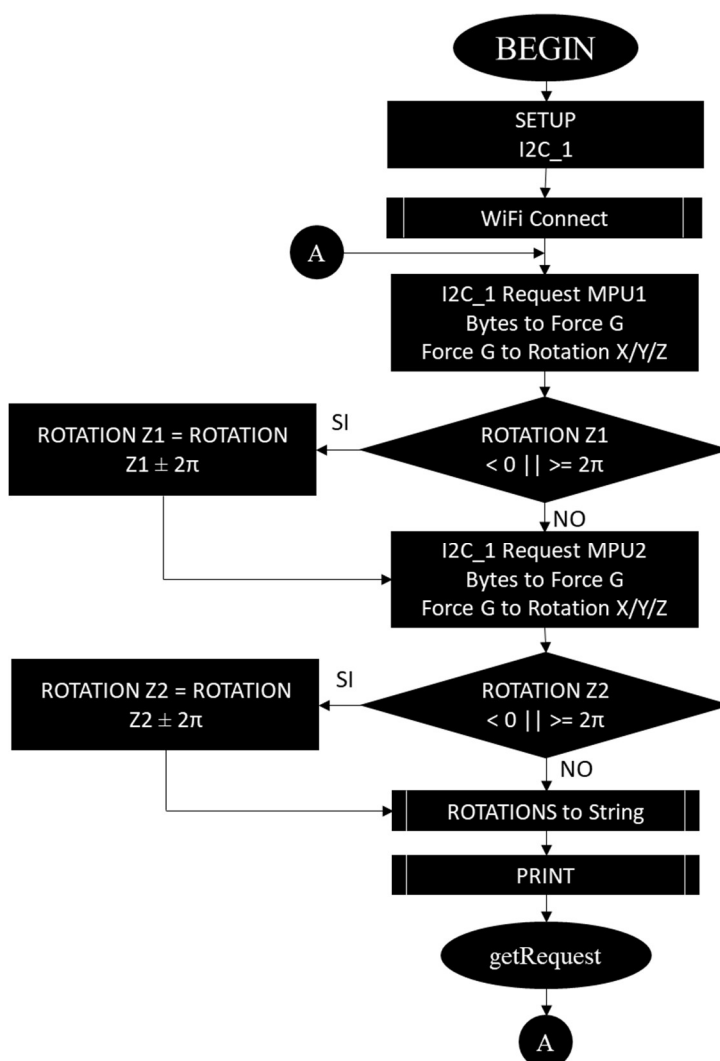


Ilustración 37. Diagrama de flujo del microcontrolador que obtiene la información de los sensores montados sobre la columna.

Otros diagramas de flujo necesarios son los de las interrupciones y el usado para realizar la transmisión de información con el protocolo GET. Para las interrupciones contempladas se considera el diagrama de

flujo mostrado en la Ilustración 38, en este caso se toma la palabra *State*, que refleja las vueltas que ha dado el encoder, y en qué sentido, en una palabra binaria. Posteriormente, se abre la dirección del GPIO asociado a la interrupción y pasa a la lectura digital de los pines A y B conectados a un encoder. Si el pin A se encuentra un estado alto se realiza una operación OR de la palabra *state* con el número 4 en binario pues esta palabra indica un posible decremento del valor de giro. Análogamente, si el pin B se encuentra en estado alto se realiza un OR de *state* con el número 8 pues esto puede indicar un posible incremento del valor de giro. Con esta operación OR es más sencillo manejar la interrupción en una función única. Con la palabra modificada *state* se entra a un *switch case* que permitirá interpretar un aumento o decremento singular o doble en el valor rotativo, este último puede ocurrir dado un giro súbito que se detecta en un pin pero no en el otro. Finalmente, la palabra *state* se recorre dos bits a la derecha a manera de indicación de su operación exitosa y se sale de la dirección del GPIO asociado a la interrupción para regresar a la indicación del ciclo de la que fue interrumpida.

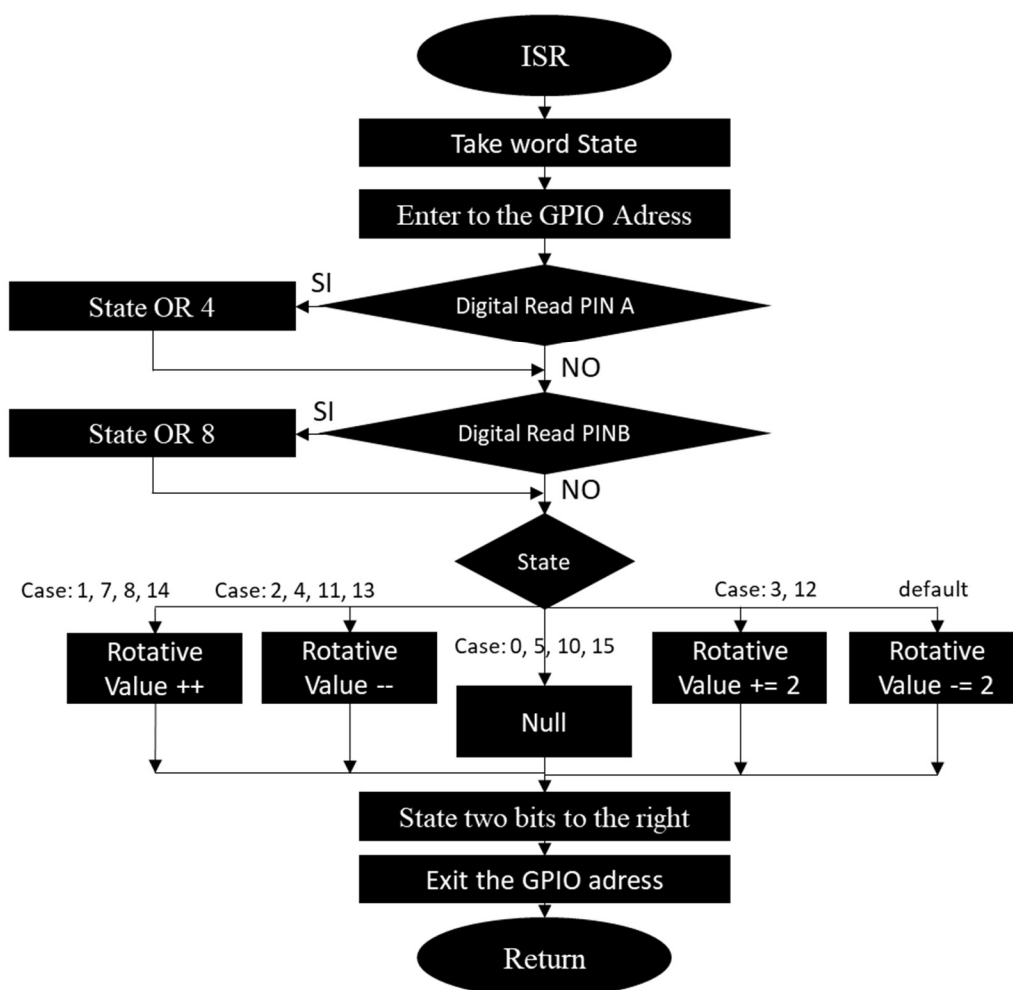


Ilustración 38. Diagrama de flujo de la Interrupt Service Routine configurada para la lectura de los encoders.

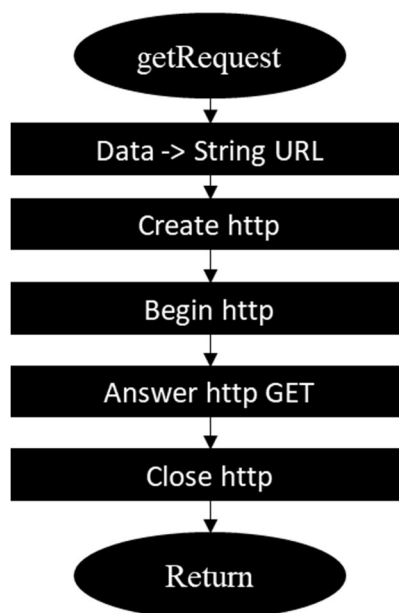


Ilustración 39. Diagrama de flujo del protocolo GET que manejarán todos los dispositivos clientes cada vez que envíen sus datos al servidor.

Por otra parte, el diagrama de para usar el protocolo GET se muestra en la Ilustración 39. Esta función transforma la cadena de datos angulares obtenida en el ciclo en una cadena URL que incluye la dirección del servidor y el nombre asociado al dispositivo, que servirá para identificar de donde provienen los datos. Posteriormente, se crea un objeto http necesario para realizar el protocolo, se inicializa la conexión al iniciar el http y se solicita una respuesta del servidor con el protocolo GET enviando la URL previamente creada. Finalmente, se cierra el http para finalizar la conexión con el servidor y se regresa al ciclo.

El otro dispositivo usado estará funcionando como un servidor de tipo asíncrono. Sus tareas son relativamente pocas y sencillas, pero requiere de estar constantemente activado para recibir todas las solicitudes de los posibles clientes. El diagrama de flujo para este dispositivo se muestra en la Ilustración 40. En este caso, para la configuración inicial, se requiere cargar un nombre y contraseña para la red que será creada, esta red se crea mediante un método que configura al dispositivo como *router* llamado *Soft Access Point*. Posteriormente, se crea una dirección IP que para el mismo dispositivo permitiéndole tener una dirección fija dentro de la red y a la cuál los otros dispositivos pueden enviar solicitudes. Después de esto se configura el puerto serial, se establecen las respuestas y las acciones que se tomarán para la solicitud de cada tipo de dispositivo en la red, se inicializa el puerto serial y una variable llamada *HMI* para comunicación mediante el puerto serial. Una vez que la configuración inicial se ha cargado el ciclo es simple, se verifica si el puerto serial está disponible, de ser así se toma el valor escrito en el mismo y se transforma a entero almacenándolo en la variable *HMI*, con esta variable se pasa a una estructura de tipo *switch case* para entender la solicitud que se le está haciendo por parte del puerto. En la estructura mencionada se definen los datos requeridos y de cuáles dispositivos miembros de la red y de qué forma disponible. Esta estructura se realiza para permitir una comunicación entre la interfaz y el dispositivo servidor.

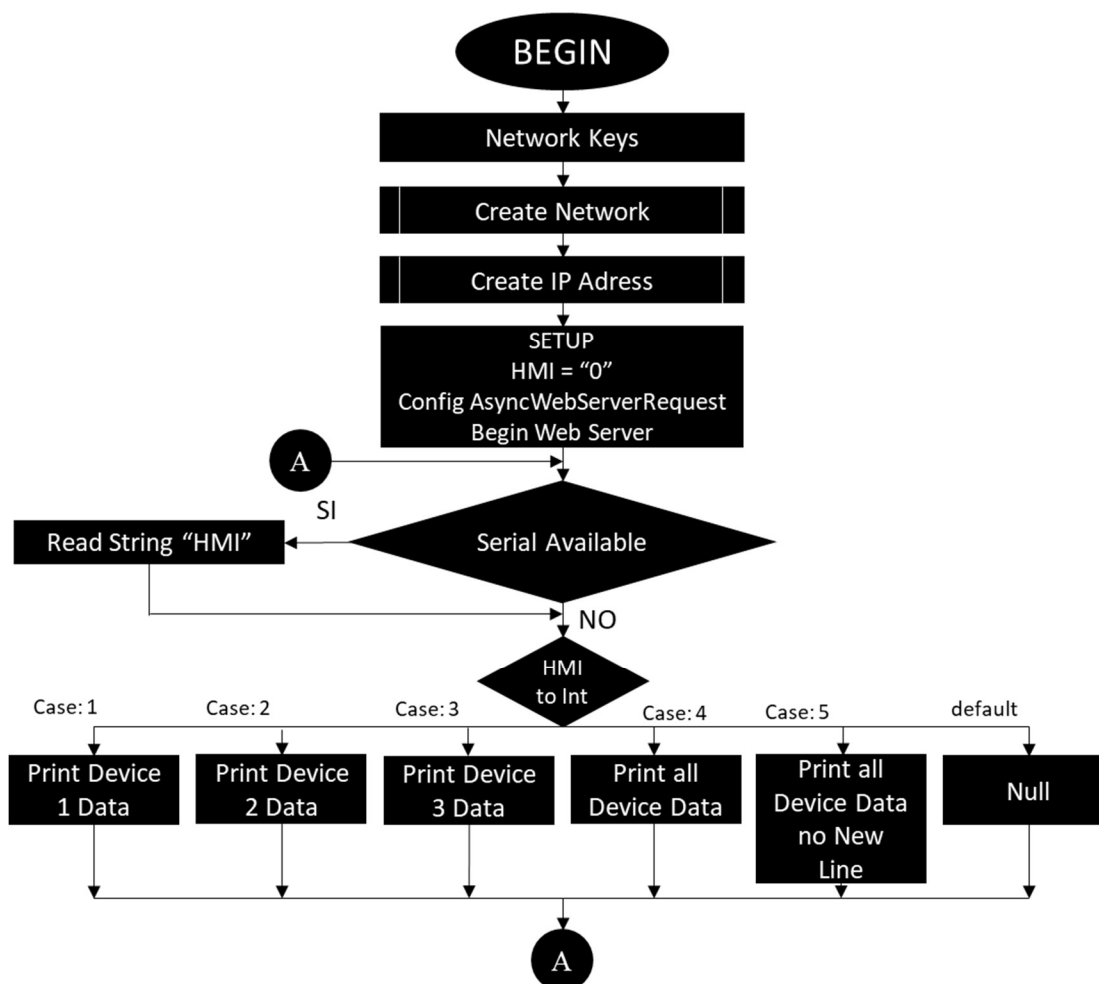


Ilustración 40. Diagrama de flujo del dispositivo servidor que constantemente recibirá la información de los clientes y la envía mediante una conexión serial a una interfaz HMI.

Este último dispositivo estará conectado a una computadora con una interfaz que facilitará la comprensión de los datos recibidos. Con esta estructura para los microcontroladores, el prototipo simplemente requiere montarse y alimentarse para comenzar a arrojar datos angulares de todos los sensores y enviarlos a cualquier programa que pueda leer información de los dispositivos conectados mediante un puerto serial.

4.3.1.3 Diagramas de Conexión

Con las tablas de entradas mostradas anteriormente es fácil distinguir los pines donde se conectará cada sensor para el funcionamiento del prototipo. Los diagramas de conexiones a seguir se muestran en la Ilustración 41 e Ilustración 42. Algunos pines de los sensores quedan sin conectar pues estos no son absolutamente necesarios para obtener la información de los mismos. Los circuitos son sencillos, pero se requiere de una correcta comunicación en cada nodo para asegurar el correcto funcionamiento del sistema. El dispositivo servidor no requiere de ningún elemento electrónico externo para su funcionamiento.

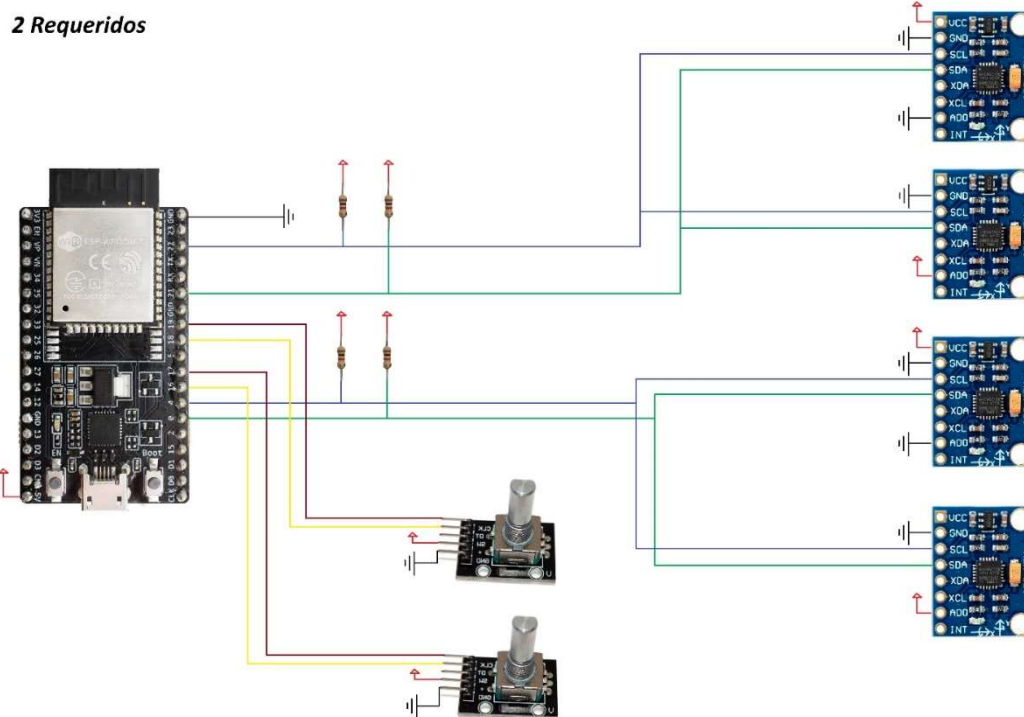


Ilustración 41. Diagrama de conexiones para los dos microcontroladores que estarán montados en los trenes superior e inferior.

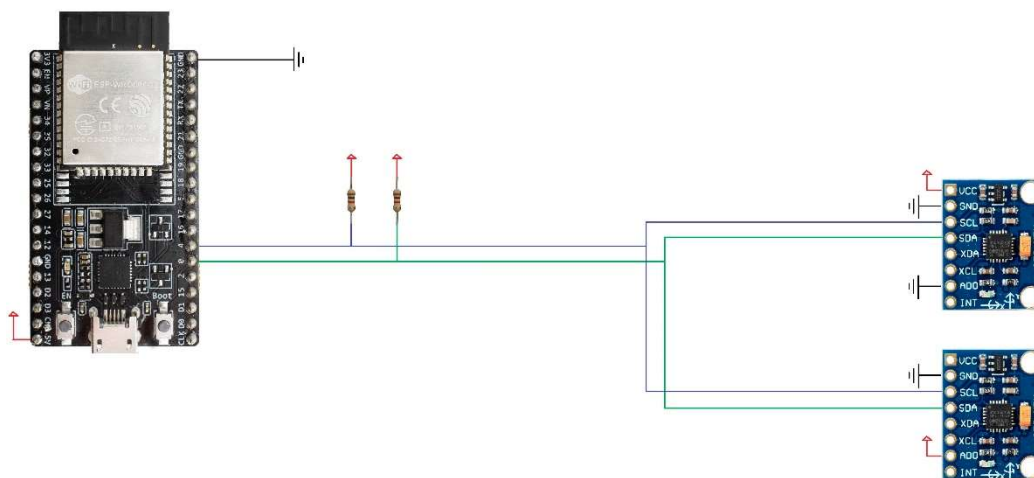


Ilustración 42. Diagrama de conexiones del microcontrolador que tomará información de los sensores montados en la columna.

4.3.1.4 Adecuaciones Físicas para Montaje

Las piezas diseñadas para los sensores, mostradas en la Ilustración 31 y Ilustración 32, se fabrican mediante manufactura aditiva con plástico PLA, por su velocidad y precisión para la obtención de las piezas. Una vez que las piezas fueron obtenidas los sensores se colocan en cada una de sus piezas correspondientes procurando dejar sus conexiones accesibles para comunicarse con el microcontrolador. Para evitar el juego mecánico entre los sensores y sus contenedores se coloca un pequeño pedazo de foami que mantiene al sensor en un lugar fijo con una ligera presión. Como tal las piezas no pueden ser colocadas directamente sobre el cuerpo por lo que se hace uso de un sistema de cierre de contacto, velcro, y un sistema de adhesivo para fijar cada sensor a su miembro correspondiente en el cuerpo humano. Los microcontroladores son fijados de forma similar, estos se colocan en un circuito con todos los elementos requeridos conectados y se fijan alrededor del torso.

Es importante colocar los sensores de forma adecuada y orientados en una dirección predeterminada, pues esto facilita el tratamiento de la información por parte de la interfaz y mantiene un marco de referencia estándar para todo el cuerpo. En este caso el marco de referencia seleccionado se encuentra en la intersección de los planos anatómicos, sagital, coronal y transversal. Los ejes se toman a partir de este punto donde el eje X se coloca en dirección a la pierna derecha, el eje Y se coloca en dirección delantera del cuerpo y el eje Z se coloca en dirección a la cabeza. Es con estos ejes establecidos con los que los acelerómetros deben coincidir para obtener información sin conflictos de interpretación. En la Ilustración 43 se muestra el marco de referencia para el cuerpo y la orientación que tienen los módulos MPU desde fábrica. En el caso de los encoders sólo debe procurarse que el eje de giro de los dispositivos coincida con el eje de las articulaciones, ya sean rodillas o codos.

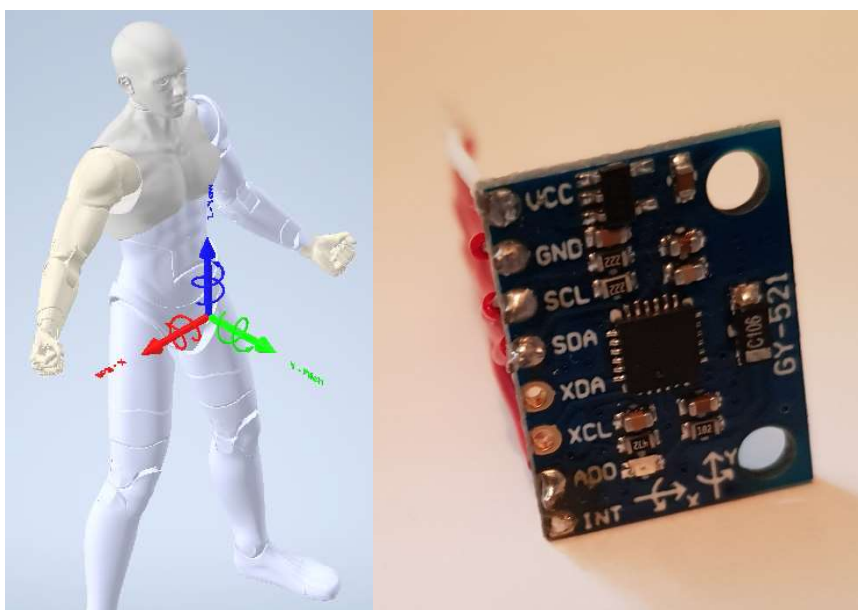


Ilustración 43. Marco de referencia usado para el cuerpo, eje X en rojo, eje Y en verde y eje Z en azul, a la derecha se muestra la orientación con la que cuentan los acelerómetros seleccionados.

4.3.2 Interfaces para Usuario

Como parte del desarrollo integral del prototipo se concibieron dos tipos de interfaces que servirían para el análisis de los datos arrojados por el sistema de instrumentación. Una interfaz se piensa para realizar una recreación de los movimientos capturados en tiempo real mientras la otra se planea usar como una opción de análisis posterior a la captura de los datos. Los diagramas de flujo para ambas interfaces se muestran en la Ilustración 44 y Ilustración 45, respectivamente.

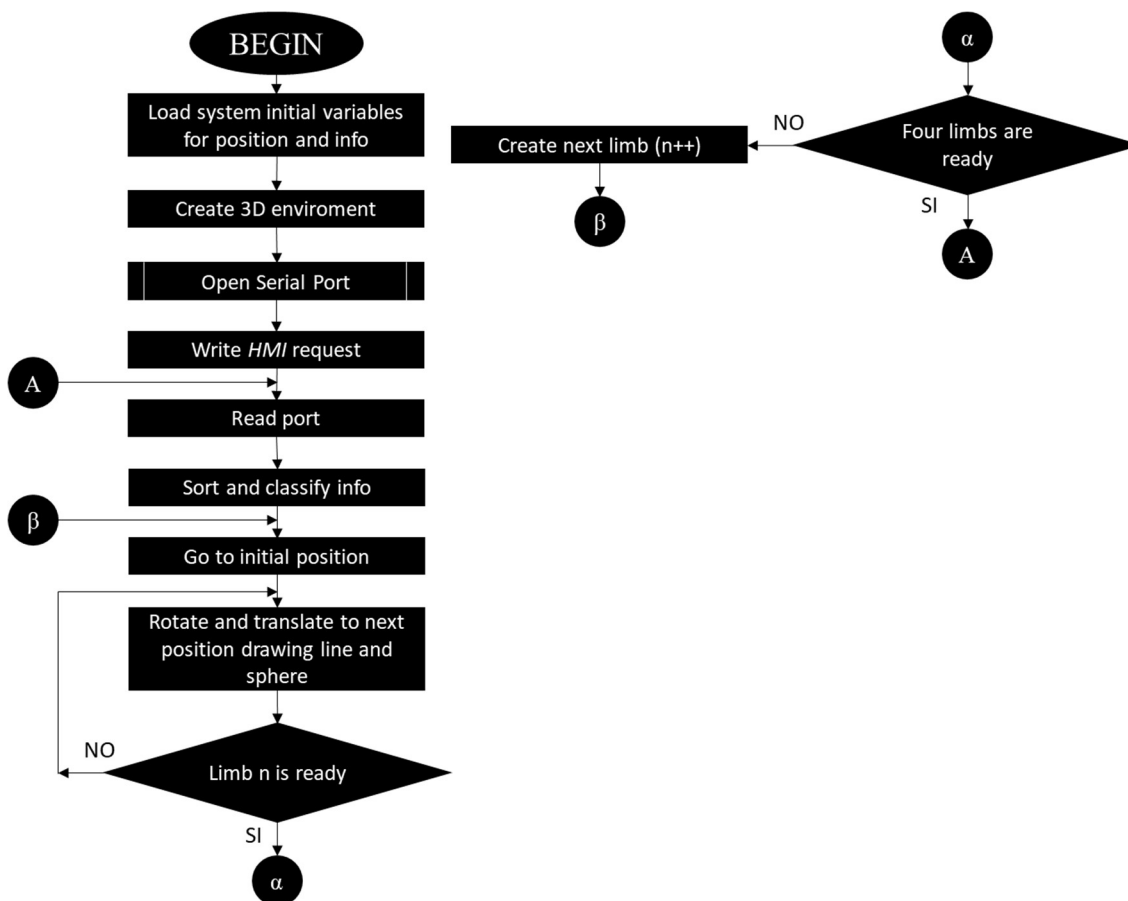


Ilustración 44. Diagrama de código para interfaz HMI que recrea los movimientos en tiempo real.

La interfaz pensada en tiempo real se realizará en *Processing* por su sencillez de uso para una etapa de prototipado. El diagrama de flujo para la programación de esta interfaz se muestra en la Ilustración 44. En este entorno de programación sólo se requiere importar una librería para abrir el puerto serial para la comunicación con el dispositivo. La interfaz requiere cargar algunos datos longitudinales para conocer las dimensiones de las traslaciones que se realizarán, esto se puede interpretar como el largo de los miembros entre las articulaciones consideradas. Se debe crear una ventana 2D para visualizar el entorno 3D de la animación. La interfaz abrirá el puerto y enviará una solicitud de información que el dispositivo servidor interpretará y regresará la información en forma requerida. Posteriormente, tomará los valores angulares y

realizará las transformaciones necesarias de rotación y traslación en el espacio, a partir de un punto inicial, para recrear la posición de cada miembro. Mientras realiza estas transformaciones también dibujará los eslabones del cuerpo y las juntas de forma similar a un mecanismo y como fue mostrado en la Ilustración 34. Una vez que se hayan mostrado todos los miembros requeridos para la recreación del movimiento se volverán a tomar los datos del puerto para actualizar las posiciones de cada miembro.

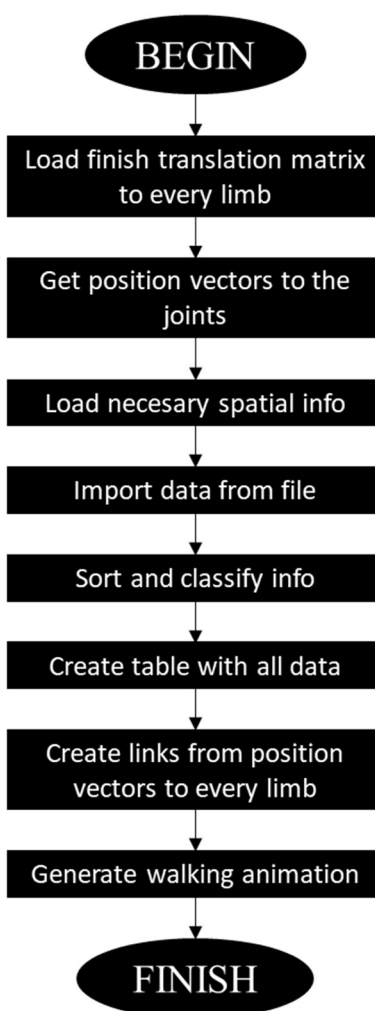


Ilustración 45. Diagrama de flujo del programa para recrear los movimientos de la marcha en un análisis posterior.

La interfaz para el análisis fuera de tiempo real se desarrollará en *Mathematica* pues permite animaciones y análisis de datos a partir de información en archivos. Para la animación en este software se realizan pasos similares a los realizados en *Processing*, pero con la facilidad de ver la estructura matemática detrás las transformaciones. En este caso se cargarán las matrices de transformación para obtener los vectores de posición en el espacio del inicio y fin de cada eslabón. De forma similar a la otra interfaz, también se deben incluir datos longitudinales y un punto de referencia espacial para realizar la recreación de movimiento. Aquí la información se recibirá de un archivo, de extensión *xls*, de donde se tomarán los datos, se separarán y clasificarán para conocer a que ángulos corresponden y, posteriormente, se vacían en

un objeto de tipo tabla dentro del programa. Para la animación se toman los datos angulares y se genera una nueva tabla de posiciones usando los vectores de posición y los datos longitudinales. Esta animación será una recreación de la marcha que puede observarse desde distintos ángulos y tiene la facilidad de manipular la velocidad de la animación para un análisis detallado. De forma similar estos datos pueden graficarse para conocer su evolución en el tiempo y, ante un ojo clínico, realizar conclusiones diagnósticas.

4.3.3 Descripción del Código

La programación de los dispositivos ESP32 se realizará mediante el IDE de Arduino con la inclusión de algunas librerías para la activación del WiFi, la configuración de los puertos I2C y las interrupciones externas. En los clientes, toda la información se obtiene y procesa dentro del microcontrolador para devolver valores angulares al servidor. En el servidor se requiere algunas librerías extras para configurar el servidor asíncrono y la creación del *soft access point*. La información transmitida se envía en forma de una cadena de caracteres mediante el método GET pues en este caso es más rápido que otros métodos, como el POST, y la identificación de la información se realizará de manera sencilla gracias al desarrollo paralelo de los clientes y el servidor.

Por parte de la interfaz se busca optimizar el código sin exigir demasiado al procesador del sistema. Para la interfaz de *Processing* se utilizan rotaciones y traslaciones sencillas en cada eje aprovechando las estructuras de *push matrix* y *pop matrix*. En el caso de la interfaz de *Mathematica* se crean las matrices de transformación al punto final de cada eslabón una sola vez, usando las estructuras matriciales del algoritmo Denavit-Hartenberg, para estas cargarlas directamente al software encargado de la animación, de este modo se procura centrar la capacidad de procesamiento del sistema al análisis de los datos.

Capítulo 5 Construcción del Sistema

5 Construcción

5.1 Sistema de Instrumentación

Una vez impresas las piezas mediante manufactura aditiva que se usarán para guardar las piezas sensores se procede a guardar cada sensor en su correspondiente elemento. En la Ilustración 46 y Ilustración 47 se muestran los contenedores de los sensores MPU, así como las modificaciones físicas hechas para evitar el juego mecánico y facilitar la colocación sobre el cuerpo.

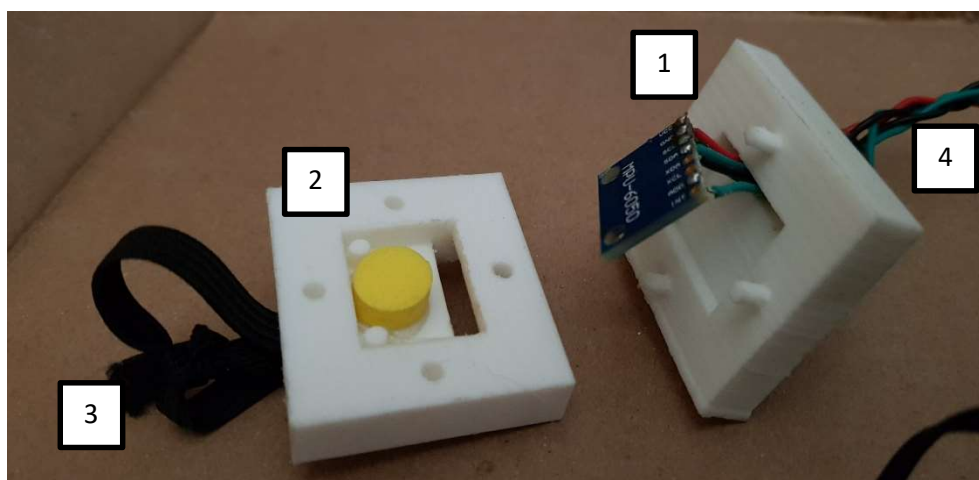


Ilustración 46. Ejemplo de contenedor de acelerómetro donde se observa: (1) Sensor MPU; (2) Pedazo de foami para evitar el juego interno; (3) Elástico para asegurarse al extremo del miembro; (4) Cables de comunicación para conectar con el microcontrolador.

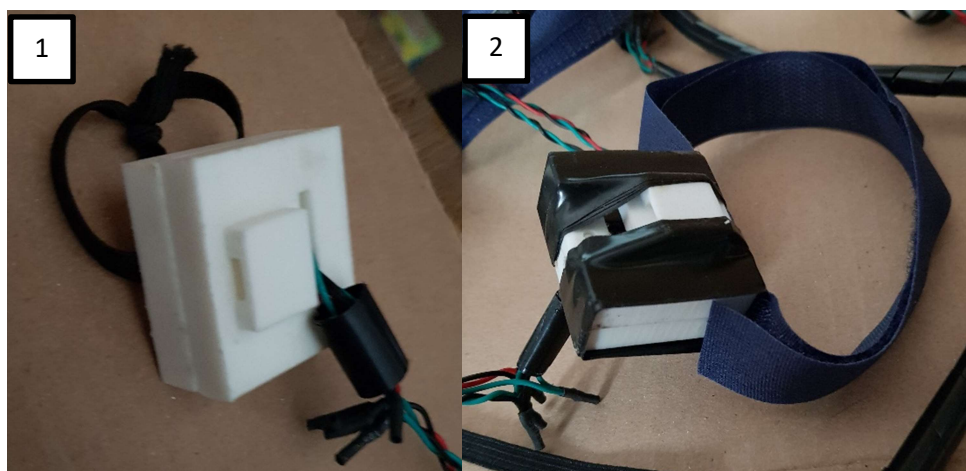


Ilustración 47. Contenedores de MPU cerrados para colocarse en: (1) Extremos de los miembros y (2) Parte más cercana al cuerpo del miembro.

Para capturar adecuadamente la información angular necesaria los dispositivos contenedores de los acelerómetros se colocarán en las piernas, brazos, pies y manos. Los dispositivos en piernas y brazos estarán ubicados cerca de las articulaciones que conectan al miembro con el tronco del cuerpo, estas usarán velcro para fijarse. Mientras las que se colocan en pies y manos usarán un elástico para poder sostenerse.

De forma similar, las piezas para sostener a los encoders y capturar el movimiento angular se muestran en la Ilustración 48 y Ilustración 49. En este caso las piezas capturarán la información de rodillas y codos. El soporte del encoder se fija a brazos y muslos, sobre el húmero y el fémur, respectivamente, manteniendo al módulo fijo al cuerpo. Análogamente, se colocan piezas lateralmente al cúbito y la tibia que se fijan al eje rotativo del módulo para capturar la información angular. En este caso tuvieron que fabricarse algunas piezas complementarias por complicaciones con el proveedor original de las piezas de manufactura aditiva.

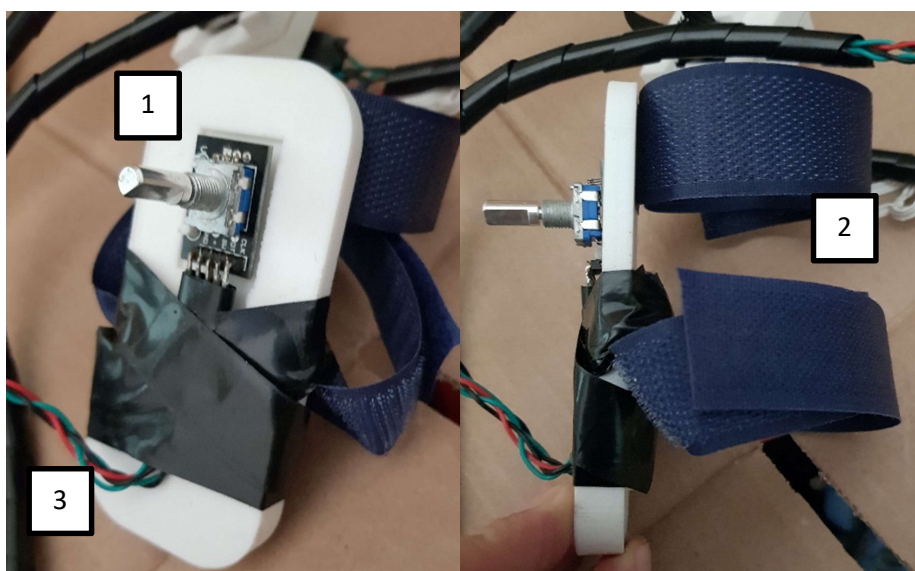


Ilustración 48. Soporte del encoder para mantenerlo fijo al miembro. Se observa el encoder (1). Los elementos de velcro para adherir la pieza al cuerpo se muestran en (2). Finalmente, se observan los cables para comunicar con el microcontrolador en (3).



Ilustración 49. Piezas complementarias para los encoders, estas se ajustan a los ejes de los mismos y se adhieren a la parte opuesta del miembro con los trozos de velcro.

Para el microcontrolador se realizaron todas las conexiones en una protoboard para comprobar que tanto el circuito como el código está funcionando de manera adecuada. En la Ilustración 50 se muestra una el módulo a usar con sus pines correspondientes. Por su parte, en la Ilustración 51 se muestra el circuito montado para comprobar su funcionamiento.

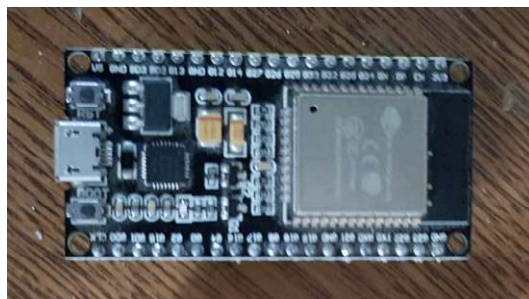


Ilustración 50. Microcontrolador ESP32 (1) con una base de headers hembra para facilitar su desmontaje del circuito en caso de ser necesario (2).

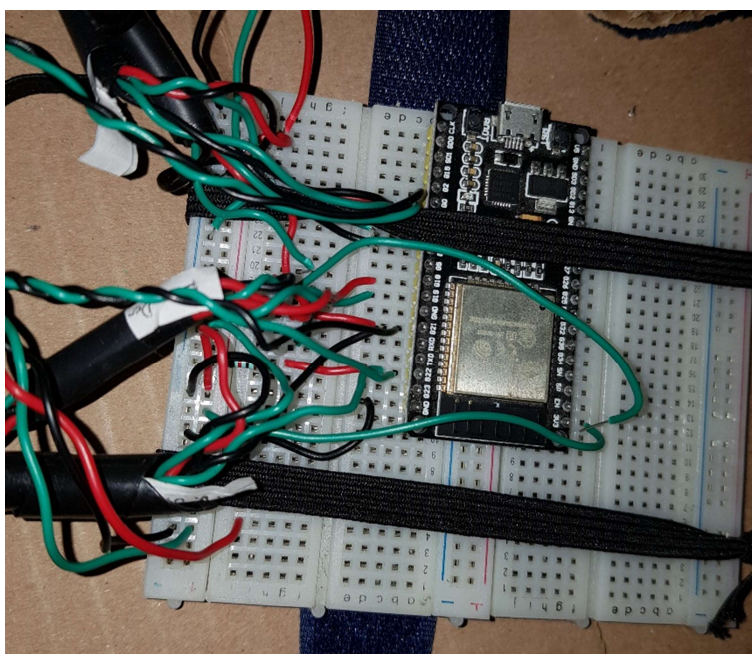


Ilustración 51. Circuito de prueba del microcontrolador con todos los elementos conectados para asegurar el correcto funcionamiento del prototipo.

Para la alimentación del prototipo se usa un puerto HUB conectado a un transformador de 5 [V] usual, posteriormente, mediante tres de sus puertos USB se conectan cables con un extremo Micro C para alimentar cada microcontrolador. En caso del dispositivo servidor, este sólo requiere conectarse a un puerto USB de computadora para alimentarse y con un cable que soporte la transmisión de datos para enviar la información.

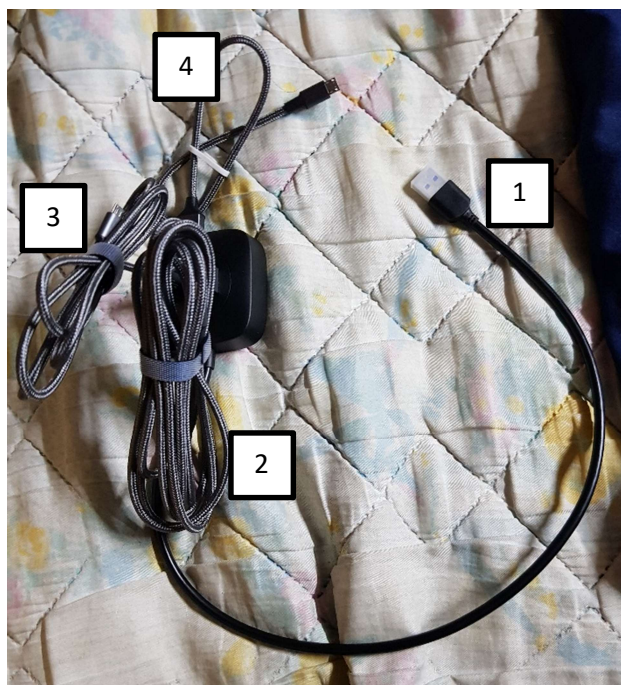


Ilustración 52. Puerto HUB para alimentar todo el dispositivo mediante un transformador con entrada USB (1). Cables con entrada Micro C para conectarse a cada microcontrolador de diferentes longitudes donde (2) es el más largo, (3) longitud media y (1) el más corto.



Ilustración 53. Dispositivo ESP32 que funcionará como servidor junto con un cable sencillo USB-Micro C para la transmisión de datos con protocolo Serial.

Finalmente, la estructura de instrumentación que se coloca en los trenes superior e inferior tiene la forma de la Ilustración 54. Esta cuenta con cuatro dispositivos MPU, dos módulos encoders y un microcontrolador. Análogamente, el dispositivo que se montará sobre la columna sólo cuenta con dos dispositivos MPU y se muestra

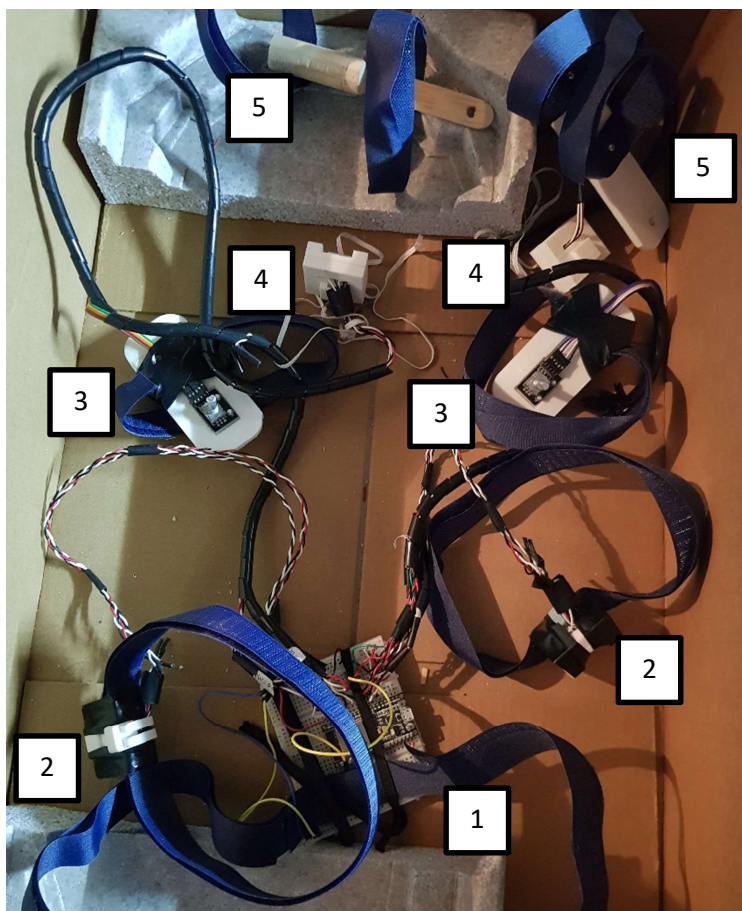


Ilustración 54. Circuito completo para pruebas de funcionamiento con (1) el microcontrolador y las conexiones requeridas, (2 y 4) los sensores MPU, (3) los soportes de los módulos encoders, y (5) las piezas complementarias de los ejes de encoder.

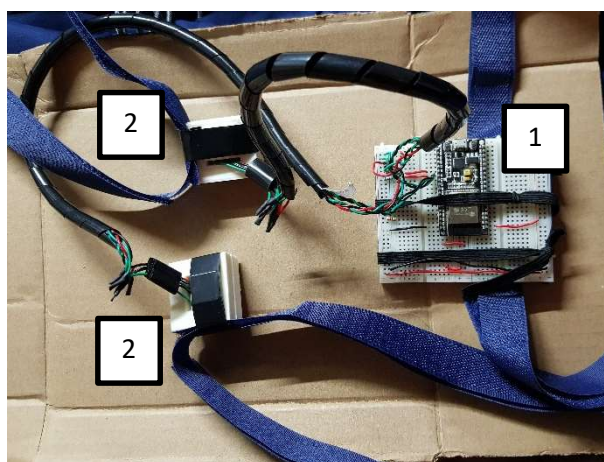


Ilustración 55. Circuito para pruebas de funcionamiento que se colocará en la columna con (1) el microcontrolador con su circuito requerido y (2) los sensores MPU con su cubierta.

5.2 Sistema de Soporte

El velcro utilizado para mejorar la fijación de los sensores al cuerpo tiene un grosor de 2.5 [cm] con un largo variable, dependiendo del punto donde se coloquen, y se fija a las piezas contenedoras de los sensores con tornillos de 1/4 [in] reforzando la unión con adhesivo. Se cuida que ninguno de estos elementos llegue a comprometer a los sensores. En el caso del velcro unido al circuito del microcontrolador no se usan los tornillos y sólo se hace uso de adhesivo aislante junto con un elástico alrededor.

5.3 Montaje de la Instrumentación

Con el sistema de instrumentación listo para pruebas este se coloca encima de un sujeto de pruebas cuyas proporciones anatómicas permitan el montaje del sistema sin complicaciones. En el montaje se cuida que la orientación de los acelerómetros siga el sistema de referencia propuesto mostrado en la Ilustración 43 en una posición de reposo en bipedestación natural.

Los acelerómetros que capturan la información de las articulaciones glenohomerales y de la cadera se colocan de forma lateral al brazo, ligeramente por debajo del hombro, y de forma lateral al fémur, por debajo de los glúteos, respectivamente, y ajustándose con el velcro fijo al contenedor de los sensores. Análogamente, los sensores que capturan la información de manos y pies se colocan mediante un elástico en el dorso de dichas extremidades. Los encoders se fijan con el velcro sujeto a la pieza contenedora del sensor y se cuida que el eje del módulo coincida con el eje de las articulaciones para asegurar una correcta toma de la información.

Los acelerómetros responsables de la información de la columna se colocan por detrás del sujeto y cuidando su orientación inicial. El acelerómetro que captura la información de la cadera se coloca en la espalda baja, por encima de los glúteos, y procurando ubicarlo entre las vértebras L3 y L5. Por su parte, el acelerómetro superior se coloca entre las vértebras Th3 y Th5 buscando que el soporte de velcro rodee la zona pectoral del sujeto, pasando por debajo de las axilas.

Para algunos ajustes, y mejorar la exactitud en la toma de las mediciones, se colocaron extensiones rígidas en los soportes de los encoders que servirían para sostener los acelerómetros, como se muestra en la Ilustración 56, de este modo se busca evitar la colocación errónea de los sensores y disminuir los movimientos relativos que pudieran generar mediciones inexactas.



Ilustración 56. Vista lateral de la colocación de los sensores en la columna (1), el tren superior (2) y el tren inferior (3).

En la Ilustración 56 se puede observar la distribución de los sensores. En el cuadro 1 se muestra el microcontrolador montado en la espalda media, mientras que los sensores se encuentran en la espalda superior, por debajo de los omóplatos y en la espalda baja. En el cuadro 2 se muestra un lado de los sensores del tren superior donde el microcontrolador se encuentra por encima del pecho, un par de acelerómetros en las muñecas, otro par encima de los hombros, conectado a un soporte rígido que también sostiene al encoder y se soporta del brazo, a su vez, un complemento para el encoder es otro soporte rígido que se soporta del antebrazo. De forma similar, en el cuadro 3, se muestran los sensores del tren inferior, donde el microcontrolador queda por encima de la pelvis, un par de acelerómetros sobre el empeine de los pies, otro par a la altura de los muslos con un soporte rígido que conecta a la base del encoder y se sostiene a la altura del fémur, el complemento de este encoder es otro soporte rígido que se soporta a la altura de la tibia.

5.4 Interfaz Virtual

La información adquirida mediante el microcontrolador configurado como servidor es enviada mediante protocolo serial a una aplicación dentro de la computadora, los datos pueden leerse directamente como valores numéricos, pero se busca darles un sentido gráfico mediante una interfaz. Esta se comunica con la ESP32 y recibe los datos a una velocidad de 115200 baudios, que suele ser la convencional con el uso de estos microcontroladores.

Para el código de Processing se usó la versión 3 del software, siendo este libre, mediante Windows de 64 bits. Los elementos requeridos para la programación de la interfaz ya vienen incluidos en el software básico por lo que no es necesario realizar ninguna descarga de material extra.

En el caso de la aplicación desarrollada en Mathematica se usó el software con licencia estudiantil, también para Windows de 64 bits. En esta interfaz no se requiere abrir el puerto serial, sólo tomar los datos de un archivo externo que puede ser accedido mediante Excel. Este software es muy completo para análisis, pero suele ser pesado para el sistema operativo por lo que el código desarrollado sólo busca recrear a manera de animación los datos almacenados y permitir un análisis detallado de los datos obtenidos sin realizar demasiadas operaciones matemáticas que saturen el procesamiento.

5.5 Iteraciones de Diseño

Durante la construcción del prototipo se notaron complicaciones al momento de colocar el dispositivo físico en el cuerpo del sujeto de pruebas. Algunas complicaciones fueron: 1) la longitud de los cables para comunicar a los sensores con el microcontrolador llegaba a no ser suficiente en algunos de ellos, 2) en algunos sensores, principalmente los de la columna, debía fijarse mejor el velcro para que estos no colgarán dando mediciones erróneas y 3) la pieza fija al eje del encoder tiende a desacoplarse después de varios movimientos. Análogamente, la interfaz llegaba a tener ciertas complicaciones pues los datos eran demasiados para ser procesados correctamente mediante la aplicación de Processing lo que complicaba la visualización del movimiento en tiempo real. Busco corregirse estas complicaciones con alteraciones a los códigos y modificaciones físicas de las piezas hasta obtener un resultado final satisfactorio.

Capítulo 6 Resultados

6 Resultados Obtenidos

6.1 Funcionamiento del Sistema

El sistema construido fue funcional y operacional durante periodos cortos de un minuto. La velocidad observada de los datos de salida mediante la interfaz fue de aproximadamente 80 datos por segundo, esto equivale a, aproximadamente, 2.5 mediciones de los tres microcontroladores por segundo.

En cuanto el microcontrolador servidor fue conectado, este comenzó a buscar a los microcontroladores que fungirían como clientes y a la espera de instrucciones para imprimir la información recibida. En cuanto los microcontroladores clientes fueron activados estos comenzaron a arrojar información en tiempo real de las lecturas realizadas de sus sensores. Los datos obtenidos podían ser grabados desde la interfaz proporcionada por Arduino para ser almacenados en un archivo *xls* y ser procesados mediante *Wolfram* para obtener un análisis de datos y una animación de los mismos. El montaje de la instrumentación, la captura de datos y la animación realizada se muestra en la Ilustración 57.

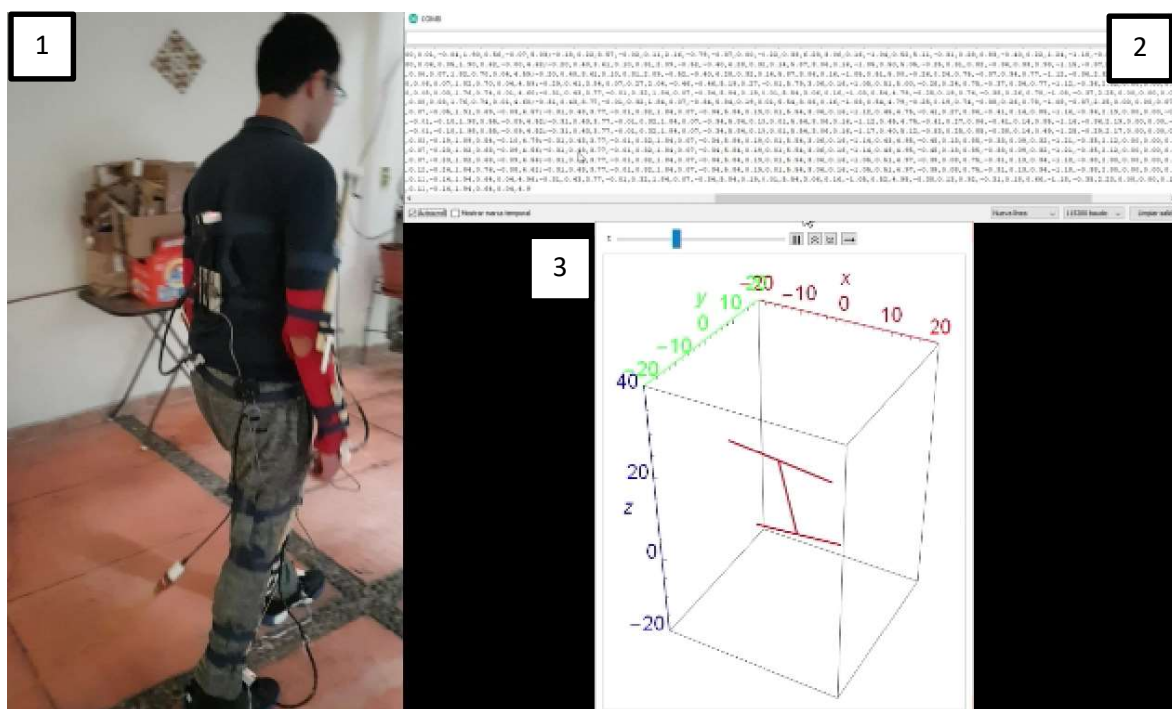


Ilustración 57. Pruebas realizadas de funcionalidad al montar el sistema (1), capturar datos (2) y procesarlos mediante una animación (3).

Para el sistema completo se realizó una prueba de una duración aproximada de 45 segundos de los cuales se lograron capturar un total de 3680 datos, que representan 115 valores angulares de cada grado de libertad considerado y en evolución respecto al tiempo. La animación de todos estos datos resulta un trabajo pesado

para las interfaces y, tanto *Wolfram* como *Processing*, se vuelven lentas en este proceso por lo que la animación se simplificó, como se muestra en la Ilustración 57 donde solo se representa el movimiento angular de los hombros y la cadera durante el movimiento. Para otro tipo de análisis, fuera de tiempo real, se graficaron los datos y su evolución respecto al tiempo. A continuación se muestran las gráficas de evolución de estos valores angulares obtenidas.

6.1.1 Gráficas de Evolución Angular Respecto al Tiempo en la Columna.

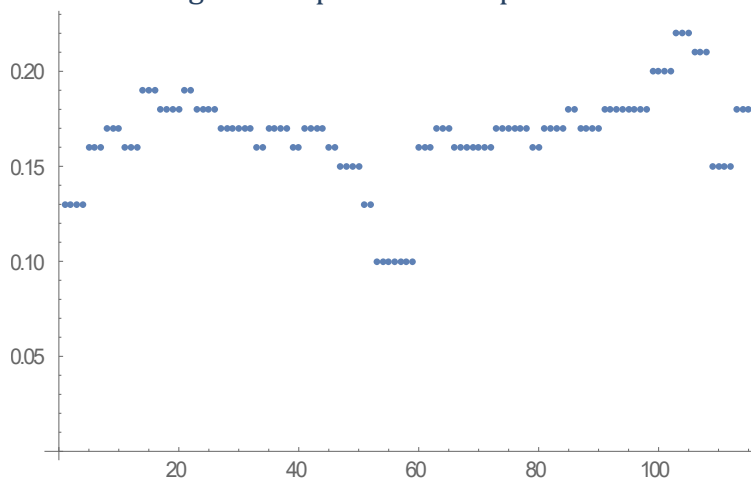


Ilustración 58. Evolución de los valores angulares de la cadera en el eje X.

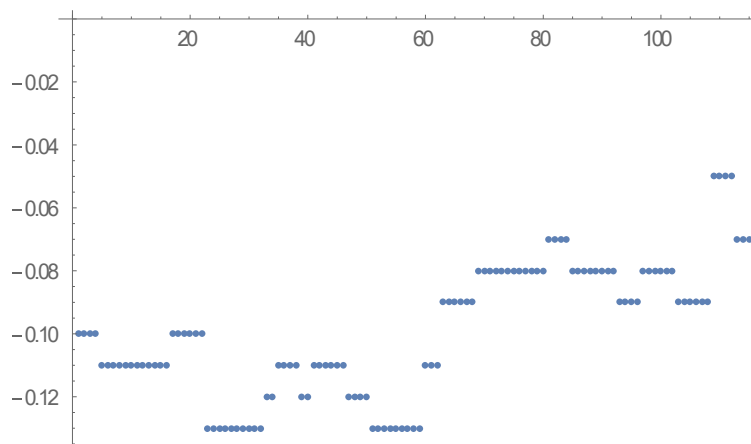


Ilustración 59. Evolución de los valores angulares de la cadera en el eje Y.

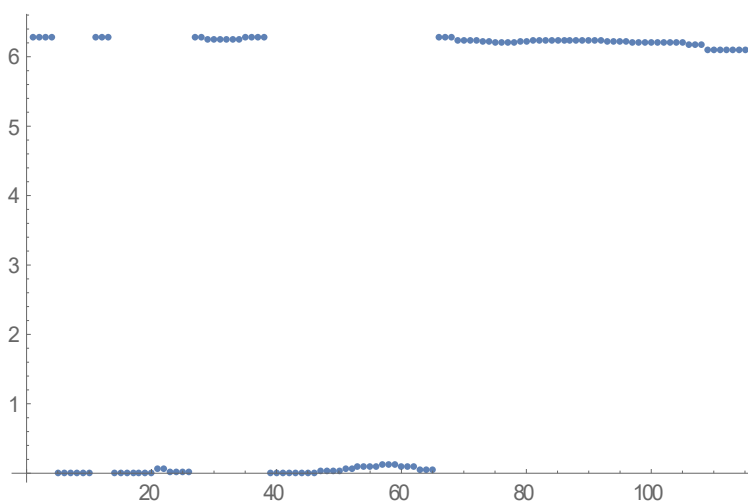


Ilustración 60. Evolución de los valores angulares de la cadera en el eje Z.

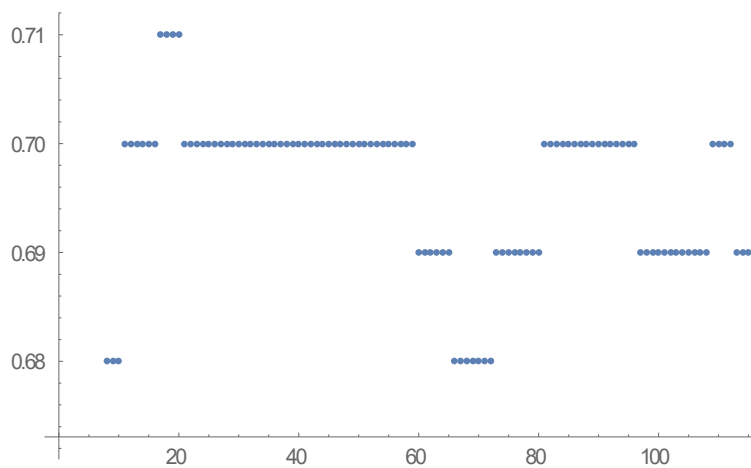


Ilustración 61. Evolución de los valores angulares de los hombros en el eje X.

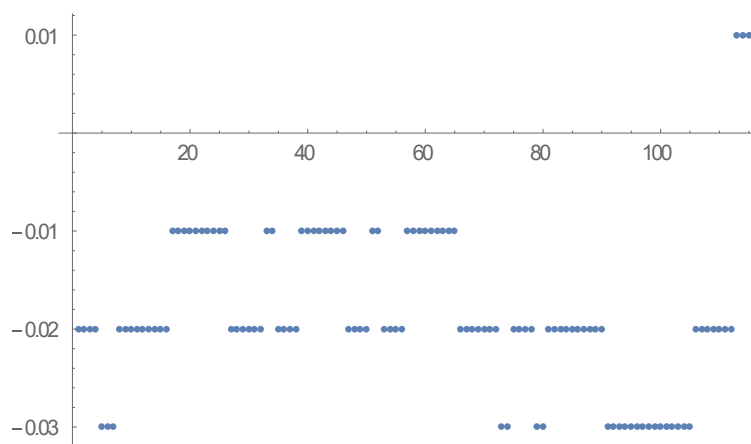


Ilustración 62. Evolución de los valores angulares de los hombros en el eje Y.

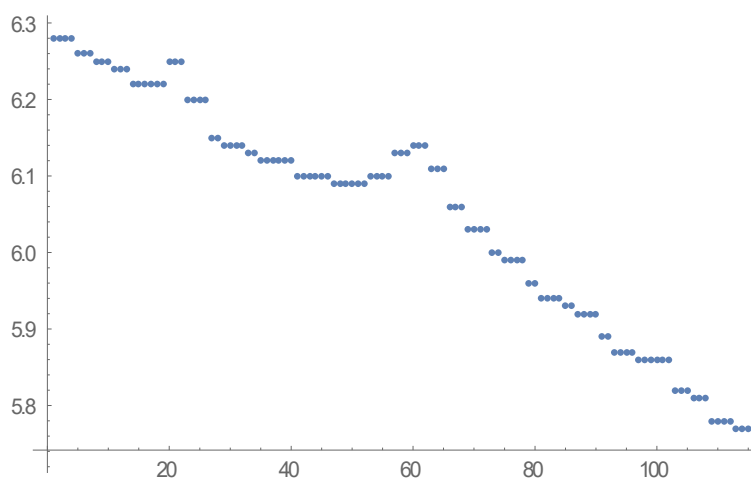


Ilustración 63. Evolución de los valores angulares de los hombros en el eje Z.

6.1.2 Gráficas de Evolución Angular Respecto al Tiempo en la Pierna Derecha.

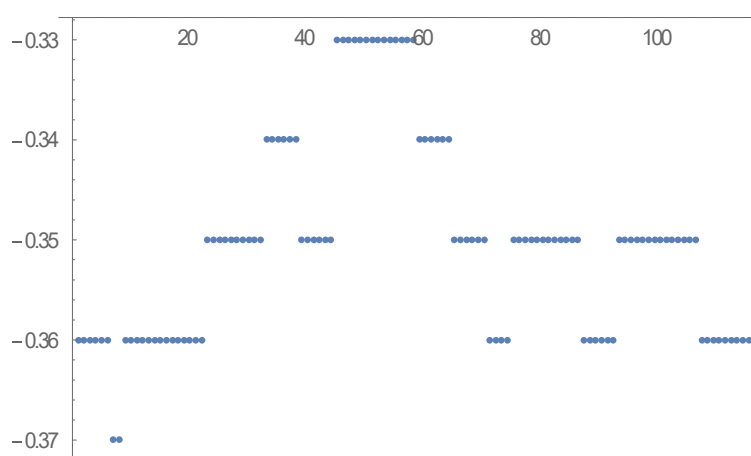


Ilustración 64. Evolución de los valores angulares del fémur derecho en el eje X.

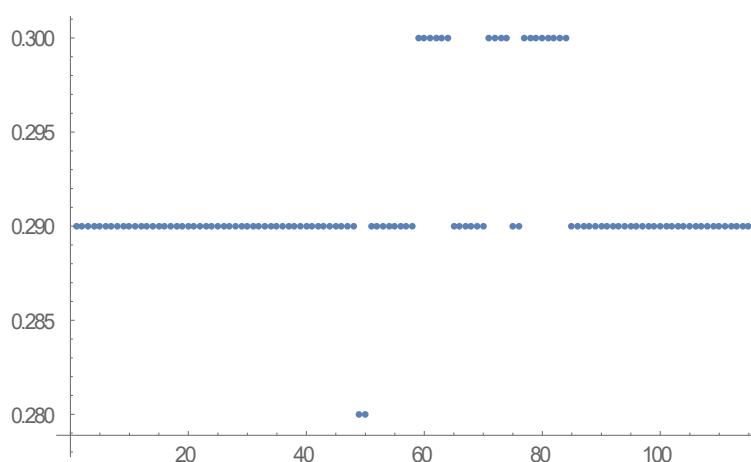


Ilustración 65. Evolución de los valores angulares del fémur derecho en el eje Y.

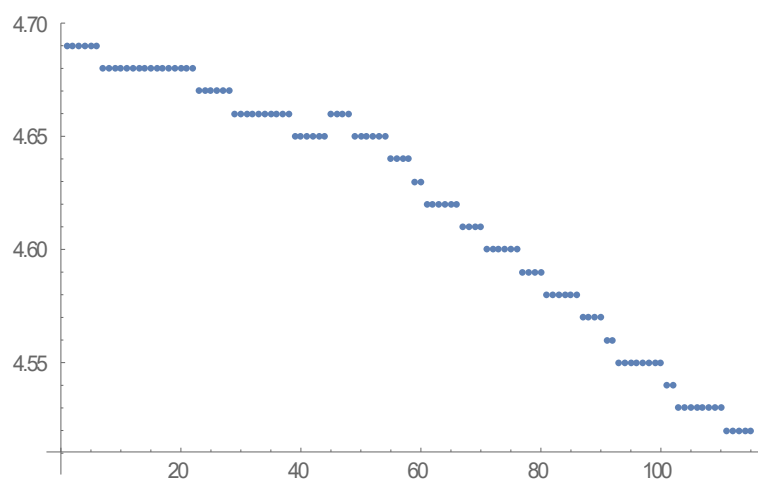


Ilustración 66. Evolución de los valores angulares del fémur derecho en el eje Z.

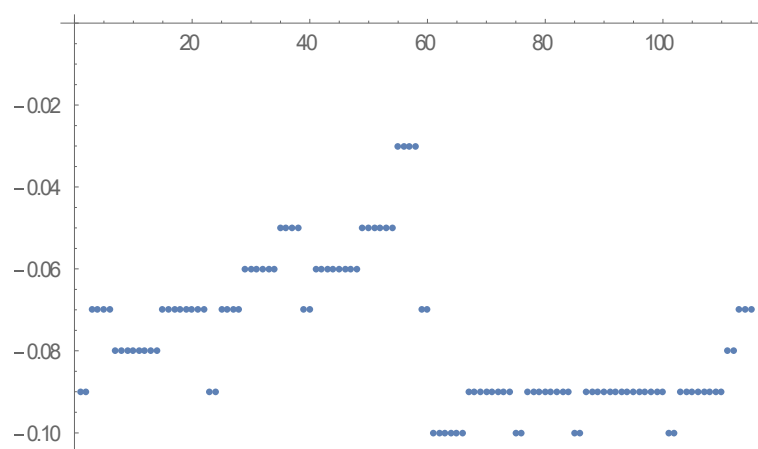


Ilustración 67. Evolución de los valores angulares de la rodilla derecha.

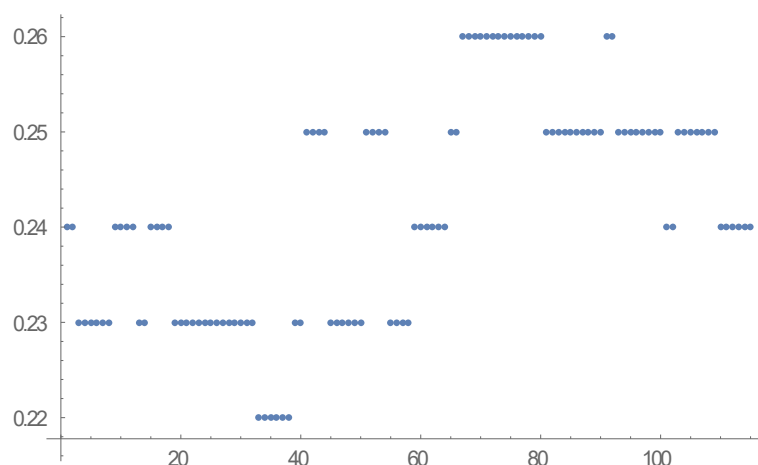


Ilustración 68. Evolución de los valores angulares del pie derecho en el eje X.

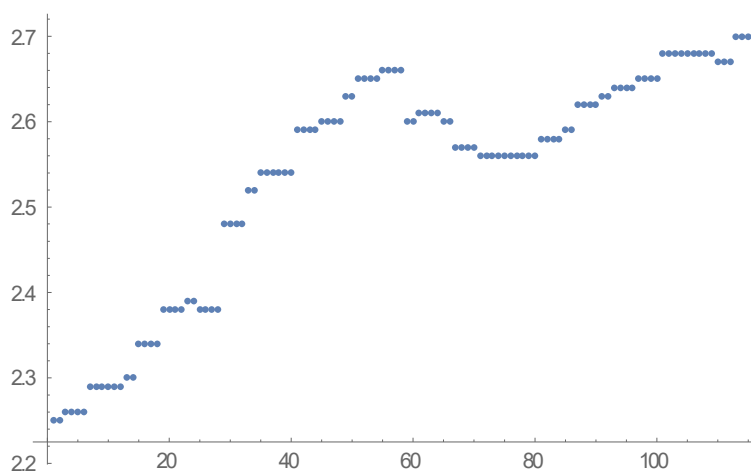


Ilustración 69. Evolución de los valores angulares del pie derecho en el eje Y.

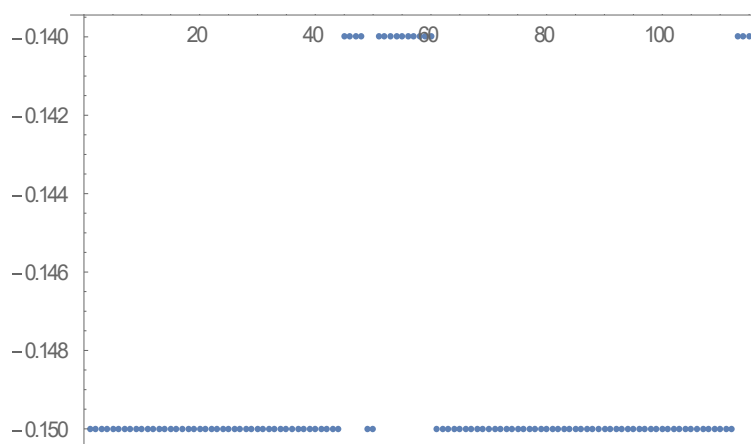


Ilustración 70. Evolución de los valores angulares del pie derecho en el eje Z.

6.1.3 Gráficas de Evolución Angular Respecto al Tiempo en la Pierna Izquierda.

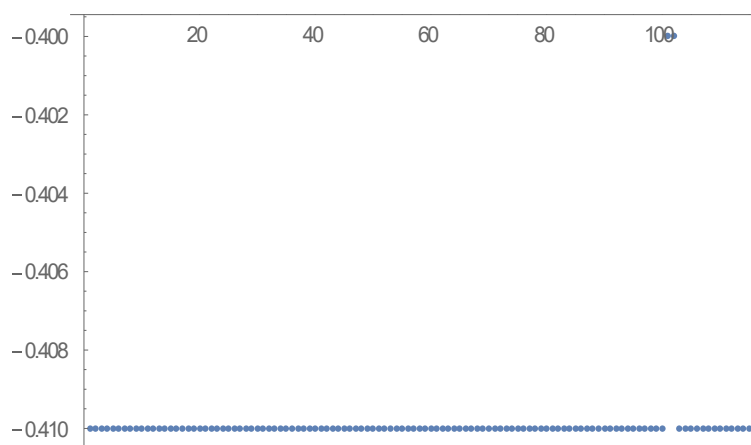


Ilustración 71. Evolución de los valores angulares del fémur izquierdo en el eje X.

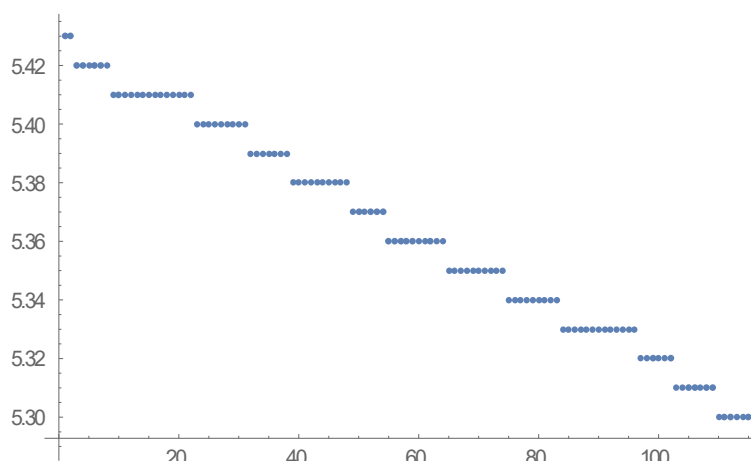


Ilustración 72. Evolución de los valores angulares del fémur izquierdo en el eje Y.

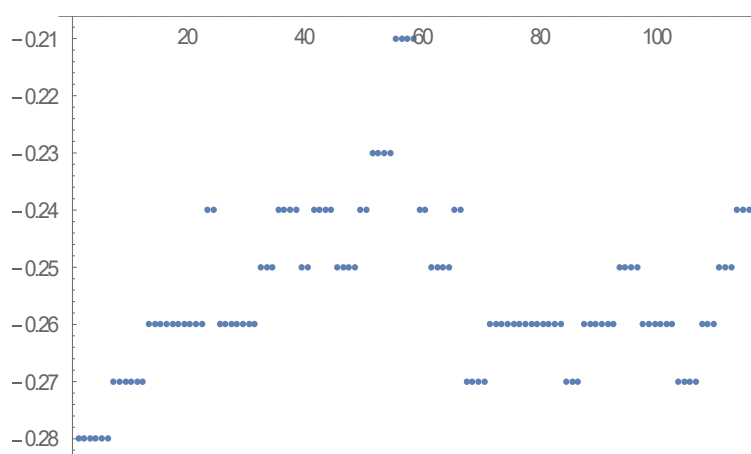
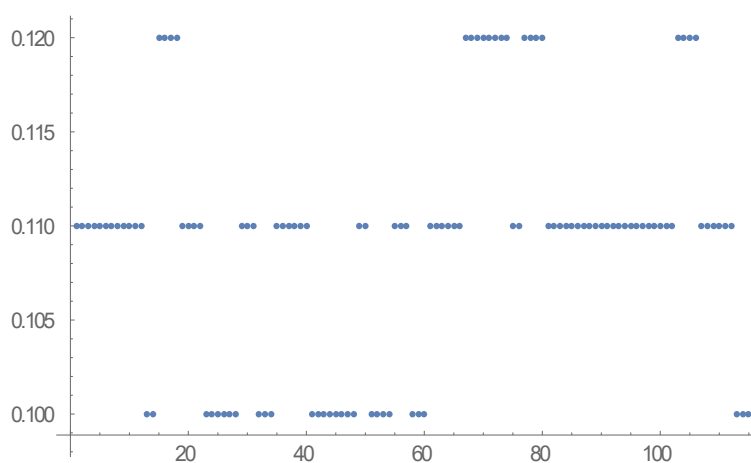


Ilustración 73. Evolución de los valores angulares del fémur izquierdo en el eje Z.



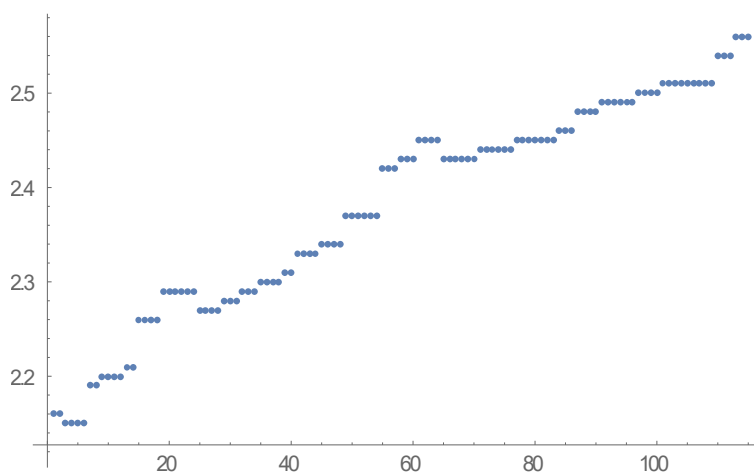


Ilustración 75. Evolución de los valores angulares del pie izquierdo en el eje X.

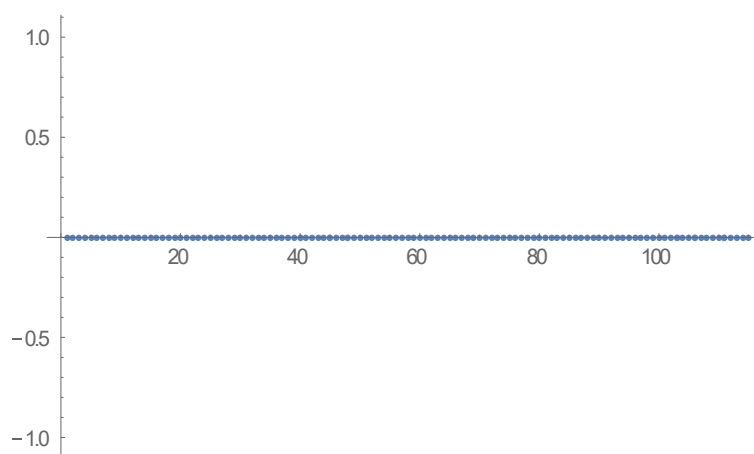


Ilustración 76. Evolución de los valores angulares del pie izquierdo en el eje Y.

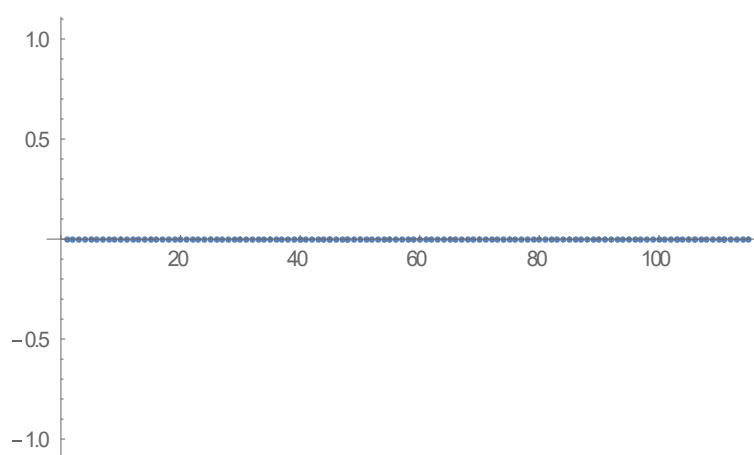


Ilustración 77. Evolución de los valores angulares del pie izquierdo en el eje Z.

6.1.4 Gráficas de Evolución Angular Respecto al Tiempo en el Brazo Derecho.

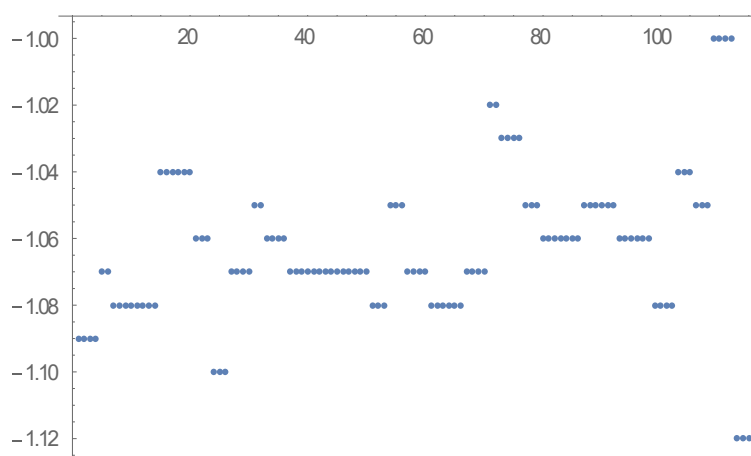


Ilustración 78. Evolución de los valores angulares del brazo derecho en el eje X.

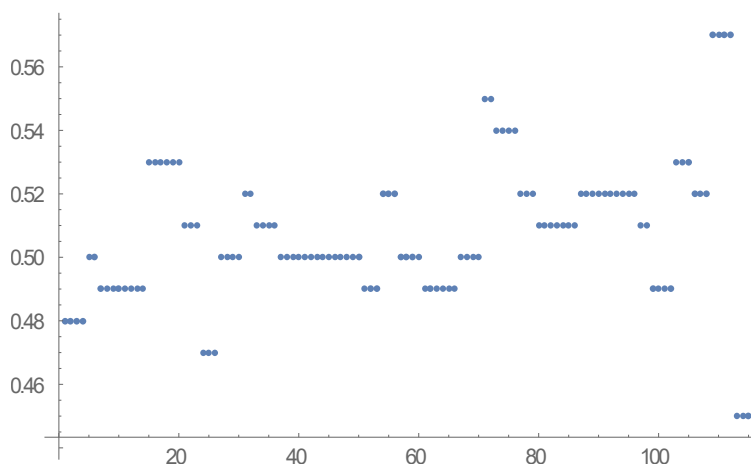


Ilustración 79. Evolución de los valores angulares del brazo derecho en el eje Y.

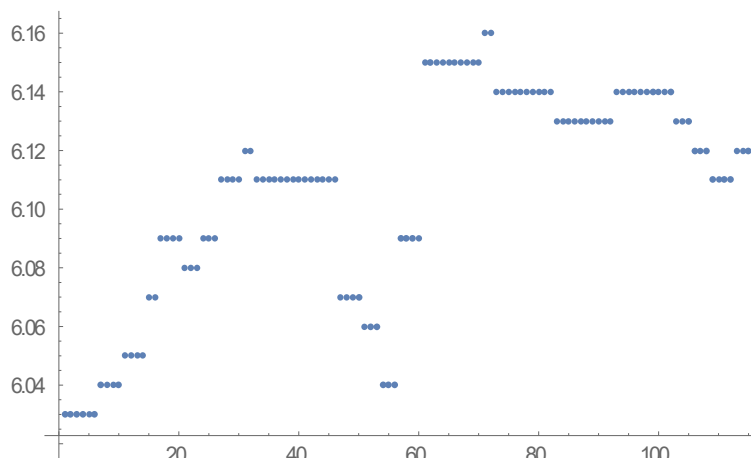


Ilustración 80. Evolución de los valores angulares del brazo derecho en el eje Z.

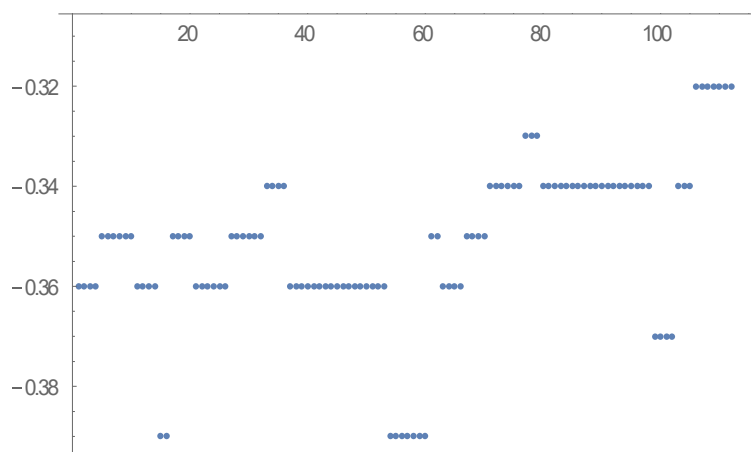


Ilustración 81. Evolución de los valores angulares del codo derecho.

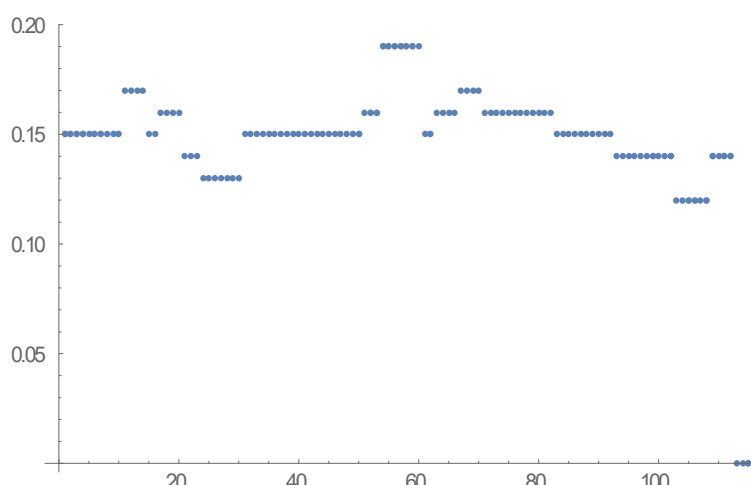


Ilustración 82. Evolución de los valores angulares de la mano derecha en el eje X.

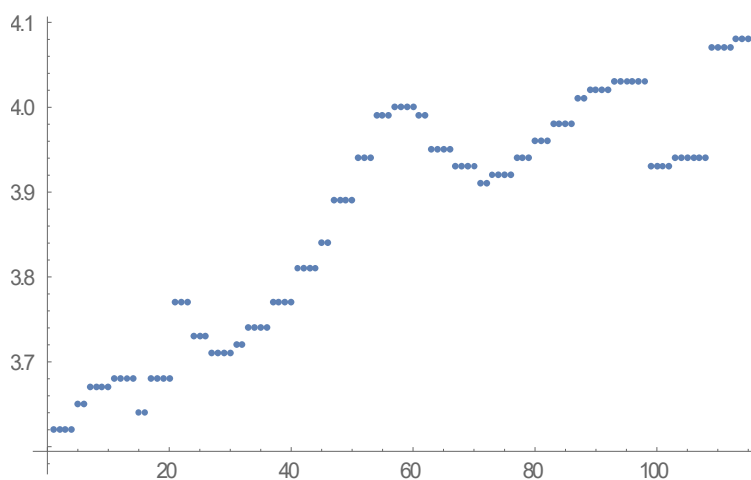


Ilustración 83. Evolución de los valores angulares de la mano derecha en el eje Y.

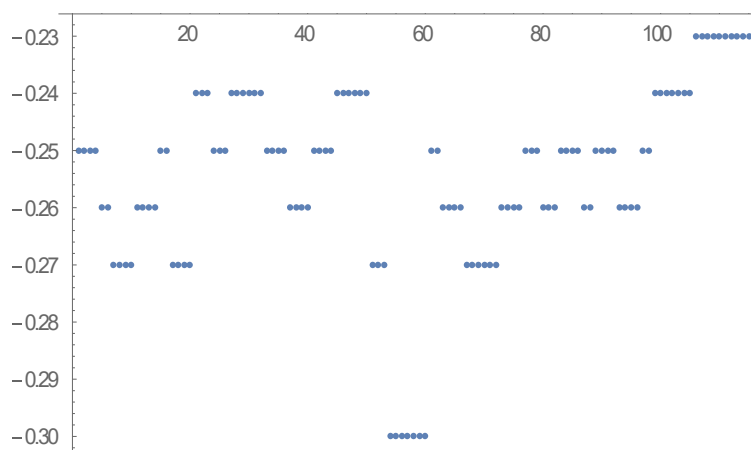


Ilustración 84. Evolución de los valores angulares de la mano derecha en el eje Z.

6.1.5 Gráficas de Evolución Angular Respecto al Tiempo en el Brazo Izquierdo.

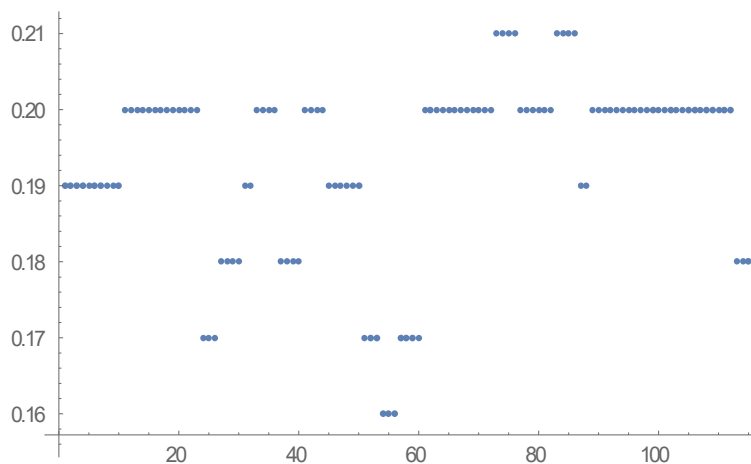


Ilustración 85. Evolución de los valores angulares del brazo izquierdo en el eje Y.

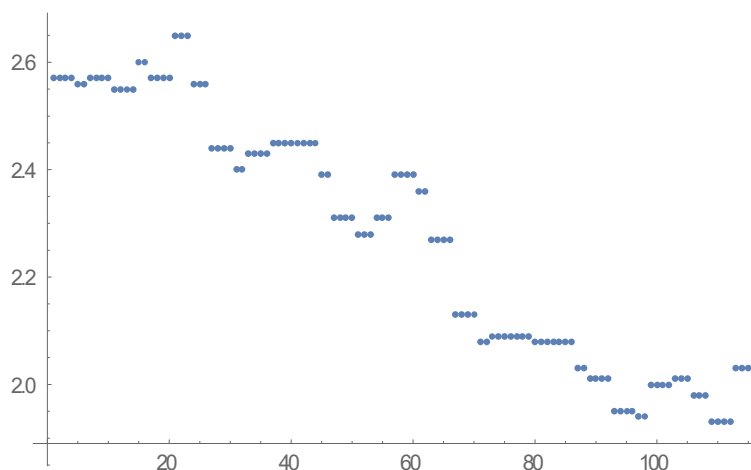


Ilustración 86. Evolución de los valores angulares del brazo izquierdo en el eje X.

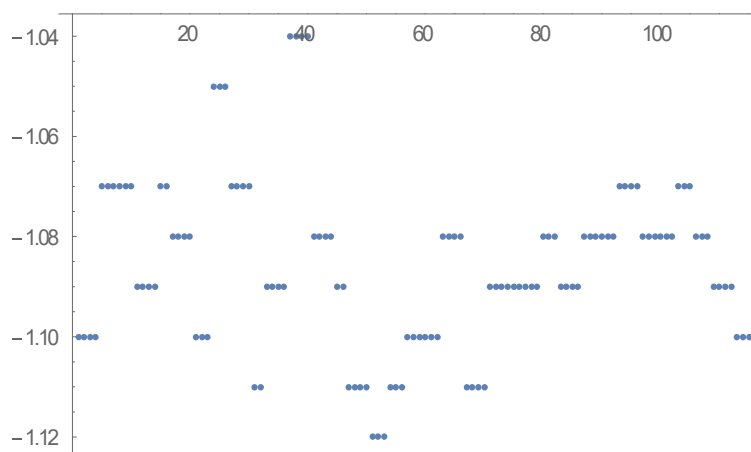


Ilustración 87. Evolución de los valores angulares del brazo izquierdo en el eje Z.

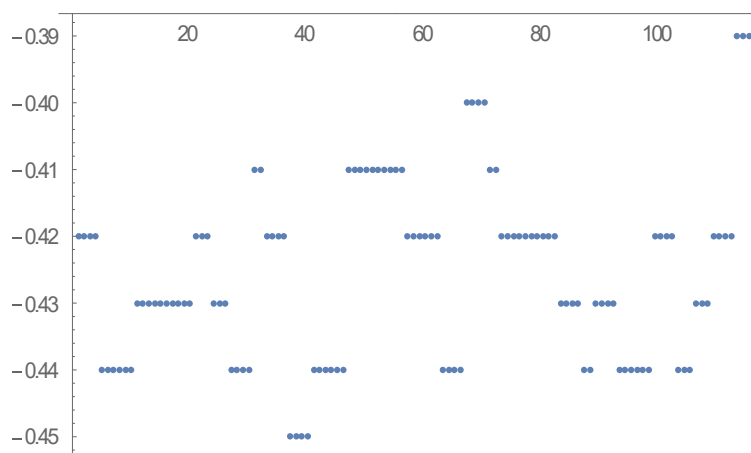


Ilustración 88. Evolución de los valores angulares del codo izquierdo.

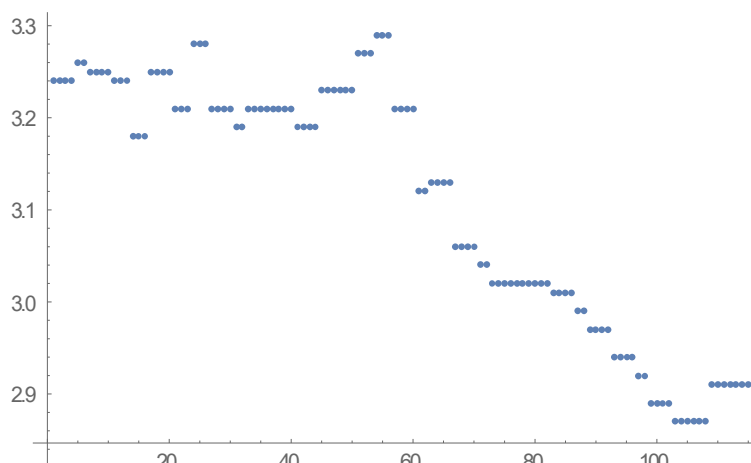


Ilustración 89. Evolución de los valores angulares de la mano izquierda en el eje X.

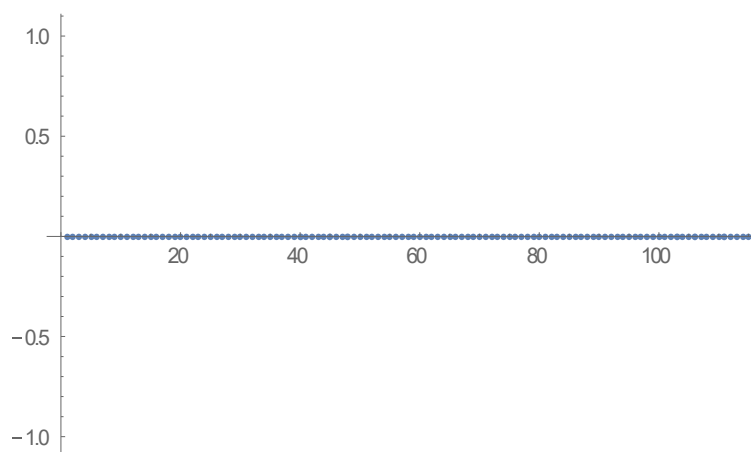


Ilustración 90. Evolución de los valores angulares de la mano izquierda en el eje Y.

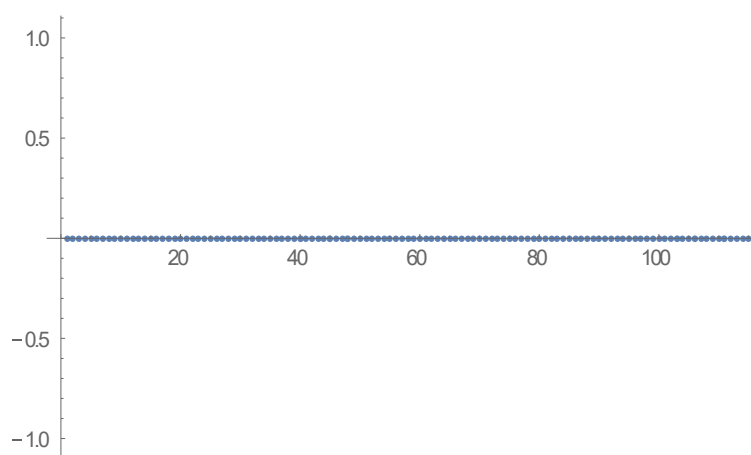


Ilustración 91. Evolución de los valores angulares de la mano izquierda en el eje X.

6.2 Capacidad de Procesamiento Requerida

Durante las pruebas con la interfaz gráfica de *Processing*, diseñada para trabajar en tiempo real, fue observado que la animación tenía un desfase de entre 1-2 [s] para recrear el movimiento realizado y capturado por la instrumentación, este desfase se acrecentaba con el paso del tiempo mientras el dispositivo permanecía en funcionamiento. En el prototipo diseñado no se incluyeron filtros extras a los contenidos por los mismos módulos usados pues esto exigiría una mayor capacidad de procesamiento que no hubiese sido alcanzada.

6.3 Costo Total del Dispositivo

Para un análisis comparativo con los sistemas comerciales encontrados se generó una estructura de costos, tal como se muestra en la Tabla 5, mostrando que el costo del sistema creado es considerablemente menor al de los dispositivos comerciales.

Concepto	Costo individual	Cantidad	Costo
ESP32	189.00	4	756.00
10 MPU6050	309.40	2	618.80
Módulo Encoder	34.99	4	139.96
Protoboard 400 Puntos	79.60	6	477.60
Alambre 100 metros	175.00	4	700.00
Espiral Agrupa Cables 10 metros	151.99	1	151.99
Velcro 1 metro	5.00	20	100.00
Cinta Aislar 18 metro	45.00	3	135.00
Soldadura Estaño 100 gramos	179.00	1	179.00
Extensión HUB alimentación	369.00	1	369.00
3 Cables Micro C Alimentación	229.00	1	229.00
Piezas 3D	2150.00	1	2150.00
			6,006.35

Tabla 5. Estructura de costos de material del prototipo desarrollado.

Capítulo 7 Conclusiones

7 Conclusiones

El sistema construido fue funcional y operacional durante periodos cortos de un minuto. No obstante, muchos problemas fueron detectados durante su aplicación entre ellos los principales fueron:

- Los soportes rígidos conectando a los encoders con los acelerómetros limitaban la movilidad del sujeto de pruebas proporcionando ciertas mediciones sesgadas.
- Después de cierta repetibilidad, el soporte mecánico que entre el eje del encoder y el soporte complementario tiende a la ruptura o el desensamble proporcionando mediciones erradas o nulas.
- La capacidad de procesamiento del microcontrolador pierde algunas mediciones de ciertos ángulos, en especial en cuando se requiere tomar las mediciones de los últimos valores, estos son los ángulos del eje y y z de los miembros izquierdos, tanto superior como inferior.

Entre los resultados esperados estaba que los ángulos tuvieran un comportamiento oscilante alrededor de un ángulo medio cuasi constante. En algunos valores el comportamiento es de forma lineal con una tendencia aparente al infinito, esto indicaría que el sujeto se encuentra en una constante inclinación durante su actividad motriz, pero puede representar una deriva inesperada por parte de la instrumentación, en especial cuando esto se presenta en los ejes Z . Esta deriva ocurre por la naturaleza del propio acelerómetro ya que este eje coincide con un vector normal al suelo y el cálculo del ángulo en esta posición depende sólo de un giroscopio. Las derivas, y el refinamiento de los datos, pueden solucionarse con la inclusión de filtros pero esto exigiría una mayor capacidad de procesamiento ya sea por parte del microcontrolador o por parte del dispositivo que sirve como interfaz.

El dispositivo en general cumple con varias expectativas de funcionamiento, es portable y las pruebas generan un mínimo de 22 gráficas analizables con un comportamiento de la forma esperada. Esto representa un 64% de fidelidad en la captura de las posiciones angulares de los puntos establecidos para el análisis de la marcha. Si bien esto puede considerarse un porcentaje bajo para un análisis profundo de la marcha, puede ser útil como una herramienta preliminar cuantitativa a bajo costo para determinar si son requeridos estudios más exactos enfocados en la marcha para pacientes post EVC.

7.1 Trabajo a Futuro

Con el objetivo de mejorar el dispositivo propuesto se pueden detallar varios puntos específicos enfocados en la construcción del mismo. Entre ellos, los más relevantes serían los siguientes:

- Mejorar el sistema de acoplamiento al cuerpo que evite la holgura tras un periodo de uso.

- Sintetizar todo el circuito electrónico en una PCB completa.
- Buscar alternativas de microcontrador que cumplan con los requisitos técnicos para la comunicación inalámbrica y la velocidad de procesamiento.
- Purgar los códigos, tanto de los microcontroladores como los de la interfaz para optimizar el procesamiento de los datos y disminuir el tiempo de muestreo.

El dispositivo podría probar su funcionalidad en pacientes reales con la colaboración de los institutos médicos correspondientes. Esto sería benéfico tanto para el desarrollo del dispositivo como para ofrecer una alternativa de menor costo a las instituciones médicas que requieren realizar análisis de marcha y evaluar el progreso de los pacientes tras sus terapias.

Bibliografía

8 Bibliografía

- [1] M. W. Whittle, *Gait analysis: an introduction*, Butterworth-Heinemann, 2014.
- [2] C. A. Ávila Bohórquez, «Estudio sobre la marcha humana,» *Ingenio Libre*, vol. 5, nº 1, pp. 55-62, 2006.
- [3] NeuroWikia, «Marcha normal,» [En línea]. Available: <http://www.neurowikia.es/content/marcha-normal>. [Último acceso: 2020].
- [4] J. Cámara, «Análisis de la marcha: Sus fases y variables espacio temporales,» *Entramado*, vol. 7, nº 1, pp. 160-173, 2011.
- [5] K. L. Moore, A. F. Dalley y A. M. Agur, *Clinically oriented anatomy*, Lippincott Williams & Wilkins, 2013.
- [6] A. M. Martín Noguerras, J. I. Calvo Arenillas, R. Jesús Orejuela, F. J. Barbero Iglesias y C. Sánchez Sánchez, «Fases de la marcha humana,» *Revista iberoamericana de fisioterapia y kinesiología*, vol. 2, nº 1, pp. 44-49, 1999.
- [7] A. I. Kapandji y others, *Fisiología articular*, 6 ed., vol. 2, Médica Panamericana, 2012.
- [8] F. H. Krusen, F. J. Kottke y J. F. Lehmann, *Medicina física y rehabilitación*, Médica Panamericana, 1997.
- [9] M. Vera Sánchez y R. Campillo Motilva, «Evaluación de la marcha y el equilibrio como factor de riesgo en las caídas del anciano,» *Revista Cubana de Medicina General Integral*, vol. 19, nº 5, 2003.
- [10] C. Cifuentes, F. Martínez y E. Romero, «Análisis teórico y computacional de la marcha normal y patológica: una revisión,» *Revista med*, vol. 18, nº 2, pp. 182-196, 2010.
- [11] C. Rodini, L. T. D. Ferreira, G. E. Pirré, M. Hino, F. M. Alfieri, M. Riberto y M. C. dos Santos Moreira, «Estudo comparativo entre a Escala de Equilíbrio de Berg, o Teste Timed Up & Go e o Índice de Marcha Dinámico quando aplicadas em idosos hígidos,» *Acta fisiatrica*, vol. 15, nº 4, pp. 267-268, 2008.
- [12] C. M. Sanz, «Marcha patológica,» *Revista del pie y tobillo*, vol. 17, nº 1, 2003.

- [13] E. Dayan y L. G. Cohen, «Neuroplasticity subserving motor skill learning,» *Neuron*, vol. 72, nº 3, pp. 443-454, 2011.
- [14] A. L. Cerda, «Manejo del trastorno de marcha del adulto mayor,» *Revista Médica Clínica Las Condes*, vol. 25, nº 2, pp. 265-275, 2014.
- [15] MedlinePlus, «Rehabilitación,» National Library of Medicine, 2019. [En línea]. Available: <https://medlineplus.gov/spanish/rehabilitation.html>. [Último acceso: 2020].
- [16] J. C. Vilaseca, R. G. Figuera y B. Müller, «Técnicas instrumentales de diagnóstico y evaluación en rehabilitación: estudio de la marcha,» *Rehabilitación*, vol. 39, nº 6, pp. 305-314, 2005.
- [17] R. L. Norton, *Diseño de Maquinaria*, Cuarta ed., McGraw-Hill, 1009.
- [18] J. J. Craig, *Robótica*, Tercera ed., Pearson Educación, 2006.
- [19] A. Barrientos, *Fundamentos de robótica.*, Segunda ed., McGraw-Hill, 2007.
- [20] L. Wells, *Kinesiología. Bases científicas del Movimiento Humano.*, Pila Releña, 1985.
- [21] M. A. Gutiérrez, *Biomecánica, la física y la fisiología*, Madrid: Consejo Superior de Investigaciones Científicas, 2000.
- [22] L. T. Serra Jimenez, «Planimetría Anatómica,» *Anatomía*, 2016. [En línea]. Available: <https://basesdelanatomia.wordpress.com/2016/10/06/planetaria-anatomica/>. [Último acceso: 2020].
- [23] F. Castillo, «Biomecánica del Hombro,» *SlideShare*, 2012. [En línea]. Available: <https://es.slideshare.net/fisioterapeuta54/biomecanica-del-hombro-13003613>. [Último acceso: 2020].
- [24] E. d. Danza, «Conceptos básicos del cuerpo humano. Movimientos musculares.,» 2020. [En línea]. [Último acceso: 2020].
- [25] C. Perez Barahona, «Articulaciones y músculos agonistas,» *SlideShare*, 2014. [En línea]. Available: <https://www.slideshare.net/CarlosPerezBarahona/trabajo-de-biomecanica-articulaciones-2/33>. [Último acceso: 2020].
- [26] J. A. Acero Jauregui, *Bases biomecánicas para la actividad física y deportiva*, Universidad de Pamplona, 2002.

- [27] F. H. Stengele, «Anatomía de la Pierna Humana,» Bibliotecas UDLAP, 2008. [En línea]. Available: http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lep/hernandez_s_f/capitulo2.pdf. [Último acceso: 2020].
- [28] D. Mayorca, H. G. Herman, E. Viveros y Á. M. López, «Control predictivo sujeto a restricciones de un motor DC presente en un exoesqueleto de miembro inferior.,» ResearchGate, 2018. [En línea]. Available: https://www.researchgate.net/figure/Figura-4-Flexin-y-extensin-de-rodilla_fig1_327108779. [Último acceso: 2020].
- [29] P. M. Balderrama Surroca, *Prototipo para la asistencia en la rehabilitación de los movimientos de flexión y extensión del Pie*, Córdoba: Universidad Nacional de Córdoba, 2018.
- [30] D. N. Cuesta C. y J. R. Huerfano G., «Diseño y construcción de un brazo robótico de 6 GDL,» *Tekhnê*, vol. 13, nº 1, pp. 73-82, 2016.
- [31] C. Hernández Santos, C. F. Montoya Mejía y M. A. Oliver Salazar, Diseño de un sistema emulando el movimiento articulado de una mano, brazo y antebrazo, Cenidet, Ed., Cuernavaca Morelos: SEP, 2007.
- [32] J. Grosso M y D. A. Tibaduiza Burgos, «Diseño y validación de un exoesqueleto maestro-esclavo para rehabilitación de piernas,» de *VI Congreso Internacional de Investigaciones en Ingeniería Eléctrica y Electrónica*, Bogotá, 2008.
- [33] J. W. Rohen, C. Yukochi y E. Lütjen-Drecoll, Atlas de anatomía humana. Estudio fotográfico del cuerpo humano., Quinta ed., Madrid: Elsevier Science, 2003.
- [34] J. A. Acero Jáuregui, «Grados de Libertad en el Movimiento Humano,» G-SE, 2013. [En línea]. Available: <https://g-se.com/grados-de-libertad-en-el-movimiento-humano-bp-757cfb26d3868e>. [Último acceso: 2021].
- [35] B. Y. Jacobs, E. H. Lakes, A. J. Reiter, S. P. Lake, T. R. Ham, N. D. Leipzig, S. L. Porvasnik, C. E. Schmidt, R. A. Wachs y K. D. Allen, «The open source GAITOR suite for rodent gait analysis,» *Scientific reports*, vol. 8, nº 1, pp. 1-14, 2018.
- [36] F. R. Carrick, A. Hankir, R. Zaman y C. H. Wright, «Metrological Performance of Instruments used in Clinical Evaluation of Balance,» *Psychiatría Danubina*, vol. 31, nº Suppl 3, pp. 324-330, 2019.
- [37] C. Wan, L. Wang y V. V. Phoha, «A survey on gait recognition,» *ACM Computing Surveys (CSUR)*, vol. 51, nº 5, pp. 1-35, 2018.

- [38] D. Gafurov, «A survey of biometric gait recognition: Approaches, security and challenges,» de *Annual Norwegian computer science conference*, Norway, 2007.
- [39] S. Z. Homayounfar y T. L. Andrew, «Wearable Sensors for Monitoring Human Motion: A Review on Mechanisms, Materials, and Challenges,» *SLAS TECHNOLOGY: Translating Life Sciences Innovation*, vol. 25, nº 1, pp. 9-24, 2020.
- [40] E. Panero, E. Digo, V. Agostini y L. Gastaldi, «Comparison of different motion capture setups for gait analysis: validation of spatio-temporal parameters estimation,» de *2018 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA)*, 2018.
- [41] M.-I. Keri, A. W. Shehata, Q. A. Boser, A. H. Vette y J. S. Hebert, «Development and Verification of a Low-Cost Prosthetic Knee Motion Sensor,» de *2018 IEEE Life Sciences Conference (LSC)*, 2018.
- [42] T. Seel, J. Raisch y T. Schauer, «IMU-based joint angle measurement for gait analysis,» *Sensors*, vol. 14, nº 4, pp. 6891-6909, 2014.
- [43] T. Chomiak, W. Xian, Z. Pei y B. Hu, «A novel single-sensor-based method for the detection of gait-cycle breakdown and freezing of gait in Parkinson's disease,» *Journal of Neural Transmission*, vol. 126, nº 8, pp. 1029-1036, 2019.
- [44] L. Gabert y T. Lenzi, «Instrumented Pyramid Adapter for Amputee Gait Analysis and Powered Prosthesis Control,» *IEEE Sensors Journal*, vol. 19, nº 18, pp. 8272-8282, 2019.
- [45] D. Tan, Y.-H. Pua, S. Balakrishnan, A. Scully, K. J. Bower, K. M. Prakash, E.-K. Tan, J.-S. Chew, E. Poh, S.-B. Tan y others, «Automated analysis of gait and modified timed up and go using the Microsoft Kinect in people with Parkinson's disease: associations with physical outcome measures,» *Medical & biological engineering & computing*, vol. 57, nº 2, pp. 369-377, 2019.
- [46] A. G. Leal-Junior, A. Frizzera, A. Theodosiou, C. Díaz, M. Jimenez, R. Min, M. J. Pontes, K. Kalli y C. Marques, «Plane-by-Plane Written, Low-Loss Polymer Optical Fiber Bragg Grating Arrays for Multiparameter Sensing in a Smart Walker,» *IEEE Sensors Journal*, vol. 19, nº 20, pp. 9221-9228, 2019.
- [47] N. R. Crawford, G. T. Yamaguchi y C. A. Dickman, «A new technique for determining 3-D joint angles: the tilt/twist method,» *Clinical Biomechanics*, vol. 14, nº 3, pp. 153-165, 1999.
- [48] E. Digo, G. Pierro, S. Pastorelli y L. Gastaldi, «Tilt-Twist Method Using Inertial Sensors to Assess Spinal Posture During Gait,» de *International Conference on Robotics in Alpe-Adria Danube Region*, 2019.

- [49] I. Aprile, A. Cruciani, M. Germanotta, V. Gower, C. Pecchioli, D. Cattaneo, F. Vannetti, L. Padua y F. Gramatica, «Upper limb robotics in rehabilitation: an approach to select the devices, based on rehabilitation aims, and their evaluation in a feasibility study,» *Applied Sciences*, vol. 9, nº 18, p. 3920, 2019.
- [50] M. Dimitri, «TESLASUIT,» [En línea]. Available: <https://teslasuit.io/>. [Último acceso: 2021].
- [51] Tyromotion, «Pablo Upper Extremity,» Tyromotion, 2020. [En línea]. Available: <https://tyromotion.com/en/products/pablo/>. [Último acceso: 2021].
- [52] Tyromotion, «Pablo Lower Extremity,» Tyromotion, 2020. [En línea]. Available: <https://tyromotion.com/en/products/pablo-lower-extremity/>. [Último acceso: 2021].
- [53] B. Bioengineering, «G-Walk Wearable system for the functional analysis of movement,» BTS Bioengineering, 2019. [En línea]. Available: <https://www.btsbioengineering.com/products/g-walk-inertial-motion-system>. [Último acceso: 2021].
- [54] A. A. Associates, «Free QFD Templates,» 2007. [En línea]. Available: <http://www.qfdonline.com/templates/>. [Último acceso: 2020].
- [55] E. Systems, «ESP32-WROOM-32 Datasheet,» Espressif, 2021. [En línea]. Available: https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32-wroom-32_datasheet_en.pdf. [Último acceso: 2021].
- [56] E. Systems, «ESP32 Series Datasheet,» Espressif, 2021. [En línea]. Available: https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32_datasheet_en.pdf. [Último acceso: 2021].
- [57] I. Inc., «MPU-6000 and MPU-6050 Product Specification Revision 3.4,» 2013. [En línea]. Available: <https://invensense.tdk.com/wp-content/uploads/2015/02/MPU-6000-Datasheet1.pdf>. [Último acceso: 2021].
- [58] Joy-IT, «KY-040 Rotary encoder,» 2017. [En línea]. Available: <https://datasheetspdf.com/pdf-file/1402050/Joy-IT/KY-040/1>. [Último acceso: 2021].